



UNIVERSITAT JAUME I
U. P. TECNOLOGIA

**EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE SILLAS.
CRITERIOS DE EVALUACIÓN BASADOS EN EL
ANÁLISIS DE LA POSTURA**

**Memoria de tesis doctoral realizada para obtener el grado de
Dra. Ingeniera Industrial**

Realizada por: Margarita Vergara Monedero

Dirigida por: Dr. Álvaro Page del Pozo

ENERO 1998

III

A mis padres y a Roberto

PRÓLOGO

Esta tesis doctoral surge a partir de las actividades desarrolladas durante mi estancia en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) durante el curso académico 1993-94 y posteriores, gracias a un proyecto de formación de profesorado en el área de ergonomía de productos. Dichas actividades han consistido, por una parte, en la recopilación de información y material bibliográfico que sirviera de base para las asignaturas relacionadas con la ergonomía a impartir en la titulación de Ingeniería Técnica en Diseño Industrial en la UJI, y por otra parte, en colaborar en las actividades de I+D que el grupo de Biomecánica Ocupacional del IBV venía desarrollando en el campo de la ergonomía de productos.

A este respecto, las actividades de investigación en las que he venido colaborando han sido principalmente la puesta a punto de técnicas de análisis y evaluación ergonómica de productos (análisis de las preferencias, análisis biomecánicos y análisis fisiológicos) y la generación de bases de conocimientos sobre criterios para el diseño ergonómico. Dentro de éstas, ha sido de especial consideración el diseño de mobiliario y en concreto el análisis de la postura.

Con la presentación de este trabajo culmina uno de los objetivos por el que se inició la colaboración entre el IBV y la Universitat Jaume I (UJI). Espero que las buenas relaciones mantenidas y el apoyo mutuo prestado continúen a partir de ahora.

Margarita Vergara,

AGRADECIMIENTOS

Quisiera expresar mi más profundo agradecimiento a mi director de tesis, ya que sin su ayuda y entusiasmo sobre el tema, este trabajo no habría podido llevarse a término.

Asimismo, me gustaría manifestar mi gratitud a todos los miembros del IBV que me han apoyado y ayudado, en especial a Amparo Küster por su ayuda en los ensayos de laboratorio, y a todos aquellos que de un modo u otro han tenido relación con el desarrollo y construcción del raquímetro.

Tampoco podría presentar esta tesis sin antes agradecer sinceramente su colaboración a todos los que se han prestado voluntarios para participar en las pruebas de validación. Es una larga lista, pero considero que debo incluirla:

Alberto Ferreras, Alberto Martínez, Amparo García, Amparo Küster, Begoña, Carlos Chirivella, Clara, Chema Marco, Eduardo Vega, Eva Gandía, Eva Jimenez, Filo, Francisco Matey, Jacobo Ventura, Jesús Jorquera, Joaquín García, Juanma, Luis, Oscar Farcón, Paula García, Pilar Andrés, Raquel Esteve, Raquel Poveda, Rosa Porcar, Rosa Roselló, Sara Sainz, Xavi

RESUMEN

En esta tesis se analizan las técnicas de evaluación ergonómica de asientos que se están utilizando actualmente. Se ha detectado una falta de estudios sobre la relación entre las técnicas que miden parámetros objetivos (posturas, esfuerzos, etc.) y las que utilizan medidas subjetivas (nivel de comodidad, molestias, etc.). El objetivo principal propuesto es abordar el estudio de la relación entre las posturas adoptadas en los asientos y las sensaciones de comodidad experimentadas.

Tras analizar las técnicas de medición de posturas existentes, se han realizado diferentes experimentos para poner a punto una nueva técnica de medición de la forma externa de la zona lumbar y la inclinación de la pelvis, que permite el registro continuo de ambos ángulos, y el uso del respaldo sin afectar al comportamiento del sujeto. Se ha comprobado que la técnica desarrollada tiene precisión y repetibilidad superiores a las de otras técnicas convencionales.

Se ha desarrollado también un procedimiento de localización de las vértebras a nivel de la piel que no requiere de conocimientos anatómicos específicos y se ha comprobado la relación existente entre ángulos de cuerpos vertebrales y ángulos en piel, validando así la técnica de medición a nivel de la piel.

Para abordar el objetivo principal, se han realizado ensayos con diferentes sillas y sujetos durante los que se ha registrado de forma continua la postura lumbar, la inclinación de la pelvis y el uso del respaldo, además de diversas sensaciones de comodidad (general, por zonas del cuerpo).

Con los resultados obtenidos, se ha podido analizar el comportamiento espontáneo de los sujetos en tareas de oficina, y se han identificado las formas básicas de sentarse en función del uso del respaldo. Se han estudiado diferentes parámetros de movilidad y posturas medias, así como el efecto del respaldo sobre ellos.

Se ha analizado también la relación entre las diferentes sensaciones de comodidad, comprobando que las molestias en la zona lumbar son las más influyentes en las sensaciones de comodidad general.

El análisis de la relación entre los parámetros posturales y las molestias corporales indica que los grandes cambios de postura, en especial de la pelvis, son buenos indicadores de las situaciones de incomodidad. Por el contrario, los pequeños movimientos frecuentes alrededor de las posturas estables, y también las posturas con una ligera flexión lumbar y la pelvis más inclinada hacia atrás mejoran la comodidad.

INDICE GENERAL

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA. 1

I.1 INTRODUCCIÓN. LA POSTURA SENTADA.	3
I.2 EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE MOBILIARIO.	7
I.2.1 ANTROPOMETRÍA.	9
I.2.2 PRUEBAS SUBJETIVAS.	10
I.2.3 PRUEBAS OBJETIVAS	13
I.3 DISCUSIÓN.	16
I.4 CONCLUSIONES.	22

CAPÍTULO II. OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO 23

II.1 OBJETIVOS DE LA TESIS.	24
II.2 PLAN DE TRABAJO.	27

CAPÍTULO III. ESTADO ACTUAL DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA POSTURA APLICADAS A LA EVALUACIÓN DE MOBILIARIO 29

III.1 INTRODUCCIÓN.	31
---------------------	----

III.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA FLEXIÓN LUMBAR.	32
<i>III.2.1 RADIOGRAFÍAS.</i>	32
III.2.1.1 Forma de medición del ángulo mediante radiografías.	34
<i>III.2.2 MEDICIÓN A NIVEL DE LA PIEL.</i>	38
III.2.2.1 Medida de la distensión en la piel.	38
III.2.2.2 Medida del ángulo sobre la piel.	40
III.2.2.2.1 Medida de la inclinación de dos marcas en la piel.	40
III.2.2.2.2 Medida del ángulo directo entre dos marcas en la piel	43
III.2.2.2.3 Técnicas fotográficas.	45
III.2.2.2.4 Medida de la posición y orientación en el espacio de dos marcas en la piel.	45
III.2.2.2.5 Medida de la forma completa de la piel.	46
III.2.2.3 Forma de medición del ángulo sobre la piel.	51
III.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA INCLINACIÓN DE LA PELVIS.	54
III.4 VALIDACIÓN DE TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA CURVATURA LUMBAR.	58
<i>III.4.1 PROPIEDADES DEL MÉTODO DE MEDIDA.</i>	58
<i>III.4.2 COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE MEDIDA.</i>	60
III.4.2.1 Comparación de técnicas de medición externas con radiografías.	61
III.4.2.2 Comparación de técnicas superficiales entre sí.	62
III.5 CONCLUSIONES.	63
<i>III.5.1 REQUISITOS DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA POSTURA PARA LA EVALUACIÓN DE MOBILIARIO.</i>	63
<i>III.5.2 RELACIÓN ÁNGULO INTERNO - EXTERNO.</i>	64
<i>III.5.3 ZONA DE MEDICIÓN DEL ÁNGULO LUMBAR A NIVEL DE LA PIEL</i>	64
<i>III.5.4 VALIDACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN</i>	64

CAPÍTULO IV. DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA67

IV.1 INTRODUCCIÓN	69
IV.2 VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA DE IDENTIFICACIÓN DE LAS VÉRTEBRAS CON RAYOS X	71
<i>IV.2.1 OBJETIVOS</i>	<i>72</i>
<i>IV.2.2 DESARROLLO: MATERIAL Y MÉTODO</i>	<i>72</i>
<i>IV.2.3 RESULTADOS</i>	<i>75</i>
IV.2.3.1 Localización de vértebras en piel	77
IV.2.3.2 Desplazamiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras	81
IV.2.3.3 Relación entre los ángulos internos entre vértebras y los ángulos externos en piel	82
IV.2.3.4 Relación entre el aumento de ángulo interno y el aumento del ángulo externo	85
<i>IV.2.4 CONCLUSIONES</i>	<i>86</i>
IV.2.4.1 Protocolo de identificación de las vértebras lumbares	86
IV.2.4.2 Relación de ángulos internos y externos	88
IV.2.4.3 Desplazamiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras	89
IV.3 DESCRIPCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE MEDIDA UTILIZADOS	90
<i>IV.3.1 MEDICIÓN DE LA CURVATURA LUMBAR</i>	<i>91</i>
IV.3.1.1 Descripción general del raquímetro	91
IV.3.1.2 Calibración y puesta a cero del raquímetro	94
IV.3.1.3 Sistema de sujeción del raquímetro al sujeto	95
IV.3.1.4 Calibración del sujeto: modelo lineal para la flexión del tronco	97
<i>IV.3.2 MEDICIÓN DE LA INCLINACIÓN DE LA PELVIS</i>	<i>102</i>
<i>IV.3.3 MEDICIÓN DEL USO DEL RESPALDO</i>	<i>104</i>
IV.4 VALIDACIÓN DE LAS MEDICIONES DEL RAQUÍMETRO	106

<i>IV.4.1 INTRODUCCIÓN</i>	<i>106</i>
<i>IV.4.2 PRECISIÓN DEL APARATO</i>	<i>107</i>
IV.4.2.1 Objetivo	107
IV.4.2.2 Desarrollo	107
IV.4.2.3 Resultados	107
IV.4.2.4 Conclusiones	109
<i>IV.4.3 MODELO LINEAL DEL RAQUIS</i>	<i>109</i>
IV.4.3.1 Objetivo	109
IV.4.3.2 Desarrollo	109
IV.4.3.3 Resultados	111
IV.4.3.4 Conclusiones	116
<i>IV.4.4 REPETIBILIDAD DE LAS CALIBRACIONES</i>	<i>116</i>
IV.4.4.1 Objetivo	116
IV.4.4.2 Desarrollo	116
IV.4.4.3 Resultados	117
IV.4.4.4 Conclusiones	120
<i>IV.4.5 REPETIBILIDAD DE POSTURAS</i>	<i>121</i>
IV.4.5.1 Objetivo	121
IV.4.5.2 Desarrollo	121
IV.4.5.3 Resultados	123
IV.4.5.4 Conclusiones	124
<i>IV.4.6 REPETIBILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD DE LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO LUMBAR. COMPARACIÓN CON LA MEDIDA DE INCLINÓMETROS</i>	<i>124</i>
IV.4.6.1 Objetivo	125
IV.4.6.2 Desarrollo	125
IV.4.6.3 Resultados	126
IV.4.6.3.1 Error de repetibilidad dentro de una misma sesión	127
IV.4.6.3.2 Error de repetibilidad	128
IV.4.6.3.3 Error de reproducibilidad	130
IV.4.6.3.4 Comparación con las mediciones de los inclinómetros	131
IV.4.6.4 Conclusiones	132
<i>IV.4.7 EFECTO DEL RESPALDO</i>	<i>133</i>
<i>IV.4.8 CONCLUSIONES DE LAS PRUEBAS DE VALIDACIÓN</i>	<i>134</i>

CAPÍTULO V. ESTUDIO DE PARÁMETROS POSTURALES Y SU RELACIÓN CON LA COMODIDAD **137**

V.1 INTRODUCCIÓN	139
V.2 EXPERIMENTO DE VALIDACIÓN DEL MODELO CAUSA-EFECTO	140
<i>V.2.1 OBJETIVO</i>	<i>140</i>
<i>V.2.2 DESARROLLO</i>	<i>140</i>
V.2.2.1 Sujetos	141
V.2.2.2 Sillas y mesa	141
V.2.2.3 Proceso	145
<i>V.2.3 RESULTADOS</i>	<i>148</i>
V.2.3.1 Calibraciones	149
V.2.3.2 Posturas de referencia	150
V.3 RESULTADOS DE LA MEDICIÓN DE POSTURAS	153
<i>V.3.1 USO DEL RESPALDO</i>	<i>153</i>
<i>V.3.2 NIVELES MEDIOS DE FLEXIÓN LUMBAR E INCLINACIÓN DE LA PELVIS</i>	<i>156</i>
<i>V.3.3 REGISTROS TEMPORALES DE POSTURAS: HISTOGRAMAS</i>	<i>160</i>
<i>V.3.4 MOVILIDAD DE LAS POSTURAS</i>	<i>165</i>
V.3.4.1 Selección de parámetros de movilidad	165
V.3.4.2 Descriptivo de la movilidad de las posturas adoptadas en las sillas	172
<i>V.3.5 RELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE POSTURAS</i>	<i>177</i>
<i>V.3.6 GRUPOS DE POSTURAS Y DESCRIPTIVO POR GRUPOS</i>	<i>181</i>
V.3.6.1 Formación de los grupos	181
V.3.6.2 Descriptivo de posturas por grupos	187
V.3.6.3 Diferencias de parámetros posturales por sillas para cada grupo	191
<i>V.3.7 CONCLUSIONES DEL ANÁLISIS DE POSTURAS</i>	<i>193</i>
V.4 RESULTADOS DE LOS TESTS SUBJETIVOS	197
<i>V.4.1 COMODIDAD GENERAL</i>	<i>197</i>

<i>V.4.2 NIVEL DE MOLESTIAS</i>	199
V.4.2.1 Frecuencia y evolución de molestias	199
V.4.2.2 Relación entre molestias en diferentes zonas	201
<i>V.4.3 RELACIÓN ENTRE COMODIDAD Y MOLESTIAS</i>	203
<i>V.4.4 COMODIDAD Y MOLESTIAS POR GRUPOS</i>	206
<i>V.4.5 JUICIOS SOBRE CARACTERÍSTICAS DE LAS SILLAS</i>	207
<i>V.4.6 CONCLUSIONES DEL ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS JUICIOS SUBJETIVOS</i>	211
V.5 RELACIÓN ENTRE LA COMODIDAD Y LA POSTURA	213
<i>V.5.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LOS PARÁMETROS POSTURALES POR NIVELES DE MOLESTIAS O COMODIDAD</i>	214
V.5.1.1 Asociación posturas medias / niveles de molestias	214
V.5.1.2 Asociación micromovimientos / niveles de molestias	216
V.5.1.3 Asociación macromovimientos / niveles de molestias	218
V.5.1.4 Asociación contacto con el respaldo / niveles de molestias	221
V.5.1.5 Conclusiones	222
<i>V.5.2 RELACIÓN ENTRE COMODIDAD Y POSTURA. ANÁLISIS MULTIVARIANTE</i>	225
V.5.2.1 Relación de micromovimientos y posturas medias con el aumento de molestias	230
V.5.2.1.1 Obtención y descripción de factores	230
V.5.2.1.2 Relación entre factores posturales y molestias	234
V.5.2.1.3 Conclusiones	240
V.5.2.2 Análisis del nivel de macromovimientos como indicador objetivo de incomodidad	242
V.5.2.2.1 Conclusiones	246

CONCLUSIONES Y DESARROLLOS FUTUROS	247
---	------------

REFERENCIAS	255
--------------------	------------

ANEXOS	267
---------------	------------

**I. INTRODUCCIÓN. REVISIÓN
BIBLIOGRÁFICA.**

I.1 INTRODUCCIÓN. LA POSTURA SENTADA.

La única postura universal entre las diferentes culturas a lo largo de la historia es la postura de pie. No ocurre lo mismo con la postura sentada: tiene su origen en la antigua Grecia y Egipto y, en la actualidad, es la más común en los países occidentales. En efecto, el desarrollo de actividades sedentarias está profundamente ligado a las pautas culturales y tecnológicas. Puede afirmarse, sin exagerar, que la postura más frecuente en los países industrializados es la sentada; sólo hay que tener en cuenta el número de horas que pasamos sentados en medios de transporte, lugar de trabajo, actividades de ocio, etc.

Cuando un usuario se sienta busca un apoyo corporal estable. Con ello consigue un mayor control de los movimientos y una mayor capacidad visual, necesarios para determinadas tareas. Además la actividad muscular y las tensiones internas se ven reducidas, lo que le proporciona un mayor descanso (Andersson 1986).

La postura adoptada por una persona en un puesto de trabajo sentado, depende de tres aspectos (Figura I. 1):

- por una parte, de los requisitos visuales y manuales de la tarea (para escribir sobre una mesa se adopta una postura anterior, mientras que, para descansar, se prefiere una posterior);
- por otra, de las características antropométricas y anatómicas del sujeto;
- y, por último, del diseño físico del puesto de trabajo, es decir, de las características de la silla y la mesa que se utiliza.

MUEBLE + SUJETO + TAREA = POSTURA

Figura I. 1. Factores que afectan a la postura sentada

La combinación de estos tres factores da lugar a una postura concreta. Esta postura debe ser cómoda durante un periodo de tiempo más o menos prolongado, y apropiada a la tarea o actividad que se vaya a realizar.

Como cualquier otra postura que se mantiene durante largo tiempo, la postura sentada puede tener consecuencias no deseadas sobre el organismo. Entre las más comunes se encuentran dolores en el cuello, los hombros y la espalda. Los **cambios posturales y fisiológicos** que aparecen al sentarse son los causantes de estos dolores. Los cambios que aparecen han sido ampliamente estudiados: la curvatura del raquis lumbar, la presión intradiscal, la actividad muscular de diferentes zonas, la circulación sanguínea, los nervios, la presión que soportan los tejidos de las nalgas, el calor corporal, y las vísceras. Se comentan a continuación.

- **Efectos en la curvatura del raquis lumbar.**

En la postura de pie, la zona lumbar vista de lado presenta una curvatura de concavidad posterior o lordosis. Cuando el sujeto se sienta, la pelvis gira hacia atrás, y para compensarlo el tronco se flexiona hacia delante (Figura I. 2). De esta forma, la lordosis lumbar disminuye e incluso se transforma en cifosis o convexidad posterior (Andersson, 1986). El uso de un apoyo lumbar ayuda a estabilizar la pelvis y, por tanto, a mantener la lordosis lumbar. Aún así, en posición sentada, nunca se podrán alcanzar niveles de 30° de lordosis como en postura de pie. El factor fisiológico que más afecta a la curvatura del raquis es la flexión de la cadera, aunque también lo hace la extensión de la rodilla en menor medida (Keegan, 1953; Brunswick, 1984; Andersson, 1986; Bridger *et al.*, 1989a; Eklund y Liew, 1991; Bridger *et al.*, 1992). Por esta razón, algunos autores (Mandal, 1986) recomiendan posturas sentadas con las rodillas flexionadas y la cadera en niveles de flexión similares a los que se presentan de pie. Por otra parte, la lordosis lumbar es fundamental para mantener el equilibrio en la postura de pie (Bridger, 1991), pero no tanto sentado.

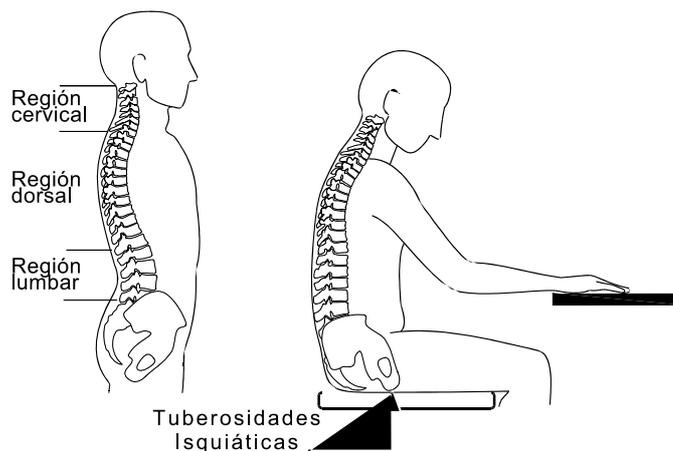


Figura I. 2. Curvatura del raquis lumbar al sentarse.

- **Efectos en los discos intervertebrales.**

Algunos estudios han relacionado el dolor de espalda con el deterioro de los discos intervertebrales. Este deterioro se debe básicamente a la presión interna del disco y a su nutrición. La presión es siempre mayor en posturas flexionadas que en posturas erguidas (Adams y Huton, 1985) y, en consecuencia, menor en la postura de pie que en posturas sentadas (Andersson, 1986). Esto supone una desventaja de la postura sentada. Sin embargo, algunos estudios sobre la nutrición de los discos (Bridger, 1991) sugieren que la postura lordótica habitual contribuye a la degeneración de los discos. Los discos intervertebrales son estructuras sin riego sanguíneo, por

lo que su nutrición se realiza por dos efectos: difusión de los nutrientes (fenómeno químico) e intercambio de fluido con las zonas adyacentes (fenómeno físico). El efecto de la difusión no es suficiente para una buena nutrición, por lo que es necesario un gran intercambio de fluido para ayudar a su nutrición. Cuando la carga a la que están sometidos los discos varía, el intercambio de fluido se hace lo suficientemente grande para conseguirlo (Adams y Huton, 1983). Este efecto de intercambio de fluido es mayor en los discos flexionados que en los erguidos. Por esta razón se recomienda que el diseño del mueble permita cambios de postura, que ayuden a modificar la presión intervertebral y nutrir los discos.

- **Efectos en la actividad muscular.**

En la *zona lumbar* se obtienen niveles de actividad muscular similares al estar de pie que al estar sentado en postura erguida y sin respaldo. Es decir, que el esfuerzo muscular necesario para mantener la lordosis lumbar sin respaldo es del mismo orden de magnitud que para mantenerla en postura de pie. Por contra, cuando se flexiona la espalda o se utiliza un apoyo lumbar este nivel de actividad disminuye. Cuando los brazos se descansan sobre un reposabrazos, la actividad muscular lumbar también disminuye (Andersson, 1986). Además cuanto más se inclina el respaldo hacia atrás, más disminuye la actividad muscular en la zona lumbar, ya que se descansa mayor parte del peso corporal en el respaldo.

La actividad muscular en *cuello, espalda y hombros* depende de la relación existente entre la altura del asiento y la altura de la mesa (Andersson y Örtengren, 1974) y también de la existencia y características de los reposabrazos. Una mesa muy alta sobrecarga los músculos de los hombros, mientras que una mesa muy baja sobrecarga los del cuello. La ausencia de reposabrazos sobrecarga los de los hombros.

- **Efectos en los tejidos superficiales.**

En postura sedente, la mayor parte del peso corporal lo soportan los tejidos blandos de las nalgas, que cubren las tuberosidades isquiáticas de la pelvis (Figura I. 2) y los de la parte posterior de los muslos. La presión en los tejidos dificulta el flujo sanguíneo, y puede además afectar a los nervios (Zacharkov, 1988). Si la presión es excesiva y prolongada puede aparecer entumecimiento y dolor. Para aliviar estos síntomas, el individuo tiende a moverse, cambiando así la distribución de presiones en las superficies de apoyo. Por ello, las superficies de apoyo deben ser acolchadas y con una base firme para dar buen soporte.

- **Efectos en la circulación sanguínea.**

Por una parte, al bajar la altura del corazón con respecto a las piernas, la presión venosa en las piernas disminuye en la postura sentada, lo cual es

ventajoso. Pero, por otra parte, si se comprime una vena o una arteria en algún punto, puede aparecer hinchazón y entumecimiento de las piernas (Zacharkov, 1988). Una sensación similar puede aparecer si se mantienen las piernas quietas o con ángulos muy cerrados en las articulaciones. Si el asiento es demasiado alto, se puede comprimir la zona de los muslos, y si se adoptan posturas desplomadas, la zona propensa a comprimirse son las nalgas.

- **Efectos en los nervios.**

La compresión de los nervios puede afectar a la función motora (perdiendo fuerza o entorpeciendo el movimiento de los músculos) y a la sensitiva (se ‘duerme’ una parte del cuerpo). Al sentarse, los nervios que se pueden comprimir son los que se encuentran en los muslos y nalgas, afectando así a las funciones de las piernas. Al apoyar los brazos, por presión en el reposabrazos, se puede comprimir el nervio cubital a la altura del codo, afectando así a la palma de la mano y los dedos.

- **Efectos en el calor corporal.**

Al estar sentado, la silla recubre toda la superficie posterior del cuerpo. De esta forma, las características de la silla en cuanto a temperatura e intercambio de calor influyen en la sensación de comodidad. Por esta razón, los tapizados deben ser transpirables.

- **Efectos en las vísceras.**

Al sentarse inclinado hacia delante, la digestión y la respiración pueden verse dificultadas, debido al aumento de presión abdominal. (Zacharkov, 1988).

Aunque puede parecer que la postura sentada es una postura segura, los cambios posturales y fisiológicos comentados, pueden causar, en mayor o menor medida, la aparición de dolores de espalda, cuello y hombros. En especial, este tipo de molestia aparece cuando se mantiene la postura sentada de forma prolongada.

Como parte del puesto de trabajo, el diseño de las sillas en las que nos sentamos ha sido, y sigue siendo, objeto de estudio y mejora. El objetivo perseguido es el de disminuir los efectos negativos que produce estar sentado durante largos periodos de tiempo, hecho cada vez más común en los puestos de trabajo.

1.2 EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE MOBILIARIO.

Cualquier mueble, debe cumplir con la función para la que ha sido planeado, y su fabricación debe ser viable desde el punto de vista económico y tecnológico. Pero además, debe tener una forma agradable y adecuada al ambiente en el que se va a utilizar, y proporcionar comodidad y seguridad al usuario. La importancia de estas últimas consideraciones en el diseño de muebles depende del destino final del producto y del valor añadido que el consumidor reconoce en ellas. En concreto, las consideraciones ergonómicas (comodidad, seguridad), suelen ser argumento de venta en la mayoría de los muebles de oficina, mientras que en el mueble doméstico, los criterios fundamentales de compra son la estética y el precio (IBV-AIDIMA, 1992). Aún así, hay que añadir que existe un interés creciente de los consumidores por que los muebles sean cómodos y saludables.

La adaptación de las sillas y mesas a los usuarios y a la tarea para la que están diseñados es por tanto un hecho importante, y en especial las sillas y mesas utilizadas en el trabajo, por la carga que pueden imponer una jornada laboral. La interacción usuario-mueble-tarea (Figura I. 3) tiene consecuencias a corto plazo en la comodidad experimentada por el usuario y también en la eficiencia con que se desarrolla la tarea. Además, esta misma interacción tiene consecuencias a largo plazo en la salud, sobretodo si se trabaja sentado muchas horas al día, en posturas inadecuadas.

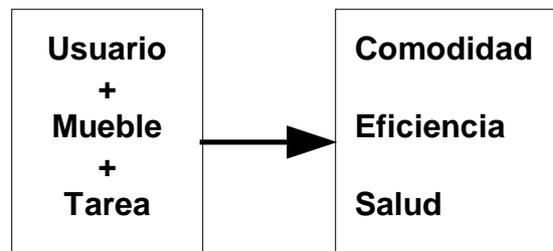


Figura I. 3. Objetivo de la ergonomía

La evaluación de los efectos que la utilización de un determinado mueble produce en la salud es difícil de realizar, ya que son consecuencias que se manifiestan a largo plazo. A esto hay que añadir el hecho de que no siempre se utiliza el mismo mueble, por lo que sería difícil distinguir los efectos de cada uno. Por todo esto, la medida de los efectos en la salud para la evaluación de muebles resulta inadecuada, con lo que los principales efectos factibles de evaluar son la eficiencia y la comodidad.

En algunos estudios se ha intentado utilizar como pruebas de evaluación de mobiliario parámetros de productividad en la tarea (pulsaciones por minuto y

errores de teclado al escribir a máquina, Lepoutre *et al.*, 1986; nivel de atención en clase, Linton *et al.*, 1994; eficacia en la conducción con un simulador, Thomas *et al.*, 1994; etc.). Los resultados no siempre han sido concluyentes, y si bien es cierto que existe una relación entre la silla y la eficiencia en la tarea, esta última no parece ser un discriminante efectivo de las diferencias entre asientos (Thomas *et al.*, 1994). Por otra parte, en muchas tareas, la productividad es difícil de cuantificar.

Así pues, el principal factor que se ha de valorar en la evaluación de asientos es la comodidad (Corlett, 1989). La comodidad es una sensación personal que experimenta el usuario mientras utiliza el asiento y comprende muchos factores. Uno de estos factores es la tarea que se desarrolla. No se espera el mismo nivel de comodidad en un sillón que en una silla de oficina o de comedor. Además, es difícil conseguir una silla aceptable para toda clase de tareas y tampoco tiene sentido el concepto de 'silla ergonómica' independientemente de su uso (Branton, 1969). Por tanto, la valoración de la comodidad de cualquier asiento debería realizarla el usuario mientras está desarrollando la tarea o la actividad para la cual está diseñado.

Un primer requisito, necesario para que un asiento sea cómodo, es la adecuación dimensional del mueble al usuario. Resulta evidente que un mueble de dimensiones no apropiadas al usuario, por excesivas o por escasas, nunca podrá alcanzar niveles de comodidad aceptables. Por esta razón, el uso de la antropometría para la definición de las principales dimensiones del mueble es algo que la mayoría de los diseños contemplan como base inicial. Pero una buena adecuación dimensional no asegura la comodidad del asiento; es necesario tener en cuenta otros criterios.

Para la definición de estos otros criterios de diseño, se han utilizado ampliamente métodos subjetivos de valoración de asientos. Estos métodos se basan generalmente en escalas de comodidad general (Shackel *et al.*, 1969) o por zonas del cuerpo (Corlett y Bishop, 1976). Además, con el fin de obtener información sobre la adecuación dimensional del mueble a las preferencias personales del usuario, se ha utilizado también otro tipo de pruebas sobre opiniones acerca de algunas características significativas del asiento (Shackel *et al.*, 1969) y pruebas de ajuste (Jones, 1969). Estos métodos se han aplicado no sólo a la evaluación de muebles sino también a la generación de criterios de diseño directamente (Page *et al.*, 1994).

Se han hecho también muchos esfuerzos en definir cual es la postura ideal desde el punto de vista médico, en base a mediciones y estudios fisiológicos y biomecánicos. Se han medido presiones en la interfase asiento-ocupante, niveles de esfuerzos musculares, posturas, etc., con el fin de relacionar los parámetros de diseño de los asientos con la respuesta corporal inicial. La definición de esa postura ideal se ha hecho casi siempre intentando minimizar esfuerzos internos concretos. Aunque, en muchos casos, las recomendaciones de diseño se basan en la medida de un único parámetro fisiológico o biomecánico, descuidando otros que pueden ser importantes. Además, en muchas ocasiones este parámetro se ha medido durante los primeros minutos de utilización de un asiento, sin tener en cuenta que ninguna

postura se puede mantener indefinidamente (Andersson, 1986; Bendix, 1987) y que en estos cambios de postura los parámetros fisiológicos o biomecánicos medidos también cambian. Por otra parte, no siempre cualquier disminución de esfuerzos internos provoca una mejora de la comodidad global percibida por el usuario (Messenger y Griffin, 1990).

Como se observa, se pueden distinguir tres grupos de técnicas de análisis, evaluación y generación de criterios ergonómicos de diseño de muebles: antropometría o adecuación dimensional usuario-mueble, pruebas subjetivas de comodidad basadas en juicios emitidos por los usuarios, y pruebas objetivas de medición de parámetros fisiológicos y biomecánicos. A continuación se describen con más detalle las aplicaciones y limitaciones de cada una de ellas.

I.2.1 ANTROPOMETRÍA.

La antropometría ha sido utilizada ampliamente como fuente principal, y a veces única, de criterios de diseño tanto de mobiliario como de otros productos (Pheasant, 1986, 1987 y 1990; Roebuck, 1994a). De hecho la mayoría de las normas de mobiliario la utilizan como fuente principal de las recomendaciones (BS 4467:1991, ISO 5970-1979).

La aplicación de criterios antropométricos al diseño de mobiliario se basa en el establecimiento de determinadas relaciones entre las dimensiones del mueble y las dimensiones relacionadas del usuario. El criterio general es diseñar para acomodar al mayor número de usuarios posible, por lo que la mayoría de las recomendaciones están basadas en la aplicación de estos criterios antropométricos a los percentiles extremos de la población, 95 percentil de hombres y 5 percentil de mujeres.

Sin embargo, respecto al uso de criterios antropométricos en el diseño de mobiliario hay que matizar algunos aspectos.

En primer lugar, existe una falta evidente de estudios antropométricos amplios en la mayoría de los países. Un estudio antropométrico requiere mucho esfuerzo y dinero, sobretodo si se pretende que los datos obtenidos sean fiables. Por una parte, hay que medir a un gran número de personas, y también un gran número de dimensiones para que el estudio sea fiable y completo. Y por otra, los estudios deberían repetirse cada cierto tiempo, pues la población va cambiando, y sus dimensiones con ella. En nuestro país, en concreto, la información disponible es bastante escasa.

En segundo lugar, para la obtención de estos criterios de diseño se parte de la postura normalizada estándar (Figura I. 4) en la cual el tronco está erguido, y la cadera, la rodilla y el tobillo están flexionados en ángulo recto. Sin embargo, si se observa a cualquier usuario mientras está sentado, ninguno, o casi ninguno, se sienta en esa posición 'normal', y aunque algunos aspectos no varían, existen otros que sí (Mandal, 1985).

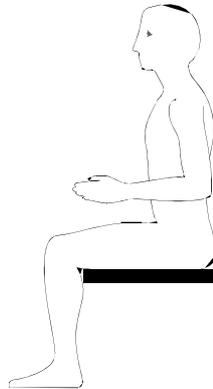


Figura I. 4. Postura sentada normalizada.

Existen algunos intentos de solucionar este problema utilizando modelos de ordenador que simulan las dimensiones y forma del cuerpo humano. Los hay desde planteamientos simples con modelos en dos dimensiones de las articulaciones y las longitudes de miembros (Dainoff *et al.*, 1994; Noro, 1994), a modelos en tres dimensiones de la figura humana como el programa SAMMIE desarrollado en la Universidad de Loughborough (Porter *et al.*, 1990) o el JACK en la Universidad de Pennsylvania (Badler *et al.*, 1993). Aún así, la mayoría de ellos simulan las dimensiones del cuerpo humano (no siempre escalables) y utilizan muy pocas articulaciones en el modelo, por lo que las posturas posibles se limitan a los grandes movimientos del cuerpo (Roebuck, 1994b), y su aplicación se ve restringida a la valoración ergonómica de espacios. Por ejemplo, en la industria automovilística se utilizan para comprobar el alcance a los distintos mandos y el diseño y posición de retrovisores, pero no son tan efectivos en el diseño del asiento en sí.

I.2.2 PRUEBAS SUBJETIVAS.

En las pruebas subjetivas se analizan las preferencias y opiniones de los usuarios y las sensaciones que experimentan mientras utilizan un determinado mueble.

Las técnicas basadas en tests subjetivos son ampliamente utilizadas para generar criterios ergonómicos aplicables al diseño de muebles y de otros productos (Cushman y Rosenberg, 1991; Page *et al.*, 1994). En ellas el usuario juzga el producto y da opiniones sobre él y sobre las sensaciones que percibe en su uso.

Cabría distinguir varios tipos de pruebas subjetivas para el análisis y evaluación del mobiliario:

- **Pruebas de confort.**

Estas pruebas tratan de cuantificar las sensaciones de incomodidad asociadas al uso del mueble mediante una serie de tests basados bien en escalas globales de comodidad (Shackel *et al.*, 1969) bien en molestias en determinadas partes del cuerpo (Corlett y Bishop, 1976). Suelen ser utilizadas conjuntamente.

En el **test de confort general** (Shackel *et al.*, 1969) se cuantifica el nivel de comodidad global experimentada por los usuarios mediante una escala de once grados (aunque puede variar en número, Naqvi *et al.*, 1994) que abarca desde la situación de máximo relax a la de dolor insoportable. Esta encuesta es cumplimentada por los usuarios, mientras utilizan el mueble, cada cierto intervalo de tiempo durante una sesión que puede durar de 1 a 3 horas. De esta forma se cuantifica la evolución del nivel de confort global que ofrece el mueble. Se espera que la comodidad global disminuya con el tiempo, aunque siempre dentro de unos niveles aceptables.

Los resultados del test proporcionan un juicio comparativo de la adecuación global de un mueble con respecto a otros, pero no proporcionan información sobre las posibles causas de los estados de incomodidad (características del mueble, posturas, falta de movilidad). En consecuencia, su aplicación más frecuente se limita a estudios en los que se comparan diferentes configuraciones de sillas de oficina (Mital, 1988; Rogan y Porter, 1990; Graf *et al.*, 1993 y 1995; Michel y Helander, 1994) y automoción (Thomas *et al.*, 1991).

El **test de dolor en partes del cuerpo** (Corlett y Bishop, 1976) es otra prueba de confort en la se pregunta sobre el índice de molestias o dolor en cualquier parte del cuerpo, a intervalos de tiempo mientras se utiliza el mueble durante una sesión de 1 a 3 horas. Para ayudar a la localización del dolor, el test se acompaña de un mapa del cuerpo, con pequeñas variaciones en las zonas en las que se divide, según autores. Las respuestas se ponderan en función del nivel de molestias y se obtiene una evolución temporal del dolor en cada zona del cuerpo. Cualquier cambio que se produzca en las sensaciones de incomodidad o molestias (Drury y Coury, 1982), se deberá exclusivamente a los efectos de utilizar ese asiento. Las molestias deben ser relacionadas con las características de la tarea y del mueble, para obtener así criterios de diseño.

Al igual que el anterior, este cuestionario es ampliamente utilizado para la evaluación de sillas (Drury y Francher, 1985; Eklund y Corlett, 1986; Rogan y Porter, 1990; Thomas *et al.*, 1991; Graf *et al.*, 1993 y 1995; Michel y Helander, 1994; Linton *et al.*, 1992, etc.).

- **Pruebas de preferencias de usuarios.**

Otro tipo de pruebas subjetivas son las pruebas sobre preferencias de los usuarios (Drury y Coury, 1982). Tienen como objetivo cuantificar las

opiniones de los usuarios de un producto acerca de sus características funcionales o dimensionales. Estas opiniones se suelen expresar en términos de escalas ordinales (niveles de satisfacción) o escalas de tipo binario (bien-mal). El tiempo necesario para obtener una opinión subjetiva fiable de un asiento puede ser relativamente corto (Shackel *et al.*, 1969; Rogan y Porter, 1990) lo cual constituye una ventaja, aunque en ocasiones la forma de plantearlo puede afectar a la opinión expresada (Pinder, 1990).

Por lo general, el resultado obtenido es una puntuación global de la característica del mueble. Por ello, su utilización más frecuente se limita a comparar diferentes sillas o partes de la silla (Mital, 1988; Corlett, 1989; Rogan y Porter, 1990; Pinder, 1990; Graf *et al.*, 1993; Cassar y Gross, 1995).

Se han utilizado también para obtener restricciones de diseño más o menos generales, relacionándolas con la antropometría del sujeto (Page *et al.*, 1994).

- **Pruebas de ajuste.**

El último tipo de prueba subjetiva lo constituyen las pruebas de ajuste, (Jones, 1969) y tienen como objetivo seleccionar parámetros de diseño a partir de las preferencias de los usuarios, cuando éstos utilizan un prototipo regulable del producto. El usuario se ajusta este prototipo hasta conseguir la configuración preferida.

Para el análisis de los datos es bastante común relacionar las características antropométricas del sujeto con las preferencias seleccionadas (Pheasant, 1990) llegando a tablas que relacionan la talla o alguna otra dimensión antropométrica con las dimensiones preferidas (Grandjean, 1973).

Estas técnicas están teniendo grandes resultados en determinados ámbitos como la automoción, sin embargo tienen algunas desventajas. Una de ellas es que fabricar un prototipo completamente regulable resulta difícil y caro. Otra es analizar independiente de cada dimensión, ya que la percepción del grado de ajuste simultáneo resulta poco fiable. Además, deben realizarse en laboratorio en ambientes lejanos a los reales, y responden a percepciones a corto plazo. Por último, el coste de este tipo de pruebas es muy alto.

Las pruebas subjetivas constituyen la única forma de medir las sensaciones y preferencias de los usuarios ante un determinado mueble. Por esta razón, su utilización es necesaria, y está muy extendida, aunque tienen la desventaja de que la información que ofrecen es un juicio comparativo entre muebles.

I.2.3 PRUEBAS OBJETIVAS

Consisten en el análisis de parámetros posturales, biomecánicos y fisiológicos, con el objetivo de conseguir una postura ideal que minimice los esfuerzos a los que se ve sometido el organismo.

Este tipo de análisis ha sido muy utilizado en pruebas de laboratorio como fuente de criterios para el diseño de muebles de oficina y de automoción. Entre las técnicas de medición más utilizadas están:

- **Medición de posturas.**

Los parámetros más observados en la evaluación de sillas han sido la flexión lumbar mediante diferentes dispositivos de medida (Snidjers *et al.*, 1987; Porter y Norris, 1987; Tichauer *et al.*, 1973, Percy y Hindle, 1989; Bishu *et al.*, 1991; etc.), la inclinación de la pelvis y el tronco (Eklund y Liew, 1991; Bridger *et al.*, 1992), y la flexión del cuello (Colombini *et al.*, 1986; De Wall *et al.*, 1992). Por lo general se ha considerado que las mejores posturas son aquellas en las que existe una menor flexión lumbar y del cuello, y una menor inclinación del tronco y la pelvis con relación a la postura erguida de pie.

- **Modelos biomecánicos.**

Se han utilizado básicamente para la estimación de esfuerzos en la columna, generalmente a nivel lumbar y del cuello (Occhipinti *et al.*, 1985; Eklund *et al.*, 1987; Eklund y Corlett, 1986; Colombini *et al.*, 1986). Se aplican las leyes de la mecánica al cuerpo humano, considerado éste como un sistema mecánico sobre el que actúa la gravedad y diversas fuerzas exteriores, y donde los músculos ejercen fuerzas internas (Chaffin y Anderson, 1990).

- **Medición de presiones en la interfase asiento-ocupante y respaldo-ocupante.**

Ha sido ampliamente utilizada en la evaluación de asientos, en especial asientos de automóviles (Corbridge y Griffin, 1991; Sember, 1994; Gross *et al.* 1994; Cassar y Gross, 1995; Hänel *et al.*, 1997) y asientos de sillas de ruedas, en los que la aparición de úlceras por presión en los usuarios es bastante frecuente (Bader y Hawken, 1990; Eckrich y Patterson, 1991). Las técnicas utilizadas para medición de presiones en la interfase son de muy diversos tipos: válvulas mecánicas con tanques de aire comprimido, técnicas ópticas, compuestos químicos sensibles a la presión, termográficos, sistemas con muelles mecánicos, sensores capacitivos, sensores resistivos, células neumáticas, etc. La medición de la presión **entre los pies y el suelo**, sobretudo en la evaluación de asientos inclinados hacia delante, ha sido también utilizada para valorar asientos (Graf *et al.*, 1993).

- **Medición de esfuerzos.**

La técnica más utilizada para la evaluación de asientos y puestos de trabajo es el registro de señales electromiográficas (Chaffin y Anderson, 1990; Anderson y Örtengren., 1974; Bendix y Hagberg, 1984; Colombini *et al.*, 1986; Mital, 1988; Marschall *et al.*, 1995). Consiste en la medición de la señal eléctrica asociada a la contracción muscular. Los músculos reaccionan ante una excitación neuronal de origen eléctrico contrayéndose, así cuanto mayor sea la excitación neuronal mayor será la actividad muscular. Se colocan unos electrodos en la superficie de la piel a dos niveles del músculo, y se registra la señal eléctrica que pasa a través de ellos.

- **Cambio de estatura.**

Algunos autores (Eklund y Corlett, 1986; Corlett, 1989; Michel y Helander, 1994, entre otros) miden la disminución de estatura desde el comienzo hasta el final de la jornada laboral con ayuda de un estadiómetro. La utilizan para cuantificar la carga a la que se ve sometida la columna vertebral: cuanto mayor es la carga a la que están sometidos los discos, más se comprimen éstos, y esta compresión llega a ser residual, recuperándose al dormir durante la noche. Por lo general, su utilización se limita a comparar diferentes configuraciones de sillas o puestos de trabajo.

La aplicación de todas estas técnicas persigue casi siempre conseguir una postura ideal que minimiza un determinado esfuerzo, medido por lo general en el instante inicial, y en muchos casos descuidando otros esfuerzos.

Han sido muy utilizadas en la comparación de diferentes características de asientos como:

- la inclinación del respaldo (Andersson *et al.*, 1979; Chaffin y Andersson, 1990),
- la posición y profundidad del soporte lumbar (Andersson *et al.*, 1979; Andersson, 1986; Colombini *et al.*, 1986; Bendix, 1987; Messenger y Griffin, 1990),
- la altura del asiento, la inclinación de la mesa y altura silla-mesa (Bendix y Hagberg, 1984; Weber y van der Star, 1986; Bendix, 1987),
- la inclinación del asiento (Frey y Teckling, 1986, Bendix, 1986 y 1987; Colombini *et al.*, 1986; Bridger *et al.*, 1989b; Mandal, 1986 y 1991, Jensen y Bendix, 1992),
- la distancia del respaldo a la mesa (Lepoutre *et al.*, 1986),
- los reposabrazos (Andersson, 1986),
- el contorneado del asiento y la densidad del acolchado (Gross *et al.*, 1994; Sember, 1994),

- el contorneado del respaldo (Mital, 1988), etc.

Puede parecer que prácticamente todas las características de los asientos están estudiadas, pero en la mayoría de los casos se ha medido un único parámetro y las pruebas se han hecho con prototipos que distan mucho de la realidad de las sillas, lo cual dificulta su aplicación.

Todas estas técnicas pueden parecer tecnológicamente muy sofisticadas pero no siempre sus resultados en cuanto a diseño de sillas son enteramente fiables, ya que la mayoría de los trabajos se han volcado más en el estudio y aplicación de las técnicas de medición en sí mismas, o en el estudio de aspectos muy concretos de los asientos. De hecho, se han hecho muchos de ellos con sillas específicamente diseñadas para ello, que en nada se asemejan a las sillas reales, o con sillas reales modificadas para el estudio.

Además se han utilizado casi siempre de una forma ‘excesivamente objetiva’. En muchas ocasiones se recomiendan criterios de diseño sin tener en cuenta preferencias y sensaciones personales de los usuarios, únicamente basados en la medición de ese parámetro objetivo.

1.3 DISCUSIÓN.

Dado el hecho de que la postura más frecuente en los países industrializados es la sentada, los asientos deberán facilitar posturas cómodas y saludables. En la postura adoptada en un asiento, influyen tanto las características del usuario y del mueble como las de la tarea. Por tanto, al evaluar asientos hay que comprobar el efecto de esta interacción usuario-mueble-tarea. De entre los posibles parámetros para evaluar (comodidad, eficiencia, salud), el parámetro más conveniente es la comodidad, dado que los efectos en la salud se manifiestan a largo plazo y no siempre la eficiencia en la tarea es un buen indicativo.

En la evaluación de la comodidad de los asientos se han utilizado diferentes técnicas como la antropometría, las pruebas basadas en juicios subjetivos de los usuarios, y las pruebas basadas en la medición de parámetros posturales, biomecánicos y fisiológicos.

Si bien es cierto que las dimensiones antropométricas determinan la mayoría de las dimensiones funcionales de las sillas, no ayudan a la definición de otros parámetros relacionados con las sensaciones de confort (Bishu *et al.*, 1991), como por ejemplo la forma y acolchado del asiento, o la inclinación y curvaturas del asiento y el respaldo. Además tampoco tienen en cuenta las preferencias personales de los usuarios sobre dimensiones y forma del mueble sino más bien la opinión personal del que aplica los criterios. Por ello, los criterios obtenidos a partir de datos antropométricos deben ser utilizados básicamente para obtener una base de referencia en determinadas dimensiones del mueble (escasas), y considerados como una primera aproximación al diseño, que en ciertos casos, son relaciones generales, pero en otros (la mayoría), deben ser estudiados en base a consideraciones adicionales sobre posturas, tareas y preferencias de los usuarios.

Las pruebas de confort son la única manera de conocer los cambios en las sensaciones de comodidad experimentados por los usuarios. Sin embargo, y aunque su uso está muy extendido, la información que ofrecen es sólo de tipo cualitativo, por lo que su aplicación se limita a la comparación de dos o más modelos de muebles, al ser evaluados de forma simultánea por el mismo grupo de usuarios (Helander y Mukund, 1991). Para salvar esta limitación, se han emprendido dos tipos de acciones. Una es la de disponer de una amplia base de datos con los resultados del análisis de muchos muebles similares (Drury y Coury, 1982) y establecer unos límites de normalidad en cuanto a niveles admitidos de disconfort. La otra posibilidad es cruzar los resultados de los dos tests, para obtener la influencia relativa que tiene el dolor sufrido en cada parte sobre el confort general experimentado por el sujeto (Bishu *et al.*, 1991; Thomas *et al.*, 1991) y centrarse en la minimización del dolor de las zonas más influyentes, estudiando

las posibles causas, que pueden ser características del mueble, características de los usuarios, falta de movilidad, etc. (Tortosa *et al.*, 1994).

Las pruebas de preferencias son una forma de tener en cuenta las opiniones de los usuarios sobre las características de un determinado mueble. De nuevo la información ofrecida por este tipo de pruebas es cualitativa, es decir, ofrecen una puntuación global de la característica del mueble, que sirve para comparar distintos muebles. Otro planteamiento en el análisis de resultados, es relacionarlos con las características del mueble y la antropometría del usuario, para obtener criterios de diseño basados en dimensiones antropométricas. Otra posibilidad es considerar estos juicios como la expresión de determinados problemas (Page *et al.*, 1994) con una causa objetiva medible, como por ejemplo una silla demasiado alta da lugar a sobrepresiones en los muslos que inducen a juzgarla como alta.

Las pruebas de ajuste constituyen otra forma de tener en cuenta las preferencias de los usuarios. Tienen el inconveniente de que fabricar un prototipo completamente regulable resulta muy caro. Además, al realizarse en el laboratorio, sólo reflejan las sensaciones a corto plazo; y, por otra parte, el análisis independiente de cada dimensión es poco fiable.

La utilización de medidas fisiológicas y posturales en la evaluación de asientos ha ido siempre encaminada a la obtención de una postura saludable a largo plazo desde el punto de vista médico. Si bien la aplicación de estas técnicas ha ayudado a la mejora de las posturas utilizadas en el trabajo, su aplicación al diseño de mobiliario adolece de algunas limitaciones. En ocasiones, esa postura ideal, que minimiza un determinado esfuerzo, descuida otras tensiones que aparecen en el organismo. Además, en muchos casos, la medición se realiza en el instante inicial, y no se consideran los aspectos temporales del parámetro. Por otra parte, la mayoría de los trabajos se centran en el estudio y aplicación de la técnica en sí misma, y se realizan con prototipos diseñados especialmente para el estudio de aspectos muy concretos del asiento, y no con sillas reales.

Un análisis metodológico de todos estos planteamientos de evaluación de mobiliario, conduciría a la formulación de un modelo causa-efecto (Figura I. 5) en el que confluyen diversos factores interrelacionados (IBV, 1992). Las variables consideradas se clasifican según el lugar que ocupan en la cadena. Los factores se agrupan en tres niveles:

- El primer nivel incluye los parámetros que caracterizan al usuario (dimensiones corporales, edad, sexo, etc.), al mueble (dimensiones, materiales, etc.) y a la tarea que realiza (leer, escribir, descansar, etc.). Este nivel incluye, por tanto, los parámetros que determinan la adaptación del mueble a los usuarios para el desarrollo de una tarea concreta.
- Como consecuencia de una configuración concreta de los parámetros del nivel anterior, los usuarios presentan una determinada respuesta corporal: posturas, uso del respaldo, actividad muscular en zonas, distribución de presiones en el asiento, etc. Son las variables del segundo nivel. Estos

parámetros son objetivos y cuantificables, y cuando se supera un determinado valor límite en estos parámetros, se producen sensaciones de incomodidad y molestias en determinadas zonas del cuerpo.

- El tercer nivel incluye estas sensaciones, que son las consecuencias a largo plazo de las variables del segundo nivel: incomodidad, entumecimiento, dolor, molestias, juicios del usuario sobre el mueble, etc. Estas variables son subjetivas y sólo pueden cuantificarse mediante tests.

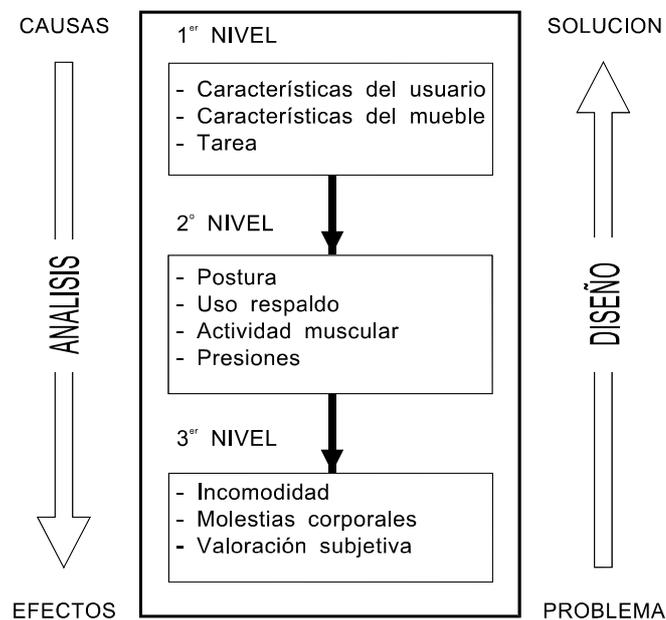


Figura I. 5. Proceso de análisis y diseño de mobiliario.

El modelo de análisis se resumiría en lo siguiente. La incomodidad general de una silla es función del discomfort relativo en varias partes del cuerpo. Éste, a su vez, depende de parámetros objetivos medibles como la postura, el uso del respaldo, la presión en la interfase, etc. Es decir, una mala postura, un mal uso del respaldo o una excesiva presión en las nalgas, producen discomfort en la espalda y/o nalgas. Estos dolores afectan en diferente medida a que disminuya la sensación de confort general. A su vez, la postura adoptada o la presión que aparece en las nalgas son el efecto de las características del mueble, del usuario y de la tarea que realiza. Un sujeto sentado en una silla concreta para realizar una tarea, adopta una postura determinada y le aparece una presión en las nalgas determinada.

Según este mismo esquema, el proceso de evaluación y generación de criterios de diseño se realizaría en sentido opuesto: valorando en primer lugar las consecuencias de un diseño, localizando los parámetros corporales que las originan

y estableciendo restricciones de diseño que aseguren la respuesta deseada. Este proceso puede realizarse por dos caminos alternativos (Figura I. 6):

- Relación directa entre las sensaciones de confort/disconfort y los parámetros de diseño, en función de las características del usuario y la tarea. (A).
- Establecimiento de criterios basados en pruebas objetivas. Este análisis se realiza en dos fases. En la primera (B) se establecen los valores límites de las causas objetivas en base a su relación con los efectos subjetivos. En una segunda fase (C), una vez conocidos estos valores límites, se establecen las restricciones de los parámetros de diseño que aseguren una respuesta corporal adecuada.

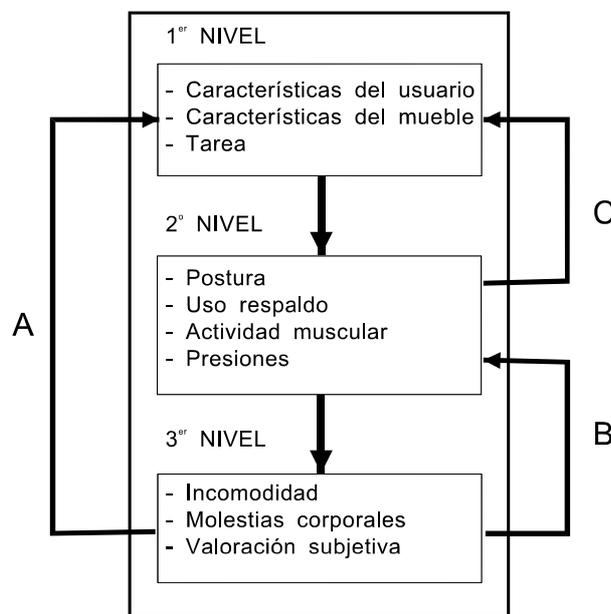


Figura I. 6. Proceso de evaluación y generación de criterios de diseño de mobiliario.

Ambas vías son complementarias, dependiendo del tipo de información que se desee obtener la elección de una de ellas. La primera vía de estudio permite obtener restricciones de diseño basadas en las preferencias de los usuarios, sustituyendo así a las pruebas de ajuste y evitando los inconvenientes que éstos presentan. La segunda vía es la adecuada cuando se pretende conocer las causas objetivas de dichas preferencias, y también para desarrollar protocolos de ensayo de muebles.

El proceso de generación de criterios de diseño basados en pruebas subjetivas (A) sería como sigue:

- Los resultados del test de confort general se cruzan, en base a técnicas estadísticas, con los de molestias por partes del cuerpo, para obtener así

las molestias que más influyen en la incomodidad y cuáles son más tolerables.

- A continuación se cruzan los resultados del test de molestias en partes del cuerpo con los test de juicios subjetivos, para establecer cuáles son los defectos del mueble (manifestados por los usuarios) que originan las molestias.
- Por último, se realiza un análisis discriminante que permita obtener restricciones de diseño para las características de la silla que influyen en el confort, en función de las características de los usuarios. Son relaciones numéricas entre dimensiones del mueble y del usuario.

El proceso de generación de criterios de diseño basados en pruebas objetivas y el desarrollo de protocolos de ensayo ergonómico de muebles (vía B y C) sería como sigue:

- Los resultados de las pruebas subjetivas se relacionan con los parámetros objetivos medidos para establecer los valores límites de los parámetros posturales, biomecánicos o fisiológicos, por encima de los cuales aparece disconfort o molestias corporales (por ejemplo el nivel de presión en los tejidos superficiales a partir del cual se produce dolor en un porcentaje alto de usuarios).
- Estos valores límites permiten la puesta a punto de protocolos de ensayo de mobiliario de acuerdo a criterios ergonómicos.
- Por último se repite el proceso de relacionar las respuestas objetivas con los parámetros de diseño y las características de los usuarios, pero esta vez en base a mediciones de parámetros objetivos.

Se han hecho muchos trabajos que se limitan al análisis de partes de esta cadena causa-efecto: se han estudiado los efectos que tienen las características del mueble, tarea y usuario, tanto en la respuesta corporal inicial como en las sensaciones subjetivas de confort.

El uso de la antropometría para el diseño de muebles se resumiría en una relación entre factores del 1^{er} nivel entre sí: características usuario con características del mueble. Esta relación no tiene base fundamental si no se tienen en cuenta las opiniones subjetivas.

El uso de pruebas subjetivas para análisis o diseño, relacionaría factores del primer nivel con factores del tercer nivel. El análisis quedaría cojo en el sentido de que no se plantean las causas que generan las incomodidades.

El uso de pruebas objetivas, en la mayoría de los casos, se ha limitado a obtener relaciones entre características del mueble y la tarea (1^{er} nivel) con parámetros corporales (2^o nivel). Es en este sentido en el que se han realizado más trabajos

(Anderson *et al.*, 1979; Mandal, 1986; Nordin *et al.*, 1986; Otun y Anderson, 1988; etc.).

Son mucho más escasos los intentos de relacionar el confort o discomfort del asiento con los parámetros objetivos (2º con 3º nivel), como las presiones medidas en la interfase asiento-nalga y respaldo-espalda (Gross *et al.*, 1994) o la forma adoptada por el raquis lumbar y el ángulo tronco-muslo (Bishu *et al.* 1991).

Independientemente del tipo de medición objetiva que se utilice, su aplicación al análisis, evaluación y diseño de mobiliario implica profundizar en el conocimiento de algunos aspectos:

- Conocer la relación entre los parámetros objetivos (nivel de flexión lumbar, nivel de presión en la interfase, etc.) y las sensaciones de discomfort o dolor a las que dan lugar, es decir, se trata de determinar qué combinaciones de estos parámetros constituyen el límite por encima del cual la mayoría de los usuarios experimentan discomfort. Esta cuestión, no sólo está sin resolver, sino que es poco tratada en la mayoría de los trabajos (Bishu *et al.*, 1991; Genaidy y Karwoski, 1993; Yamazaki, 1992).
- Una vez establecidos estos valores límites, el siguiente paso es conocer la relación entre la respuesta corporal y las características del mueble. Es en este campo donde se han realizado más estudios (Anderson *et al.*, 1979; Mandal, 1986; Nordin *et al.*, 1986; Otun y Anderson, 1988; etc.), aunque existen aspectos todavía no estudiados.

Entre las molestias que más influyen en el aumento de la incomodidad general se encuentran el dolor en la zona lumbar y el dolor en las nalgas, en menor medida. Otras zonas en las que pueden aparecer molestias, como cuello, hombros y piernas, afectan mucho menos a la sensación global de comodidad. Bishu *et al.* (1991) comprueban que el dolor en la zona lumbar inferior es el que más contribuye a la incomodidad general y que el discomfort en la zona lumbar es función de la curvatura del raquis, siendo la curvatura del respaldo la que la determina.

Una conclusión similar es la obtenida por Page *et al.* (1994) en un estudio sobre sillas de comedor. Demuestran que los usuarios son especialmente sensibles a las molestias en la zona lumbar, musculatura dorsal y hueco poplíteo, mientras que las molestias en las nalgas no constituyen una condición suficiente para valorar como incómoda una silla. Además, añaden que las molestias lumbares son originadas por una gran variedad de parámetros de la silla, y no solamente parámetros del respaldo, como son la profundidad del asiento, la inclinación del asiento y respaldo, la posición del apoyo lumbar, el tapizado del respaldo, etc.

1.4 CONCLUSIONES.

En definitiva, se puede destacar la siguiente conclusión: es necesario profundizar en los mecanismos que relacionan los parámetros de diseño de una silla con las consecuencias que éstos tienen sobre el usuario a nivel de generación de problemas de incomodidad o molestias. En este sentido es preciso evitar tanto los planteamientos simplistas basados únicamente en tests subjetivos, como los pretendidamente objetivos, que abusan del empleo de técnicas sofisticadas de medición de parámetros corporales sin conocer exactamente la relación causa-efecto entre el parámetro medido y el efecto que se quiere prevenir.

El estudio de las causas (posturas, presiones, esfuerzos) que generan incomodidad implica la utilización de técnicas objetivas para conocer la relación existente entre ellas.

Dado el hecho de que las molestias lumbares parecen ser las que más afectan a la comodidad general de un asiento, y que éste depende de la curvatura lumbar, resulta importante estudiarla.

En este sentido, se plantea la siguiente tesis, con el fin de estudiar los parámetros posturales que afectan al confort del usuario y generar unos criterios de diseño de sillas fiables, basados en un análisis objetivo de la curvatura lumbar y la inclinación de la pelvis, y la relación de éstas con el confort del usuario.

II. OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO

II.1 OBJETIVOS DE LA TESIS.

El objetivo general planteado en esta tesis doctoral es la evaluación de la comodidad en sillas de oficina a partir de parámetros objetivos (en especial la postura de las espaldas) y subjetivos (comodidad, molestias), analizando la relación entre ambos. Se plantea además comprobar la validez del modelo causa-efecto descrito en el apartado anterior y su utilidad en el estudio ergonómico de productos.

Como pasos necesarios para el logro de este objetivo general se plantean los siguientes objetivos particulares.

1º) Puesta a punto de una técnica objetiva para el análisis de la curvatura externa del raquis aplicable al análisis de mobiliario.

Las características de este método deben ser:

- Registrar posturas de forma continua.
- Utilizable en condiciones de campo y no sólo en laboratorio.
- No invasivo, inocuo.
- No afectar al comportamiento normal del sujeto.
- Utilizable en cualquier tipo de silla de uso normal sin necesidad de modificar sus características.
- Permitir la medición mientras el sujeto utiliza un respaldo, sin que se vean afectadas las medidas por la presión entre el respaldo y la espalda.

2º) Estudio de los parámetros posturales relacionados con el confort en postura sedente.

Se determinará la relación entre los niveles de confort experimentados (obtenidos mediante pruebas de confort como el test de Shackel y el test de Corlett y Bishop) y los parámetros todavía no estudiados de la postura de la pelvis y la espalda como son el de flexión de estas zonas, la movilidad de la postura y el rango de movimientos, y el uso del respaldo.

3º) Determinación de valores límite.

Una vez establecidos los parámetros que influyen en las sensaciones de confort se emplearán técnicas de clasificación y análisis multivariante para

establecer qué combinaciones de esos parámetros separan los grupos de usuario-silla que presentan diferentes niveles de confort. De esta manera se obtendrán valores límites absolutos que resultan necesarios para evaluar de forma objetiva y absoluta una silla en concreto, sin limitarse a comparaciones entre modelos como se viene realizando hasta ahora.

II.2 PLAN DE TRABAJO.

El desarrollo de la tesis se refleja (Figura II. 1), en las siguientes etapas de investigación detallada, de manera que se pueda llegar a completar todos los objetivos propuestos anteriormente:

- Búsquedas bibliográficas. Situación actual de la evaluación ergonómica de mobiliario, y de las técnicas de análisis y evaluación de la postura.
- Puesta a punto de la técnica de medición: desarrollo de experimento/s que ayuden al establecimiento de un protocolo de medida fiable y a la validación de la técnica de medida.
- Fase experimental I: Realización de pruebas de confort y pruebas de medición de la postura objetivas en diferentes tipos de sillas y con diferentes sujetos.
- Tratamiento de datos: a) selección de parámetros posturales asociados al confort y b) establecimiento de valores límites.
- Redacción de la tesis



Figura II. 1. Plan de trabajo.

III. ESTADO ACTUAL DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA POSTURA APLICADAS A LA EVALUACIÓN DE MOBILIARIO

III.1 INTRODUCCIÓN.

En este capítulo se ha realizado una recopilación del estado actual de las técnicas de medición de la curvatura de la espalda en el plano sagital, especialmente de la zona lumbar, por ser la que más afecta a la comodidad percibida, y de las técnicas de medición de la inclinación de la pelvis. Se han considerado tanto las que se utilizan en el campo médico para medir los rangos de movilidad lumbar en el seguimiento de diferentes enfermedades, como las utilizadas en estudios de evaluación de mobiliario y puestos de trabajo.

Al final del capítulo se plantea además cómo se debe realizar la validación de una nueva técnica de medición.

III.2 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA FLEXIÓN LUMBAR.

Existen diferentes técnicas para la medición de la curvatura lumbar. Entre ellas están las radiografías, que constituyen el único método que mide exactamente la forma de la columna, aunque no son practicables para la evaluación de mobiliario pues supondría una gran dosis de radiación, por lo que las más empleadas son las que miden la forma de la columna sobre la piel. Las medidas externas sobre la piel dan un índice del movimiento de la espalda (Portek *et al.*, 1983) aunque no reflejan exactamente el movimiento verdadero de la columna. La relación entre una forma concreta de la piel y la forma del raquis no se conoce, pues depende de factores inherentes a cada sujeto difíciles de cuantificar. Sin embargo, el método de medición de la postura sobre la piel (Bendix, 1987) es válido para comparar diferentes medidas del mismo sujeto.

Se pueden diferenciar básicamente dos tipos: las que miden la distensión de la piel entre dos marcas y las que miden el ángulo entre dos marcas en la piel con diferentes técnicas.

La mayoría de ellas sirven únicamente para medidas aisladas, es decir, no tienen la posibilidad de medir de forma continua en el tiempo, y el resto no son aplicables a la evaluación de mobiliario con respaldo.

A continuación se expone una revisión detallada del uso de estas técnicas.

III.2.1 RADIOGRAFÍAS.

Aunque la técnica de las radiografías no es practicable para la evaluación de mobiliario, es ampliamente utilizada para el estudio de la validación de otras técnicas de medición. En especial se ha utilizado para validar las técnicas que miden la inclinación de la piel a nivel de las apófisis en la espalda (Portek *et al.*, 1983; Burton, 1986; Stokes *et al.*, 1987; Mayer *et al.*, 1993; Reinecke *et al.*, 1994), y para el estudio de la relación entre el ángulo interno entre vértebras y el ángulo medido sobre la piel. En pocas ocasiones han sido utilizadas para evaluar asientos, al menos en estudios actuales (Andersson *et al.*, 1979; Colombini *et al.*, 1986).

En cuanto a los estudios que las utilizan para profundizar en la relación existente entre el ángulo interno y el externo, la mayoría se limitan a realizar una correlación entre ambos (Stokes *et al.*, 1987; Portek *et al.*, 1983; Mayer *et al.*, 1993). La correlación entre los ángulos internos y externos para distintos sujetos no resulta ser muy alta, aunque sí da un índice del movimiento de la espalda, que depende de factores intrínsecos al sujeto. Cabría destacar algunos estudios que

intentan llegar a una relación generalizada con distintos planteamientos, como son los que se comentan a continuación.

Bryant *et al.* (1989) intentan obtener una relación universal entre la curvatura de la piel y la del raquis en el plano sagital en posición erguida de pie. En concreto intentan obtener una relación entre la posición de los centroides de las vértebras y el perfil de la espalda. Para ello utilizan a trece sujetos a los que colocan marcadores radiopacos en la piel a nivel de las apófisis espinosas (Figura III. 1). Posteriormente digitalizan los marcadores y las vértebras. Ajustan la curva de centroides y la de la piel a esplines cúbicos. Normalizan a 10 unidades cada una de las curvas y calculan la curva media para todos los sujetos, obteniendo una curva normalizada para estimar la localización de los centroides de las vértebras a partir de las apófisis en la piel. Obtienen finalmente una curva, promediada para todos los individuos, de las diferencias entre la curva de centroides y la de la piel. De esta forma pueden estimar a partir del perfil de la piel, una localización aproximada de los centroides de las vértebras con un error estándar de 0.2 mm.

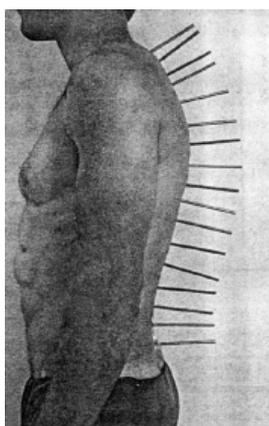


Figura III. 1. Marcadores radiopacos a nivel de las apófisis espinosas.

Un enfoque similar es el utilizado por Lee *et al.* (1995). Realizan un modelo de la movilidad intervertebral a partir de marcas en la piel de las apófisis espinosas. Utilizan radiografías laterales en tres posturas: erguida, flexionada y extendida (en postura de pie) de 30 sujetos sanos. Digitalizan los cuatro vértices de las 5 vértebras lumbares y de S1 y las marcas en la piel de las apófisis espinosas (Figura III. 2). El modelo trata de predecir la posición de los vértices de las vértebras en las tres posturas a partir de las coordenadas de los marcadores en la piel, la distensión de la piel desde L1 a S1 (diferencias de la longitud de una postura a otra) y del grosor del pliegue cutáneo a nivel de L4. Para la predicción de las coordenadas de los vértices utiliza una ecuación cúbica de las coordenadas de la marca de la piel más términos

lineales de la distensión de la piel y el grosor del pliegue cutáneo. Por último validan el modelo con las radiografías de otros 15 sujetos obteniendo un buen ajuste del modelo.

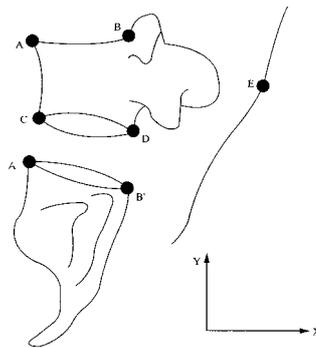


Figura III. 2. Puntos digitalizados por Lee et al. (1995).

Este modelo representa una confirmación del hecho de que las diferencias entre la relación de los ángulos internos y los externos existentes entre sujetos se deben a causas inherentes al mismo (como el nivel de estiramiento de la piel en una zona determinada o el grosor del pliegue cutáneo), por lo que se espera una mala correlación entre dichos ángulos.

III.2.1.1 Forma de medición del ángulo mediante radiografías.

En cuanto a la forma de medir el ángulo lumbar en las radiografías no parece existir concordancia sobre cómo hacerlo.

La forma más exacta de medición sería la utilizada por Stokes *et al.* (1987) para medir la flexión y extensión lumbar por medio de radiografías laterales: superponiendo las radiografías y midiendo el ángulo formado por las placas (Figura III. 3). El ángulo lumbar se obtiene con la diferencia entre los ángulos que forman las radiografías superponiendo el sacro y superponiendo la vértebra lumbar o dorsal que corresponda.

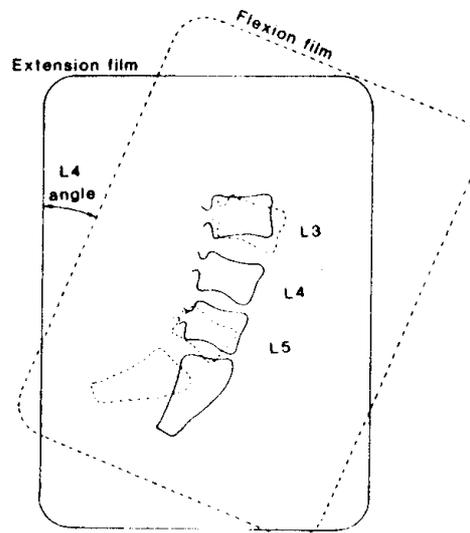


Figura III. 3. Forma de medir el ángulo lumbar por el método de superposición de radiografías (Stokes et al., 1987)

Por su parte Lee *et al.* (1995) utilizan dos formas diferentes para medir el ángulo intervertebral. El lumbar lo obtienen sumando los ángulos correspondientes a las vértebras lumbares (S1 a L1). No lo miden directamente sobre las radiografías como los anteriores sino que digitalizan los vértices de las vértebras (Figura III. 2) y miden a través de las coordenadas de estos vértices. Uno de los ángulos es el formado por las dos bases superiores de cada vértebra, $a1$ (Figura III. 4), y el otro es el formado por los 'ejes' de cada pareja de vértebras, $a2$ (Figura III. 4), definido éste como el que forman las rectas que pasan por los puntos medios de la base superior y la base inferior del cuerpo de las vértebras. En el modelo predictivo que utilizan suponen que las vértebras son rectangulares, por lo que ambas formas de medir dan como resultado el mismo ángulo.

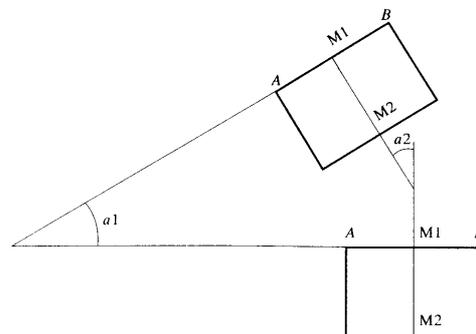


Figura III. 4. Diferentes ángulos utilizados por Lee et al. (1995) para medir el ángulo entre parejas de vértebras consecutivas.

Andersson *et al.* (1979) utilizan la técnica de las radiografías y medición manual sobre ellas de varios ángulos (Figura III. 5) para estudiar la influencia de la inclinación y la altura del apoyo lumbar en la lordosis lumbar. El ángulo lumbar que utilizan es el formado por la base superior de L1 y la base superior de S1. Como se observa en la figura, los ángulos utilizados entre vértebras son algo arbitrarios, en el sentido de que sumados los ángulos que forman entre las vértebras lumbares dos a dos no coincide con el ángulo total lumbar.

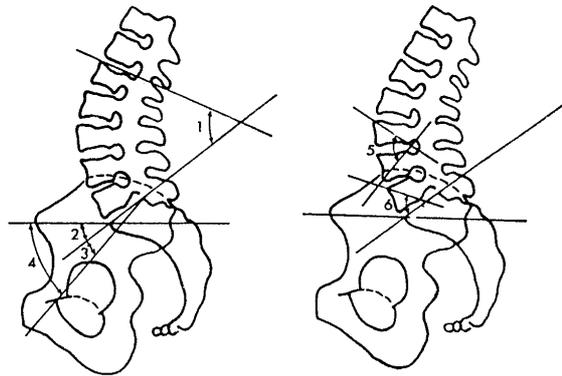


Figura III. 5. Forma de medir el ángulo lumbar y los ángulos entre vértebras utilizada por Andersson *et al.* (1979). 1= ángulo total lumbar; 2= ángulo del sacro con la horizontal; 3= ángulo sacro-pelvis; 4= ángulo de la pelvis con la horizontal; 5= ángulos entre parejas de vértebras L1-2, L2-3, L3-4, L4-5; 6= ángulo L5-S1.

Por su parte, Fouquet *et al.* (1991), en su estudio sobre una clasificación de las lordosis lumbares utilizan una definición diferente del ángulo lumbar, como el ángulo entre la base superior de T12 y la base inferior de L5 (Figura III. 6)

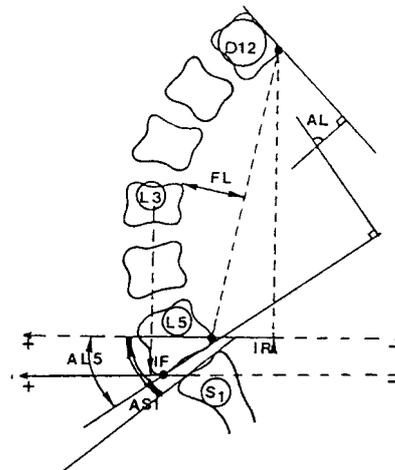


Figura III. 6. Forma de medir el ángulo lumbar (AL) utilizada por Fouquet *et al.* (1991)

Asimismo, Colombini *et al.* (1986) realizan un estudio radiológico sobre diferentes posturas sentadas para comprobar el giro del sacro. Lo que miden como representación de la curva lumbar es la profundidad de la lordosis lumbar (Figura III. 7), definida por la longitud de la línea perpendicular a la recta que une el límite superior más externo del cuerpo de la vértebra L1 y el límite inferior externo del cuerpo de la vértebra L5, y pasa por el margen anterior de la vértebra más sobresaliente.

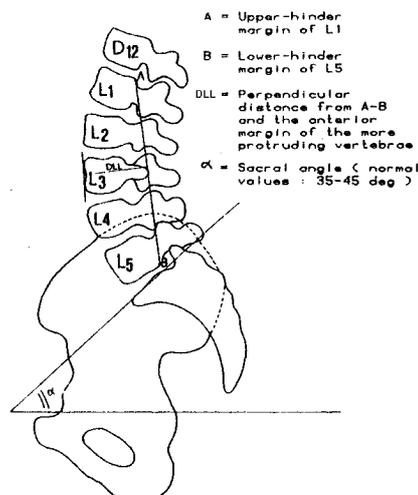


Figura III. 7. Forma de medir la lordosis lumbar (DLL) utilizada por Colombini et al. (1986)

Como reflexión ante el hecho de que no exista concordancia en la forma de medir el ángulo lumbar, habría que destacar que tomar como referencias de ángulos a nivel de la base superior, o la inferior, o la línea central de cada vértebra no es de gran importancia, ya que el elegir una u otra puede dar diferencias en el valor del ángulo absoluto pero no en la comparación de valores de una postura a otra. Dado que los elementos que permiten el giro son los discos intervertebrales, y son ellos los que cambian de tamaño y no las vértebras, lo importante a la hora de seleccionar la zona de medida del ángulo lumbar es qué discos se utilizan en su definición. Lo razonable sería utilizar los discos que más movilidad permiten, los que no están entre dos vértebras unidas a costillas, es decir desde S1 hasta T12.

III.2.2 MEDICIÓN A NIVEL DE LA PIEL.

Entre las técnicas que miden la flexión lumbar a nivel de la piel cabría distinguir dos tipos: las que miden la distensión de la piel o el nivel de estiramiento de la piel a nivel lumbar y las que miden el ángulo que forma la piel con diferentes técnicas. Otras técnicas menos comunes son la utilización de plomadas (Portek *et al.*, 1983) para la medición de la extensión lumbar, con aplicaciones limitadas al campo médico.

III.2.2.1 Medida de la distensión en la piel.

Una de las técnicas más conocidas de medición de la flexión lumbar, basada en la medida de la distensión de la piel a nivel de la zona lumbar, es la técnica de Schöber (Mellin, 1989; Miller *et al.*, 1992; Williams *et al.*, 1993). Existen varias versiones de esta técnica. La de Schöber modificada consiste en identificar los hoyuelos de Venus (marcados en la Figura III. 8 con un círculo) y, en la posición erguida, hacer dos marcas: una 10 cm por encima y otra 5 cm por debajo. El nivel de flexión lumbar vendría indicado por la diferencia de longitud entre las dos marcas en distintas posiciones. Miller *et al.* (1992) estudian los problemas de fiabilidad del método de Schöber modificado como son: la ausencia de los hoyuelos en algunas personas, la relación del estiramiento de la piel con el movimiento interior, y que las vértebras abarcadas por los 15 cm pueden ser diferentes, pues los hoyuelos no se corresponden claramente con una vértebra concreta, pudiendo abarcar así más o menos vértebras según el tamaño de la persona.

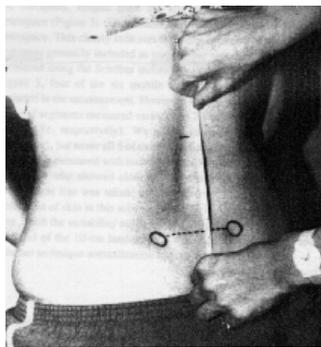


Figura III. 8. Técnica de Schöber modificada.

La técnica de Schöber modificada-modificada (Williams *et al.*, 1993) intenta solventar algunos de estos problemas. Consiste en la medición de la distensión de la piel desde las espinas ilíacas superiores posteriores hasta 15 cm por encima, para evitar el problema de la ausencia de los hoyuelos de Venus en algunas personas y el de la correspondencia de éstos con vértebras. Pese a ello, la cuestión del número de

vértebras que abarcan los 15 cm se solucionaría con una correcta palpación de las vértebras, y la cuestión de la relación con el movimiento interno queda por resolver. De hecho, Portek *et al.* (1983) informan de una mala correlación lineal entre las medidas de la distensión de la piel y los ángulos sobre radiografías.

Otra técnica basada en la distensión de la piel, aunque con registro continuo, es la utilizada por Snidjers *et al.* (1987). La técnica consiste en dos cintas flexibles instrumentadas que, pegadas a la superficie de la espalda (a nivel de T8 y L5) a ambos lados de la columna, permiten la medida de forma continua de los movimientos del raquis, tanto de flexión sagital como lateral durante largos periodos de tiempo.

El estiramiento de la piel es también la medida de la flexión del tronco utilizada por Derksen *et al.* (1994). Utilizan lo que denominan el Set de Registro de Postura Portátil (PPRS), consistente en dos muelles, cada uno de ellos conectado a un transductor de fuerza en miniatura que se fijan en T8 y L5. (Figura III. 9). Con ello miden las diferencias de longitud desde una apófisis a otra. Toman como referencia la postura erguida para el análisis de datos.

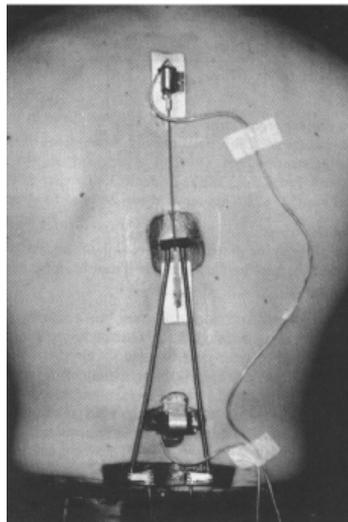


Figura III. 9. Set de Registro de Postura Portátil utilizado por Derksen et al. (1994)

El estiramiento de la piel es el fenómeno utilizado por Reinecke *et al.* (1994) para la medición del ángulo lumbar, aunque los resultados que obtienen no son el nivel de estiramiento sino el ángulo. El aparato (Figura III. 10) está basado en galgas extensométricas de mercurio y se fija a la piel en dos puntos (las apófisis de L5 y T12) con esparadrapo. El aparato se calibra sobre el sujeto con una curva flexible en tres posiciones: erguida, flexionada y extendida en la postura de pie, de forma que obtienen la relación entre el nivel de estiramiento y el ángulo.

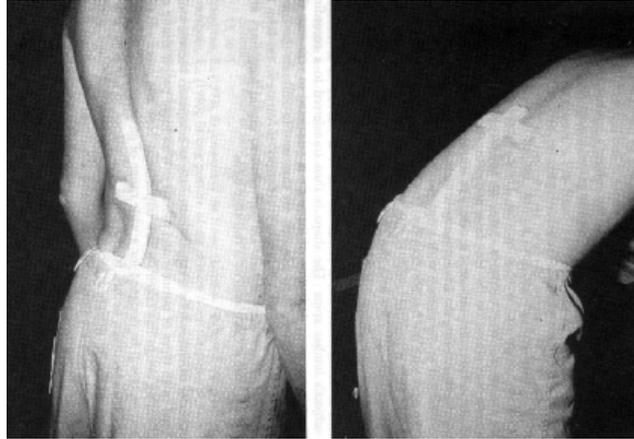


Figura III. 10. Lordosímetro utilizado por Reinecke et al. (1994).

III.2.2.2 Medida del ángulo sobre la piel.

Las técnicas que se utilizan son de varios tipos, aunque el resultado de la medición es el mismo: el ángulo formado por dos líneas perpendiculares a la piel a nivel de dos marcas que delimitan la zona lumbar. Las formas de obtener el ángulo son muy variadas: a partir de la inclinación con la vertical de dos marcas, midiendo el ángulo directamente entre las dos marcas con determinados instrumentos o por métodos fotográficos, midiendo la orientación y posición en el espacio de dichas marcas, o midiendo la forma completa de la piel y extrayendo de ella el ángulo. A continuación se detallan.

III.2.2.2.1 Medida de la inclinación de dos marcas en la piel.

Estas técnicas se basan en la obtención del ángulo lumbar restando los valores de la inclinación con la vertical de la piel a nivel de dos marcas que delimitan la zona a medir. Los inclinómetros utilizados son de muy diversos tipos. Los hay de colocación manual en cada medida o que se fijan a la piel, electrónicos o mecánicos, de registro continuo o no, etc.

Para el estudio de la movilidad de la zona lumbar con aplicaciones en el campo médico, los más utilizados son los inclinómetros manuales, ya sean electrónicos o no. Mellin (1986) utiliza inclinómetros médicos manuales (Figura III. 11) para medir la movilidad del raquis en el plano sagital, similares a los que utilizan Rondinelli *et al.* (1992) para estimar la flexión lumbar de sujetos sanos.

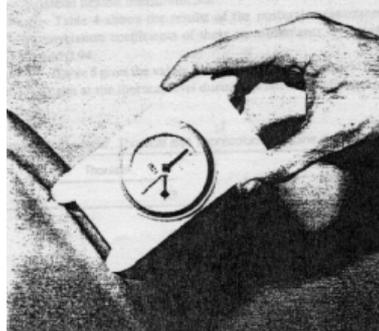


Figura III. 11. Inclinómetro de Myrin.

Bridger *et al.* (1989b) utilizan inclinómetros manuales (Figura III. 12) para medir la influencia de la inclinación del asiento y la flexión de la cadera en los ángulos del raquis en posición sentada.



Figura III. 12. Inclinómetro manual utilizado por Bridger et al.

Mayer *et al.* (1993) utilizan inclinómetros electrónicos manuales para la medición de la movilidad cervical y señalan que la utilización de este tipo de técnicas de inclinometría requiere, entre otras cuestiones, dos puntos de contacto para la colocación del inclinómetro de forma que se evite medir en posibles inclinaciones locales sobre la protuberancia de una apófisis.

Este tipo de inclinómetros, aunque no son válidos para la medición continua del ángulo ni para la evaluación de mobiliario, se usan con gran frecuencia para comparar, e incluso calibrar, otras técnicas más sofisticadas, ya que proporcionan medidas muy reproducibles y de gran fiabilidad.

En aplicaciones a la evaluación de puestos de trabajo y de mobiliario, los inclinómetros utilizados son electrónicos, se fijan en la piel, y van conectados a un sistema de registro continuo. El tamaño de los inclinómetros ha ido evolucionando de forma que cada vez son más pequeños y molestan menos.

Entre los estudios más tempranos está el de Weber *et al.* (1986) quienes miden la inclinación de la cabeza de forma continua aunque el volumen de los inclinómetros (Figura III. 13) no permite la utilización de respaldo en la medición del ángulo lumbar.



Figura III. 13. Inclinómetro utilizado por Weber et al.

Otun y Andersson (1988) construyen un inclinómetro de dimensiones más reducidas (20x14 mm.) con unos diodos emisores de infrarrojo y un péndulo. Sitúan uno de éstos en T12 y otro en S1 (Figura III. 14) y miden en varias situaciones. Los problemas que les surgen son que el receptor es demasiado grande para realizar una medición en posición sentada con respaldo y que el aparato registra señales anómalas en los movimientos bruscos, que son difíciles de filtrar. Este es un problema generalizado de este tipo de inclinómetros.

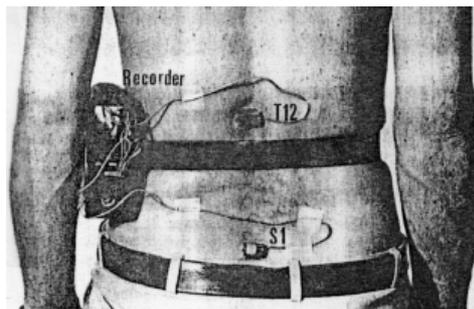


Figura III. 14. Inclinómetros.

Messenger y Griffin (1990) utilizan acelerómetros para medir la inclinación en varios niveles. Los acelerómetros miden la aceleración de la gravedad, y registran una señal proporcional al seno del ángulo de inclinación. Las dimensiones son también reducidas.

Gilad et al. (1989) utilizan inclinómetros electromecánicos en miniatura (1 cm de diámetro por 1 cm de alto) para la medición continua de la inclinación de la columna en el plano sagital en tareas de levantamiento de cargas. Este tipo de inclinómetros son bastante fiables, y presentan la ventaja de que, al ser de tipo resistivo, no son tan sensibles a los movimientos rápidos como los inclinómetros basados en galgas o los de tipo acelerómetro.

III.2.2.2 Medida del ángulo directo entre dos marcas en la piel

Estas técnicas se basan en la utilización de goniómetros de distintos tipos que miden directamente el ángulo entre dos marcas.

Un goniómetro manual utilizado en el campo médico es el cifómetro de Drebnner (Figura III. 15). Öhlén *et al.* (1989) lo utilizan para evaluar la movilidad del raquis en el plano sagital.

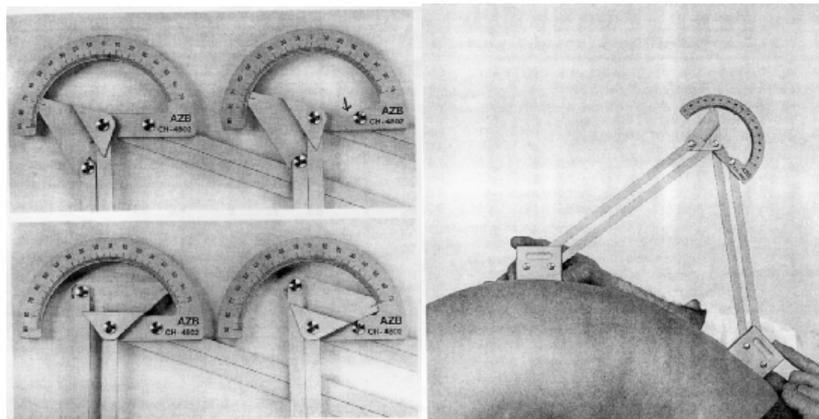


Figura III. 15. Cifómetro de Drebnner.

Entre los goniómetros que miden de forma continua está el descrito por O'Brien y Paradise (1976) basado en galgas de mercurio o el descrito por Nicol (1985). Este tipo de goniómetros se utiliza para medir la flexión de diferentes articulaciones.

Paquet *et al.* (1991) describen un electrogoniómetro (Figura III. 16) que consiste en un potenciómetro estándar colocado en el sacro, y unido a una cinta flexible de longitud fija con el otro extremo fijo a nivel de T8, que utilizan para analizar la movilidad dorsolumbar en el plano sagital. Informan de una buena precisión, repetibilidad y reproducibilidad. Por sus dimensiones no puede utilizarse con respaldo.

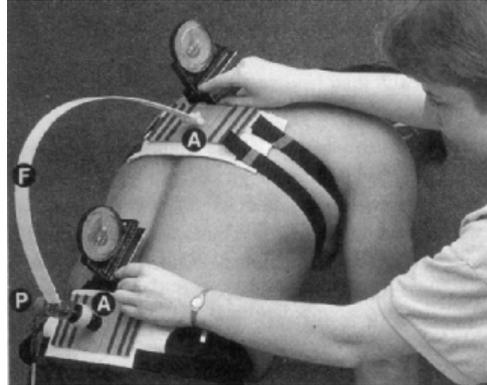


Figura III. 16. Electrogoniómetro utilizado por Paquet *et al.*

Boocock *et al.* (1994) utilizan un electrogoniómetro flexible para la medición de el ángulo de flexión lumbar (Figura III. 17) que fija a la piel con esparadrapo y lo compara con otras técnicas como los inclinómetros y las curvas flexibles de delineantes. Este tipo de goniómetros tiene la ventaja de que son bastante precisos y se puede medir de forma continua el ángulo lumbar, pero por el contrario son molestos cuando se utiliza un respaldo.

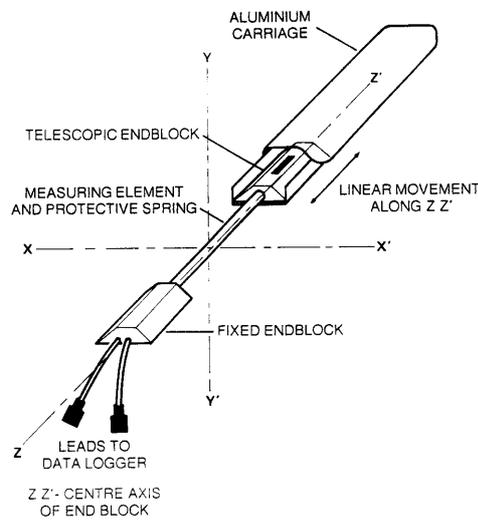


Figura III. 17. Electrogoniómetro flexible.

III.2.2.2.3 Técnicas fotográficas.

Otras técnicas que miden el ángulo lumbar entre dos marcas son las fotografías o filmación lateral en vídeo. Mandal (1991), utiliza fotografías laterales (Figura III. 18) tomadas a intervalos de tiempo en distintos tipos de sillas y mesas, para estudiar las dimensiones e inclinación de éstas. Graf *et al.* (1995) utilizan algo parecido a esto pero con filmación lateral en vídeo cada minuto. En ocasiones se combinan 2 o más cámaras para obtener una representación tridimensional. Por lo general se colocan marcadores reflectantes o diodos emisores de luz para una mejor identificación de las marcas por un sistema automático. Estas técnicas tienen la ventaja de que no afectan en absoluto al comportamiento del sujeto, aunque la medición de la curva lumbar resulta imposible cuando se utiliza respaldo y/o reposabrazos, ya que las marcas quedan ocultas. La medición no es tan precisa y requiere un tiempo de análisis prolongado.



Figura III. 18. Medición de la postura con fotografías.

III.2.2.2.4 Medida de la posición y orientación en el espacio de dos marcas en la piel.

Algunas técnicas más sofisticadas registran la posición y orientación de dos marcas en la piel con ayuda de sensores de diferentes tipos.

Pearcy y Hindle (1989) describen un sistema de medición del movimiento de la zona lumbar en tres dimensiones (Figura III. 19), el mismo que utilizan Hindle *et al.* (1990) para estudiar la cinemática del torso, y similar al que describen Cohn *et al.* (1989). Consiste en una fuente electromagnética colocada a nivel del sacro y un sensor que se fija por encima de L1. El sensor detecta el campo magnético y se puede obtener su posición y orientación en el espacio con referencia a la fuente. Con esto se puede conocer la flexión en los planos sagital y lateral, y también la

torsión del tronco. La aplicación de esta técnica a la evaluación de mobiliario tiene algunos inconvenientes: no puede haber objetos metálicos en las inmediaciones, ya que distorsionarían el campo, y su tamaño no permitiría la utilización de respaldo.

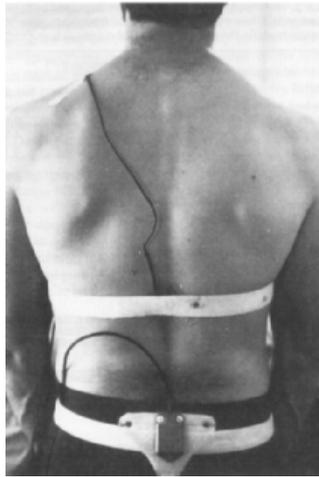


Figura III. 19. Sistema electromagnético para la medición de la curvatura lumbar.

Hsiao y Keyserling (1990) describen un sistema de medición de la postura por ultrasonidos. La técnica consiste en la colocación de hasta 14 emisores de ultrasonidos en marcas anatómicas y 8 receptores dispuestos en los vértices de un cubo para evitar sombras. Con un multiplexor registran alternativamente la posición en el espacio de los emisores. Lo utilizan para obtener el movimiento del miembro superior, y puede ser utilizado para cualquier articulación, aunque el respaldo dificultaría su utilización, pese al gran número de receptores.

III.2.2.2.5 Medida de la forma completa de la piel.

Consisten en el registro de la curva de la piel de la espalda total o parcialmente, para poder determinar a partir de ella el ángulo lumbar.

Burton A. K. (1986) desarrolla la técnica de las curvas flexibles de dibujante (Figura III. 20), técnica de gran simplicidad y bajo coste que permite medir posturas (estáticas) en distintas tareas y la movilidad de la región lumbar. La técnica consiste en situar la curva flexible adaptada a la espalda y mantener la forma para trazarla en papel. Sobre la curva se hace una marca fija a nivel de S1 y otra móvil en T12 de forma que se puede conocer el movimiento de la región lumbar. Esta técnica es ampliamente utilizada y contrastada con otras técnicas. Entre los autores que la utilizan están Eklund y Liew (1991), que estudian la influencia del ángulo de la rodilla y el de la cadera en el ángulo lumbar utilizando la técnica de la curva flexible.

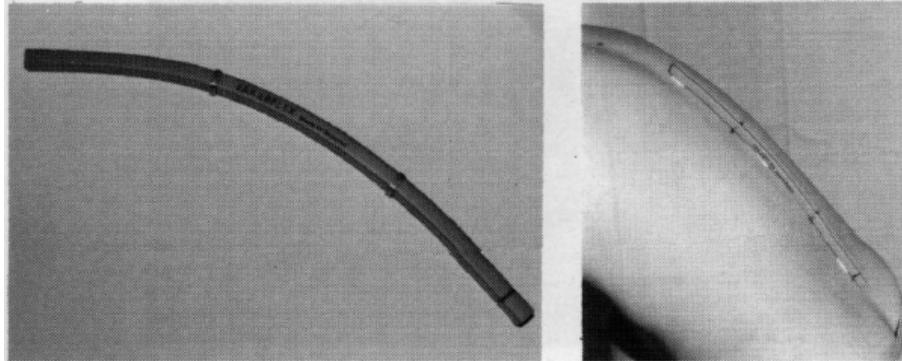


Figura III. 20. Curva flexible.

Otras técnicas consisten en barras que se aproximan a la espalda, ya sea en determinados puntos o que la recorren en su longitud.

Porter y Norris (1987) utilizan unas delgadas varillas de plástico junto con una silla experimental en la que realizan agujeros distanciados 10 mm en vertical en el centro del respaldo (Figura III. 21). Deslizando las varillas a través de los agujeros registran el perfil externo de la columna.

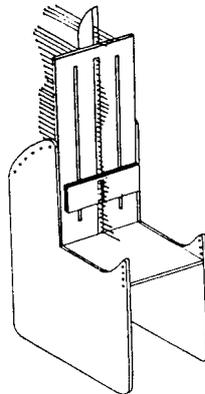


Figura III. 21. Silla experimental con varillas en el respaldo.

Bendix (1987), para estudiar los ajustes de las sillas y mesas de trabajo, utiliza un método de evaluación de la postura al que denomina método estatométrico (Figura III. 22), que consiste en una serie de barras paralelas móviles que se empujan contra la columna a diferentes niveles (S1, L3, T6 y cabeza). La medida se realiza estando en una posición fija. La forma en que calcula el ángulo lumbar se observa en la Figura III. 23.



Figura III. 22. Método estatométrico.

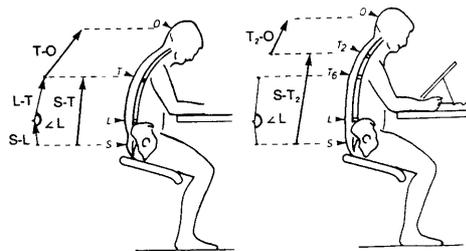


Figura III. 23. Forma de obtención del ángulo lumbar por el método estatométrico.

Wielki (1983) utiliza una técnica que consiste en un brazo con tres grados de libertad (desplazamiento horizontal y vertical y giro alrededor del eje vertical) que recorre la columna y registra electrónicamente su forma, tanto en el plano sagital como en el plano frontal (Figura III. 24).

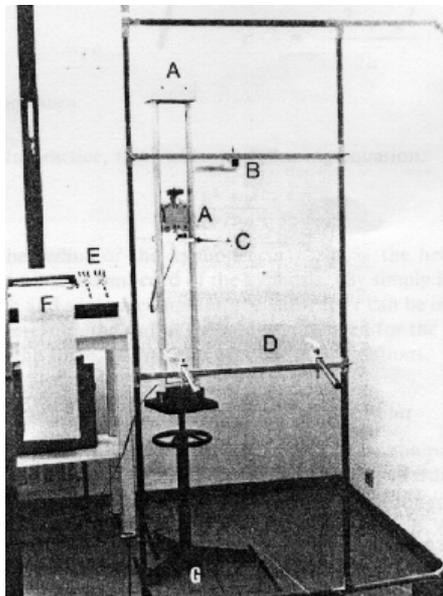


Figura III. 24. Lordosímetro descrito por Wielki (1983).

Tichauer. *et al.* (1973) describe un aparato al que denomina lordosímetro (Figura III. 25), que consiste en dos barras unidas entre sí, montadas con un potenciómetro que registra el ángulo de giro de la barra. Al desplazar la barra por la piel de la columna se registran los cambios de ángulos entre las barras y con ellos se calculan los ángulos en la piel a diferentes alturas.

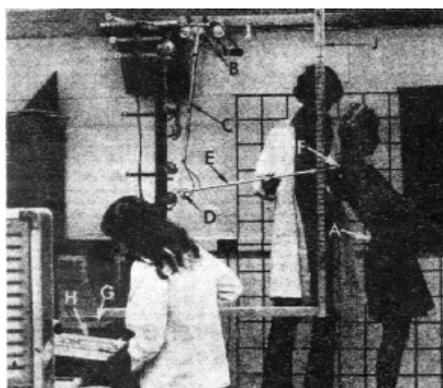


Figura III. 25. Lordosímetro utilizado por Tichauer *et al.* (A) ángulo lumbo sacral, (B) potenciómetro 1, (C) barra de unión 1, (D) potenciómetro 2, (E) barra de unión 2, (F) marcador, (J) referencia vertical.

Bishu *et al.* (1991) utiliza el sistema METRECOM para estudiar la relación entre el confort y la forma de la columna vertebral. El sistema consiste en un brazo digitalizador articulado con tres brazos, e instrumentado con transductores en cada articulación. Un software específico permite registrar la posición del puntero del brazo. Para realizar la medición debe practicar un agujero vertical al respaldo de las sillas. La medición la hacen una única vez al comienzo de las pruebas.

Lepoutre *et al.* (1986) describen lo que denominan el curvómetro (Figura III. 26), que consiste en cuatro pares de galgas unidas por una cadena flexible que se fija a la espalda con cinturones elásticos, y colocan a nivel de T1, T6, T10 y L3, registrando la curvatura en estas zonas.

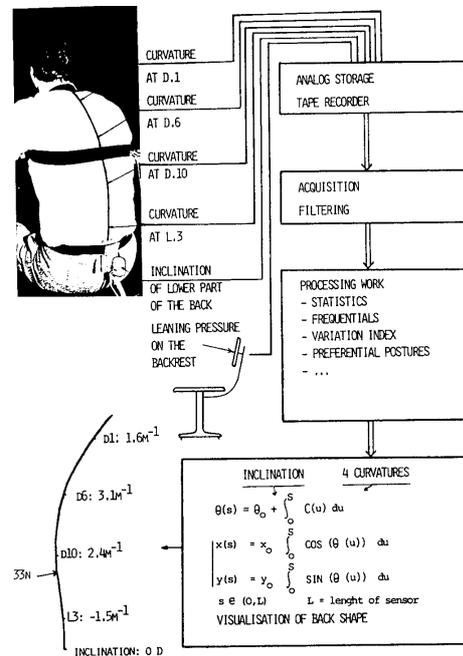


Figura III. 26. Curvómetro utilizado por Lepoutre et al. (1986)

Marras *et al.* (1992) describen un sistema que se fija a cada vértebra lumbar en la espalda, el Lumbar Motion Monitor (Figura III. 27). Consiste en un electrogoniómetro triaxial con cuatro potenciómetros para medir posición, velocidad y aceleración, tanto en los planos sagital y lateral, como de torsión. Lo aplican en la valoración de puestos de trabajo (Marras, 1994), y no puede usarse con respaldo.

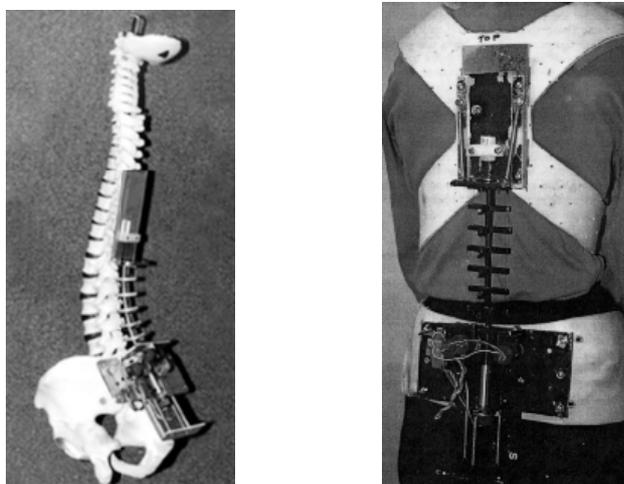


Figura III. 27. Lumbar Motion Monitor.

Carr *et al.* (1989) utiliza un método para medir la cifosis torácica denominado estereofotogrametría de superficie que consiste en un escáner óptico que registra la forma completa de la espalda. El sistema registra los perfiles horizontales de la espalda a distintos niveles y con un software específico mide las asimetrías de la espalda.

III.2.2.3 Forma de medición del ángulo sobre la piel.

Tampoco parece existir concordancia sobre *cómo medir el ángulo lumbar* a nivel de la piel.

La mayoría de los autores toman como ángulo lumbar el ángulo que forman las dos líneas perpendiculares a la piel a nivel de dos marcas, aunque existen otras posibilidades que se comentan a continuación.

Bishu *et al.* (1991) utilizan una forma de medición de los ángulos lumbar, dorsal y cervical basándose en el perfil de la piel. La referencia de ángulos la toman con relación a la línea que une C7 con L5 (Figura III. 28). El ángulo lumbar es el que forma la línea que une las apófisis de L5 y L1 con la referencia anterior.

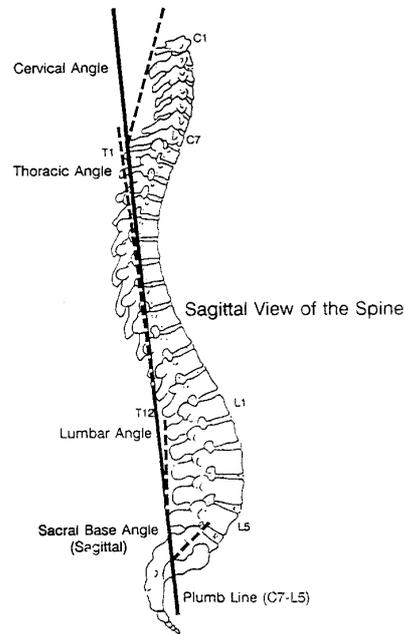


Figura III. 28. Forma de medir el ángulo lumbar a través de la forma de piel utilizada por Bishu et al. (1991)

Wielki (1983) propone varios métodos para medir la curvatura lumbar a partir de la forma completa de la piel. En ambos calcula el radio de curvatura de dos tramos de curva: en un caso diferenciados por el punto de inflexión de la curva y en otro caso por el punto de intersección de la línea que une C7 y L5.

Frey y Tecklin (1986) estudian el ángulo lumbar adoptado en la utilización de varias sillas con la técnica de la curva flexible midiendo el ángulo lumbar a través de la profundidad de la concavidad lumbar (Figura III. 29). Eklund y Liew (1991) miden, además de la profundidad, la longitud lumbar.

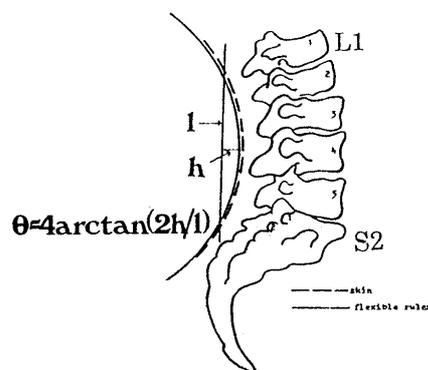


Figura III. 29. Forma de medir el ángulo lumbar utilizada por Frey y Tecklin (1986)

Tampoco parece existir concordancia sobre qué niveles de la piel delimitan el ángulo lumbar. Los hay que miden entre dos apófisis espinosas: de L5 a T12 (Eklund y Liew 1991; Reinecke *et al.* 1994; Bryant *et al.*, 1989), de S1 a T12 (Otun y Andersson, 1988; Burton A. K., 1986; Rondinelli *et al.*, 1992; Boocock *et al.*, 1994), o de S2 a T12 (Tillotson y Burton, 1991). Incluso hay quienes miden desde el espacio entre dos apófisis espinosas hasta otra apófisis espinosa (Cohn *et al.* (1989) miden desde el espacio entre T12-L1 y la apófisis espinosa de S1) o hasta el espacio entre otras dos apófisis espinosas (Öhlén *et al.* (1989) miden entre T11-T12 y entre S1-S2 y Bridger *et al.* (1989a) entre L5-S1 y entre L1-T12).

Al igual que en la medición sobre las radiografías, lo importante a la hora de seleccionar la zona de medida del ángulo lumbar es qué discos se utilizan en su definición. Sin embargo al medir sobre la piel, ya que la correlación entre ángulos internos y externos no es muy alta, y además no se conoce a qué nivel de la piel se absorben los movimientos internos entre las vértebras lumbares, la selección de la zona lumbar no está tan clara.

III.3 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA INCLINACIÓN DE LA PELVIS.

La inclinación de la pelvis es un parámetro importante a medir en la evaluación de mobiliario por dos razones: para distinguir entre posturas desplomadas o no, y por su relación con la lordosis lumbar (apartado I.1)

Al igual que en la medición de la curvatura lumbar, se han utilizado diferentes tipos de técnicas: radiografías, fotografías, vídeo, diferentes aparatos, etc.

La técnica de medición exacta de la inclinación de la pelvis es mediante radiografías. Muchos de los estudios comentados anteriormente miden también la inclinación de la pelvis. Andersson *et al.* (1979) miden con radiografías el efecto de la inclinación y altura del soporte lumbar en el ángulo de inclinación de la pelvis con la horizontal. La forma de medirlo se observa en la Figura III. 5: entre la línea que une la esquina superior del sacro con el punto más alto del acetabulum. Colombini *et al.* (1986) miden igualmente con radiografías pero toman el ángulo de la base superior del sacro como indicación de la inclinación de la cadera (Figura III. 7).

Pero la realización de radiografías para la evaluación de mobiliario no es practicable, por lo que las técnicas más utilizadas son externas. Entre ellas, la realización de fotografías laterales en las que se mide el ángulo de dos marcas anatómicas de la cadera.

Mandal (1986, 1991) las utiliza para la medición del ángulo de inclinación de la cadera (Figura III. 18) colocando marcas en la articulación de la cadera trocánter mayor y el disco de la cuarta vértebra lumbar.

Bridger *et al.* utilizan también fotografías laterales para medir la inclinación de la pelvis en diferentes posturas, tanto de pie como sentado (1989b) y con diferentes tipos de sillas (1989a). Utilizan como ángulo representativo de la inclinación de la cadera el de la línea que va desde el trocánter del fémur a la parte lateral de las crestas ilíacas (Figura III. 30).

Majeske y Buchanan (1984) utilizan también fotografías y colocan los marcadores en la piel sobre el trocánter mayor y la cresta ilíaca (Figura III. 31).

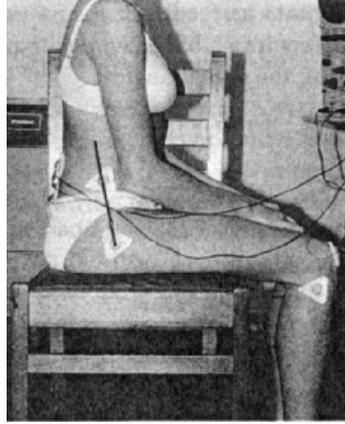


Figura III. 30. Medición de la inclinación de la cadera por fotografías (Mandal, 1986, 1991).

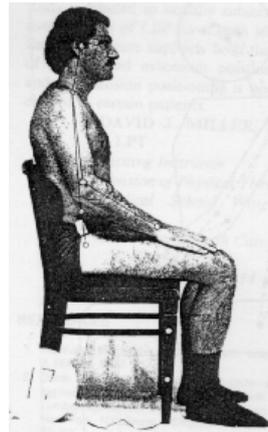
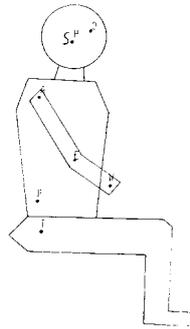


Figura III. 31. Medición de la inclinación de la cadera por fotografías (Majeske y Buchanan, 1984).

Neptune y Hull (1996) utilizan filmación en vídeo para medir el movimiento de la cadera al pedalear. Utilizan en vez del trocánter las espinas ilíacas anteriores superiores, pues resulta ser más fiable esta marca, ya que no se desliza tanto bajo la piel.

Otros estudios utilizan como puntos de referencia las espinas ilíacas superior posterior y anterior. Estas marcas no son muy fiables (Reinecke *et al.*, 1994) pues la pelvis se desliza bajo la piel al cambiar de postura. Para solventar este problema algunos autores palpan las marcas cada vez que realizan la medida, con lo que el método no es efectivo para medición de forma continua.

Nwaobi *et al.* (1988) utilizan un goniómetro para la medición de la inclinación de la cadera en sujetos sentados (Figura III. 32) uno de cuyos brazos fija al muslo y el otro a la cadera con cinturones elásticos. No especifican a qué altura de la cadera colocan el cinturón.

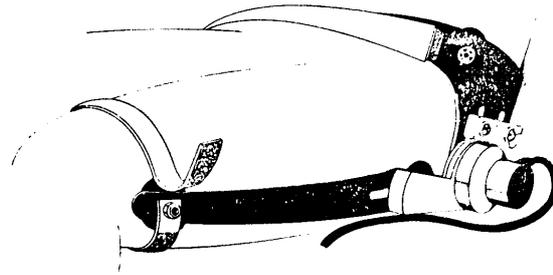


Figura III. 32. Goniómetro para medir la inclinación de la cadera (Nwaobi et al., 1988)

Reinecke *et al.* (1994) describen una técnica para medir el movimiento de la pelvis (Figura III. 33), aunque no es factible su utilización con respaldo y por su tamaño debe afectar al comportamiento normal del sujeto. Comparan los resultados con radiografías e informan de una buena concordancia entre las mediciones. Este aparato se sujeta sobre las espinas ilíacas superiores posterior y anterior y marca continuamente la inclinación de la pelvis sin el problema del desplazamiento de las marcas sobre la piel.

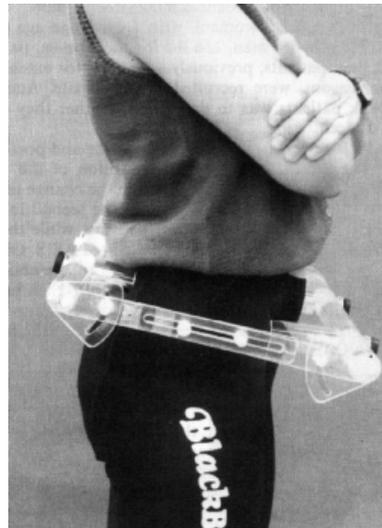


Figura III. 33. Aparato de medición del movimiento de la pelvis utilizado por Reinecke et al. (1994).

Dado el problema del desplazamiento de las marcas sobre la piel, la medición exacta de la inclinación de la cadera, supondría el utilizar un sistema que se fijase firmemente a ella. Esto, además de las molestias que produciría, dificultaría la utilización del respaldo. Una medida aproximada, como la inclinación del sacro a nivel de la piel, sería válida para distinguir entre posturas desplomadas o no.

III.4 VALIDACIÓN DE TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA CURVATURA LUMBAR.

Para validar un nuevo método de medida (Altman y Bland, 1983) hay que plantearse preguntas a dos niveles:

- *Propiedades del método:* Hay que cuestionarse si las medidas que proporciona el método son repetibles. Se pueden incluir cuestiones sobre la variabilidad según el observador, la variabilidad entre diferentes medidas, variabilidad entre posiciones del sujeto, etc.
- *Comparación con otros métodos conocidos:* Si miden ambos métodos lo mismo de media o hay algún sesgo en las medidas, si existe alguna variabilidad adicional (errores debidos a la repetibilidad y errores debidos a posibles interacciones sujeto-aparato).

Por lo general todos los estudios de repetibilidad se realizan utilizando la medida de la flexibilidad lumbar total, aunque para la comparación de métodos no sería necesario la utilización de los rangos extremos de flexibilidad si las medidas se hacen a la vez, es más, se deberían comparar valores intermedios al rango de flexibilidad.

III.4.1 PROPIEDADES DEL MÉTODO DE MEDIDA.

En el caso de medir sobre la superficie de la espalda las fuentes potenciales de error (Rondinelli *et al.*, 1992) pueden ser varias:

- Error del propio aparato de medida
- Selección de las marcas de referencia
- Variaciones de un mismo observador (error intraobservador)
- Variaciones de un observador a otro (error interobservador)
- Efectos de las posibles interacciones entre los anteriores.

Además, en la aplicación de estas técnicas a la evaluación de mobiliario, existen otras fuentes posibles de error:

- La utilización del respaldo puede afectar a las medidas.

El estudio del *error del propio aparato de medida* se puede hacer comprobando los errores que aparecen al medir piezas calibradas de ángulos conocidos. Es la técnica utilizada por Boocock *et al.* (1994) para validar los

electrogoniómetros flexibles de Penny & Giles en la medición del ángulo lumbar. Reinecke *et al.* (1994) utilizan también piezas de curvatura calibrada en un estudio de validación de un lordosímetro de galgas de mercurio.

En cuanto a la **selección de las marcas de referencia** para la definición del ángulo lumbar o dorsal, si están mal definidas o definidas de forma ambigua se cometerán mayores errores. Si se mide desde una apófisis espinosa hasta otra a nivel de la piel, existirá un error al localizarlas causado por varias razones: la dificultad de identificarlas con precisión debido a su grosor, el posible deslizamiento de la piel sobre ellas, la postura en la que se palpan, etc. Si las marcas están incluso menos definidas, como es el caso de la técnica de Schöber que utiliza los hoyuelos de Venus, los errores que se cometen serán mayores (Miller *et al.*, 1992).

Todos los errores citados, no pueden ser estudiados aisladamente, por lo que la solución se plantea estudiando por una parte el **error del aparato**, por otra el **error de repetibilidad**, que vendría a ser aquel error que se produce cuando un mismo observador mide a un mismo sujeto en la misma postura varias veces, y por otra el **error de reproducibilidad**, que sería el error que aparece a causa de que los observadores son diferentes. El error de repetibilidad incluye el error debido a la palpación de las marcas de referencia, el error del aparato y las variaciones de un mismo observador. El error de reproducibilidad incluye además de todo esto, las variaciones de un observador a otro. La repetibilidad de un método (Altman y Bland, 1983) se debe obtener de la desviación típica de las medidas repetidas dentro de un sujeto. La reproducibilidad sería lo mismo, pero variando las condiciones de la medida, como sujeto, hora, etc.

La repetibilidad de los inclinómetros y los electrogoniómetros es más alta que la de la curva flexible, en parte por ser un proceso más complejo de obtención del ángulo y expuesto a mayor error humano (Paquet *et al.*, 1991; Mellin, 1989; Tillotson y Burton, 1991; Boocock *et al.*, 1994).

Hay muchos estudios de validación de técnicas que se limitan al cálculo del coeficiente de correlación entre parejas de medidas de varios sujetos, hechas por un mismo observador para el cálculo de la repetibilidad, y para la reproducibilidad calculan también el coeficiente de correlación, esta vez entre parejas de medidas del mismo sujeto, hechas por diferentes observadores (Öhlén *et al.* 1989; Mellin, 1986; Cohn *et al.*, 1989; Burton, 1986). El coeficiente de correlación mide el grado de dependencia entre dos variables, por lo que es necesario un alto coeficiente de correlación entre parejas de medidas. Pero no es suficiente, ya que un alto coeficiente de correlación no asegura que las medidas repetidas sean las mismas. Por ejemplo, en una de las repeticiones puede haberse medido exactamente un 20% más que en la otra o una cantidad fija más que en la otra, con lo que el coeficiente de correlación será muy alto, pero las medidas no son comparables. Además, al plantear así el experimento, únicamente se pueden realizar dos repeticiones de cada medida.

En muchos de los estudios ni siquiera se especifica de si en la repetición de las medidas se utilizan las mismas marcas sobre la piel o no (Burton A. K. 1986, Cohn *et al.* 1989). Otros van más allá, y además de recolocar las marcas en la piel de nuevo lo hacen en las situaciones más desfavorables o intentando cometer errores sistemáticos (Miller *et al.* 1992).

A la hora de plantear cualquier experimento para estudiar la magnitud de estos errores, existe siempre otra fuente de variabilidad que entra en juego: el **error de repetición de la postura por parte del sujeto**. Ya que la forma de plantear el experimento es siempre a través de medidas repetidas de una misma postura, se confía en que el sujeto es capaz de repetir la misma postura en días y veces diferentes. El problema es que este error es muy difícil de aislar del resto. De hecho en pocos estudios de validación de técnicas se estudia este error. Tillotson y Burton (1991) en su estudio de la fiabilidad de las curvas flexibles comprueban lo que llaman la repetibilidad a corto plazo de las mediciones: error de repetibilidad en una misma sesión de medida, con las mismas marcas y en intervalos de tiempo de 5 a 30 minutos, midiendo dos veces el rango de flexión lumbar. Estudian también la repetibilidad a largo plazo: el mismo pero con nueva palpación de las marcas y en distinto día. Si los resultados salen del mismo orden, el error del proceso de palpación de marcas no es significativo, pues es del mismo orden que el error de repetición de la postura, aunque sigue sin aislarse el error de repetición de la postura por parte del sujeto.

III.4.2 COMPARACIÓN DE MÉTODOS DE MEDIDA.

Una vez estudiadas las propiedades (errores) de un método de medida, es también muy usual compararlo con otros métodos para asegurarse de la intercambiabilidad de resultados entre los dos métodos. A continuación se comentan algunos resultados de los estudios de comparación de técnicas de medición de la postura, distinguiendo entre comparación con radiografías o comparación de técnicas superficiales entre sí, ya que las conclusiones y aplicaciones son muy diferentes.

En muchas ocasiones se utilizan técnicas incorrectas para comparar dos métodos (Altman y Bland, 1983) como la comparación de las medias de las medidas y la correlación de parejas de medidas. La comparación de las medias de las medidas proporcionadas por cada uno de los aparatos únicamente demostraría que los dos métodos proporcionan el mismo valor medio, pero esto no implica que ambos métodos midan igual en cada una de las medidas ni que las precisiones sean comparables (igualdad de dispersiones). En cuanto al segundo método, el coeficiente de correlación depende mucho de si las diferencias entre sujetos son altas o no. Si las diferencias entre lo que mide un sujeto y otro son altas, el coeficiente de correlación es mayor, pero no debido a que los dos métodos midan lo mismo, sino a que las propias diferencias entre sujetos son grandes. Por otra parte, para asegurar que ambos métodos miden lo mismo es necesario un

coeficiente de correlación alto, pero no es suficiente, por la misma razón expuesta anteriormente, uno de ellos puede medir el doble, por lo que no son intercambiables.

En ese mismo estudio, Altman y Bland recomiendan el cálculo de las diferencias de las mediciones con cada método para comprobar si existe algún sesgo. La media de estas diferencias es el sesgo, debiendo comprobarse su nulidad. La desviación estándar de las diferencias es una estimación del error.

III.4.2.1 Comparación de técnicas de medición externas con radiografías.

A la hora de comparar con métodos anteriores, ya que el método más exacto de medición son las radiografías, se debería comparar cada nuevo método de medición de la flexión lumbar con radiografías. De hecho, la mayoría de las técnicas de medición a nivel de la piel ya han sido comparadas con radiografías.

Portek *et al.* (1983) comparan los ángulos medidos por radiografías con los medidos por otras técnicas como inclinómetros, distensión en la piel para flexión y la técnica de la plomada para extensión. De la misma forma, Stokes *et al.* (1987) comparan la flexión y extensión lumbar medida por medio de radiografías laterales y con curvas flexibles. Tillotson y Burton (1991) comparan tres técnicas de medición de la movilidad lumbar sagital: radiografías, curvas flexibles e inclinómetros.

La comparación con radiografías no sería necesaria en el caso de la validación de una nueva técnica que mida sobre la piel, ya que esta relación ha sido ampliamente estudiada.

En la mayoría de ocasiones (Stokes *et al.*, 1987) la correlación entre los valores de los métodos no es muy alta. Esto se puede deber, por una parte a la relación no clara entre los ángulos internos y los ángulos externos, y por otra al error de los métodos.

Las principales conclusiones de este tipo de comparaciones entre la medición del ángulo interno y el externo son las siguientes:

- con una flexión ligera no existe movimiento de las marcas respecto a las apófisis espinosas en las vértebras a nivel lumbar (T12, S2 y L4)
- la correlación entre ángulo en piel y ángulo en el raquis no es muy alta
- las técnicas de medidas externas de la longitud de la piel de la espalda no reflejan el verdadero movimiento del raquis, aunque dan índices de su movimiento, por lo que la variación del ángulo a nivel de la piel sirve para estimar la movilidad del raquis

- los valores de flexión medidos a nivel de la piel dependen de factores relacionados con el sujeto como el movimiento del tórax, la flexibilidad de la cadera y la extensibilidad de la piel.
- el método de medición de la postura a través de la piel sirve para comparar diferentes medidas de un mismo sujeto.

En definitiva, aunque las técnicas de medida sobre la piel, no reflejen verdaderamente el ángulo interno entre vértebras, y dependan de factores intrínsecos al sujeto, son perfectamente válidas para comparar medidas de un mismo sujeto, y además son la única posibilidad para evaluar mobiliario.

III.4.2.2 Comparación de técnicas superficiales entre sí.

A la hora de comparar las mediciones de dos técnicas habría que intentar evitar todas aquellas variaciones debidas a otras causas como la palpación de las marcas, la variación entre observadores, la medición en posturas diferentes, etc. La mejor manera de hacerlo es medir a la vez con ambas técnicas, siempre que sea posible. Así lo hacen Burton, A. K. (1986), en la medida del rango de flexión lumbar con curvas flexibles y con inclinómetros (colocándolos directamente sobre la curva flexible); Boocock *et al.* (1994) para comparar los electrogoniómetros con el inclinómetro y la curva flexible (colocando ambos a un lado del electrogoniómetro); Tillotson y Burton (1991) para comparar las curvas flexibles con los inclinómetros. Otros autores miden con las mismas marcas pero repitiendo la postura para cada aparato (Rondinelli *et al.*, 1992), y otras veces ni siquiera lo hacen con las mismas marcas (Williams *et al.*, 1993).

Ya que la técnica más repetible (y la más utilizada) es la de los inclinómetros, prácticamente todas las comparaciones de técnicas se realizan con éstos. Paquet *et al.* (1991) los comparan con un electrogoniómetro, Mellin (1989) con las medidas de distensión de la piel por el método de Schöber, Tillotson y Burton (1991) lo hacen con las curvas flexibles, Boocock *et al.* (1994) comparan un electrogoniómetro con el inclinómetro y la curva flexible; Williams *et al.* (1993) con la técnica de Schöber modificada-modificada, Burton K. (1991) compara inclinómetros, curva flexible, electrogoniómetros, y seguidor electromagnético, etc.

III.5 CONCLUSIONES.

De todo lo expuesto con relación a la medición de la postura a nivel de la piel se pueden extraer las conclusiones que se detallan a continuación.

III.5.1 REQUISITOS DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE LA POSTURA PARA LA EVALUACIÓN DE MOBILIARIO.

Por lo general las técnicas de medida de la curvatura lumbar y de inclinación de la pelvis descritas sufren de varios inconvenientes: caras, requieren mucho tiempo de análisis posterior a la medición, afectan al comportamiento, miden de forma aislada, y no se pueden usar con respaldo.

Las técnicas de análisis postural para la aplicación al campo de la ergonomía (Boocock *et al.*, 1994) deben ser fáciles de usar, fáciles de aprender a manejar, deben registrar posturas de forma continua y permitir información fiable en los estudios de campo.

Entre las técnicas que cumplen estos requisitos se encuentran los inclinómetros electrónicos y los electrogoniómetros. Estos últimos (Boocock *et al.*, 1994) resultan molestos cuando se utilizan en una silla con respaldo debido a su grosor. Los inclinómetros electrónicos tienen además problemas inerciales frente a movimientos bruscos.

Según Reinecke *et al.* (1994) un aparato para medir el movimiento de la zona lumbar aplicado a la evaluación de mobiliario debe cumplir además con los siguientes requisitos:

- Debe permitir la medición mientras el sujeto utiliza un respaldo.
- Se debería poder fijar a la espalda sin verse afectado por la distensión de la piel.
- La fuerza de rozamiento entre el aparato y el respaldo en los movimientos debe ser mínima.
- El aparato debe ser delgado y cómodo, y no afectar al comportamiento normal del sujeto.
- Las medidas del aparato no deben verse afectadas por la presión que pueda ejercerse entre la espalda y el respaldo.

III.5.2 RELACIÓN ÁNGULO INTERNO - EXTERNO.

Como comentan Altman y Bland (1983), en las medidas fisiológicas frecuentemente se utilizan métodos de medida que no siempre dan el resultado de la medida exacta de la magnitud que se pretende medir. En estos casos se necesita que al menos los dos métodos den medidas comparables. Es el caso de las técnicas de medidas externas de la longitud de la piel de la espalda, que dan índices del movimiento del raquis, pero dependen además de factores relacionados con el sujeto como el movimiento del tórax, la flexibilidad de la cadera y la extensibilidad de la piel.

La correlación entre ángulo en piel y ángulo en el raquis no es muy alta, pero sí que existe correlación entre las variaciones del ángulo en piel y las del ángulo en el raquis, por lo que la variación del ángulo a nivel de la piel puede servir para estimar la movilidad del raquis de un mismo sujeto.

Por lo tanto, aunque la relación entre una forma concreta de la piel y la forma del raquis no se conozca (Bendix, 1987), el método de medición de la postura a través de la piel sirve para comparar diferentes medidas de un mismo sujeto.

III.5.3 ZONA DE MEDICIÓN DEL ÁNGULO LUMBAR A NIVEL DE LA PIEL

Ya que no existe una relación precisa entre los ángulos internos y externos, y las mediciones del ángulo lumbar a nivel de la piel de distintos sujetos no pueden ser comparadas entre sí, y además no parece existir concordancia sobre cómo medir el ángulo lumbar ni siquiera a nivel interno a través de radiografías, tampoco parece razonable intentar medir exactamente entre las apófisis espinosas de las vértebras lumbares ni cualquier otras. Eso sí, se debería medir la flexión lumbar en la zona más flexible de la parte baja de la espalda y siempre entre los mismos puntos de la piel de un mismo sujeto para que las medidas puedan ser comparables.

III.5.4 VALIDACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN

La validación de las técnicas de medición se debería hacer a dos niveles :

Propiedades del método:

- Precisión del aparato. Se debe estudiar la precisión de las mediciones del aparato con la ayuda de piezas con ángulos calibrados.
- Repetibilidad a corto plazo de las mediciones de una misma postura. Se debe estudiar el error de las mediciones de una misma postura repetida en ocasiones diferentes, con una misma palpación de las marcas de referencia por un mismo observador.

- Repetibilidad a largo plazo de las mediciones de una misma postura. Se debe estudiar el error de las mediciones de una misma postura repetida en ocasiones diferentes, pero además con una nueva palpación de las marcas de referencia en cada ocasión por un mismo observador.
- Reproducibilidad de las mediciones. Es el mismo error anterior pero cuando los operadores son diferentes.

Comparación con otras técnicas:

- Comparación con las medidas de inclinómetros. Ya que resultan ser las medidas más reproducibles, sería conveniente comparar las mediciones de ambas técnicas en las mismas condiciones: marcas de referencia y observador.

En el caso de que sean dos las repeticiones o para el caso de la comparación de dos métodos, el coeficiente de correlación de ambas mediciones debe ser alto para indicar un bajo error, aunque los coeficientes de correlación altos son necesarios pero no suficientes para demostrar la concordancia entre métodos o entre parejas de medidas.

Todos y cada uno de los errores citados deberían ser expresados en términos de la desviación típica para cada grupo de medidas de la misma postura. La forma de cuantificar el error de la técnica podría ser en términos de los intervalos de confianza para las diferencias entre medidas de una misma postura.

De la misma forma, para el estudio de todos los errores citados, la representación gráfica de las desviaciones típicas (o en el caso de que sean dos medidas, las diferencias) de cada grupo de mediciones repetidas frente a la media de cada grupo puede ayudar a comprobar si existe alguna falta de acuerdo en las medidas o de si existe algún sesgo en las mismas.

Por otra parte, la mayoría de las técnicas analizadas utilizan el rango total de flexión para el estudio de la validación de la técnica, en parte porque es una de las aplicaciones más comunes (dentro del campo de la medicina se utiliza el rango máximo de flexión y extensión para cuantificar los daños asociados a muchas dolencias del raquis) y en parte porque son las posturas más reproducibles por parte del sujeto. En el caso de la medición del ángulo lumbar con el fin de evaluar mobiliario, no sería necesario validar la técnica con las dos posturas extremas de máxima flexión y máxima extensión, sino que sería recomendable hacerlo para varias posturas extremas estando ya en la postura sentada, aunque siempre asegurando una alta repetibilidad de estas posturas por parte del sujeto.

IV. DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA

IV.1 INTRODUCCIÓN

Uno de los primeros objetivos de la tesis es el desarrollo y puesta a punto de una técnica de medición de la curvatura lumbar. A este respecto, el IBV (Page *et al.*, 1991) viene desarrollando un sistema, el raquímetro extensométrico, consistente en una cinta de acero flexible instrumentada, que fijada a la espalda del sujeto permite registrar en tiempo real la forma adoptada por la columna y realizar un análisis de la forma de la columna asociada a una determinada silla.

La concepción y diseño electrónico del aparato ha sido desarrollado por investigadores del IBV.

En este trabajo se han desarrollado actividades complementarias de puesta a punto del equipo y procedimientos de medida. En este capítulo se describe la técnica y las pruebas realizadas encaminadas a la resolución de la puesta a punto y validación del aparato. En la Figura IV. 1 se muestra el esquema del proceso de desarrollo de experimentos para la puesta a punto del equipo y del procedimiento de medida.

Uno de los primeros problemas pendiente de resolución en su utilización era el de la identificación de las vértebras de la zona lumbar por un técnico no especialista en anatomía, sobre todo a la hora de la palpación de las apófisis (apartado IV.2).

Otro problema fue el de la sujeción del aparato a la espalda del sujeto. El raquímetro debería permanecer fijo a la espalda, sin desplazarse y pegarse bien a lo largo de toda la zona lumbar; además no debería afectar al comportamiento normal del sujeto. Para ello se diseñaron y ensayaron diferentes formas de sujeción (apartado IV.3).

Por último, se realizaron los estudios de validación de la técnica (apartado IV.4) para valorar la precisión del aparato, la repetibilidad y reproducibilidad de las mediciones, el efecto del uso del respaldo y la comparación con otras técnicas de medida.

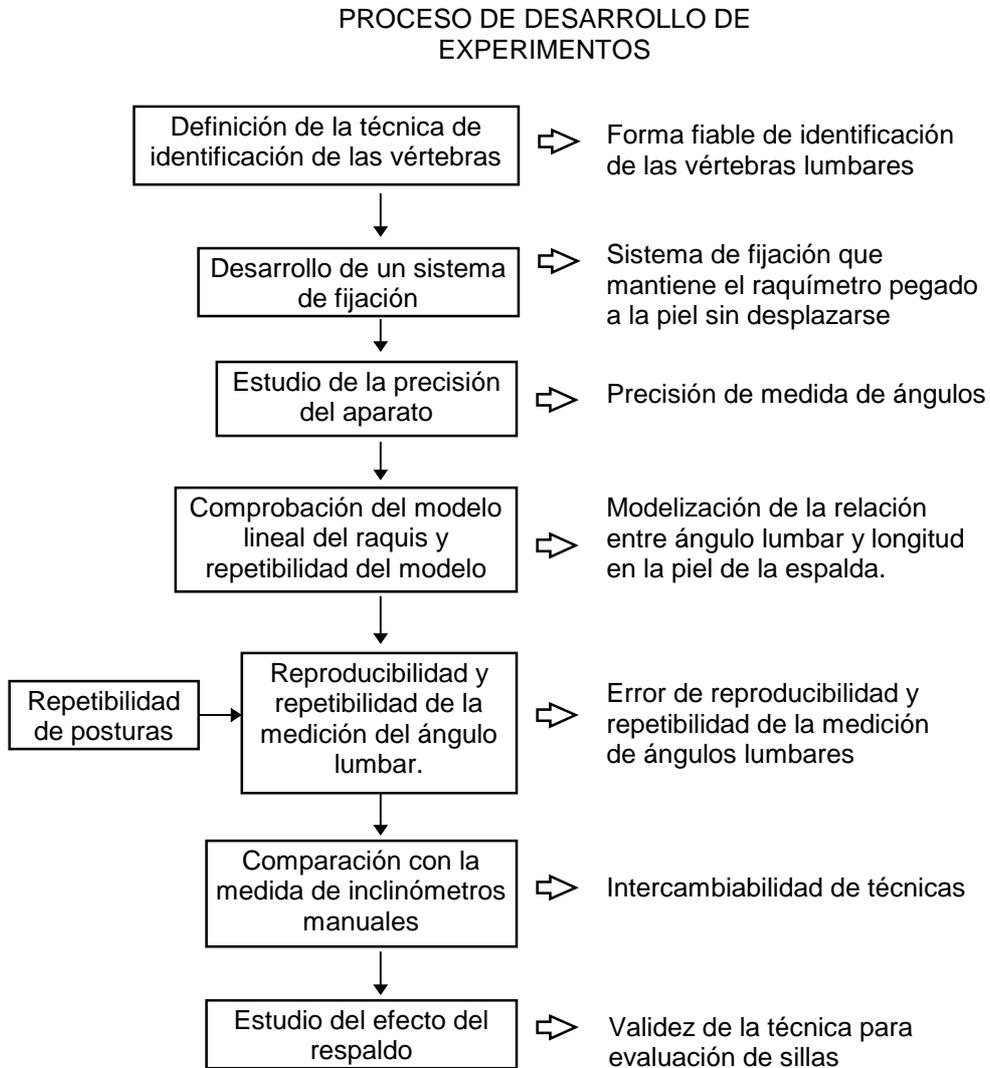


Figura IV. 1. Esquema de los experimentos desarrollados.

IV.2 VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA DE IDENTIFICACIÓN DE LAS VÉRTEBRAS CON RAYOS X

El primer paso para la medición de los ángulos lumbar y dorsal es el de localización de las vértebras que delimitan estas zonas. El raquímetro extensométrico está pensado para su utilización por un experto en evaluación de mobiliario o por un técnico de laboratorio en todo caso, y no por un médico o experto en anatomía, capaz de distinguir todos los puntos anatómicos de la columna. De hecho, uno de los problemas principales de su utilización ha sido el de su colocación y la identificación de las vértebras por palpación en la piel, para conocer a ciencia cierta la correspondencia de los ángulos que se están midiendo con las vértebras.

Por otra parte, también se ha comentado anteriormente que los ángulos externos en la piel no corresponden con los interiores entre vértebras, que serían los que realmente interesan, pero sí las variaciones que experimentan ambos, por lo que para estudios de movilidad sería perfectamente válido el ángulo medido exteriormente. Además es evidente que es el único ángulo que se puede aspirar a medir, ya que no sería posible una medición interna continua y para cada experimento de evaluación.

A la vista de la bibliografía consultada, los procedimientos para la identificación de las vértebras por palpación en posición de pie están bien descritos, aunque resultan difíciles de practicar en determinados sujetos con apófisis muy profundas. Al pasar de la posición de pie a la sentada, la pelvis gira hacia atrás y con ella las vértebras lumbares. Haciendo una marca en la piel a nivel lumbar, coincidente con alguna marca anatómica, se comprueba que la piel se desplaza en gran medida con relación a dicha marca. Es decir, la palpación en la postura de pie de las vértebras, en especial las lumbares, no se mantiene al sentarse. Por tanto, si la medición se ha de realizar en postura sentada, la palpación no debería hacerse de pie, y los procedimientos conocidos (generalmente basados en la palpación de las crestas ilíacas) no serían apropiados. El movimiento de las marcas en la piel con relación a las vértebras es importante al pasar de la postura de pie a la sentada, mientras que no lo es tanto al flexionar más o menos la columna en postura sentada.

A la vista de las necesidades anteriores, se diseñó un experimento con el cual poder contestar a muchos de los interrogantes planteados a la hora de una medición del ángulo lumbar. A continuación se comentan los objetivos, desarrollo y resultados de dicho experimento.

IV.2.1 OBJETIVOS

El objetivo principal del experimento fue, en primer lugar, conseguir una ubicación de las marcas en la piel (L5, T12, C7) fiable, evitando la palpación de vértebras que requiera un gran conocimiento de la anatomía de la espalda. Como objetivos secundarios se plantearon la determinación de la relación de los ángulos entre vértebras con los ángulos medidos sobre la superficie de la piel y la comprobación del movimiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras en postura sentada con diferentes grados de flexión.

IV.2.2 DESARROLLO: MATERIAL Y MÉTODO

La prueba se realizó a 10 sujetos (5 hombres y 5 mujeres), sanos y sin escoliosis o cualquier otro problema en la columna. La selección se hizo después de una información sobre los riesgos de la radiación entre los voluntarios. El estudio se hizo bajo la supervisión del Comité Ético del Instituto de Biomecánica de Valencia.

En posición sentada erguida, se escogieron tres puntos anatómicos fáciles de identificar por cualquier sujeto (Figura IV. 2): la vértebra cuya apófisis espinosa sobresale más a la altura del cuello al inclinar la cabeza (M1)¹, la altura a nivel de la piel de la columna de las crestas ilíacas o punto más alto de las palas ilíacas (M2) y por último a la altura de la rabadilla a nivel de los hoyuelos de Venus (M3). Otras marcas de la zona lumbar de la columna como la apófisis de L5 o la articulación lumbosacral fueron rechazadas ya que su identificación requiere conocimientos expertos en técnicas de exploración.

Estos tres puntos se marcaron con una marca radiopaca consistente en tres bolas de acero de 2.5 mm. de diámetro cada una, colocadas una en el centro de la columna y a nivel de la marca anatómica correspondiente, y las otras dos, una a cada lado de la columna, separadas unos 2 cm. de la marca anterior y a la misma altura de la marca corporal, con la ayuda de un esparadrapo. Las marcas se colocaron en posición erguida sentada y permanecieron fijas en la piel durante todo el experimento.

Adicionalmente se situaron otras marcas consistentes cada una de ellas en una bola idéntica a las anteriores, y situadas a partir de la marca a nivel de las crestas (M2) hacia arriba y centradas en la columna, una cada 10 cm. de longitud en piel medida en posición sentada erguida. Estas marcas se colocaron para poder identificar la piel en el centro de la columna en la radiografía, y comprobar su desplazamiento con relación a las apófisis espinosas de las vértebras a lo largo de toda la columna.

¹ La marca M1 se palpó y marcó en la postura erguida, pero con la cabeza inclinada hacia delante.

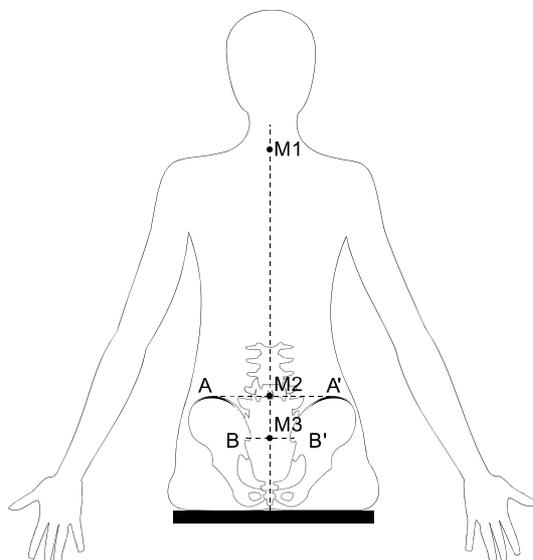


Figura IV. 2. Marcas anatómicas elegidas: AA' crestas ilíacas, BB' boyuelos de Venus.

Se realizaron dos radiografías laterales del raquis, ambas en posición sentada con los muslos horizontales: una en posición erguida con la cabeza mirando al frente (PE) y otra en posición flexionada (PF), en la cual el sujeto flexionaba al máximo tanto la cabeza como las zonas lumbar y dorsal, intentando no inclinar la cadera. En ambas posiciones se midió la longitud entre marcas principales con ayuda de una cinta métrica flexible y la inclinación con respecto a la horizontal a nivel de las marcas principales con ayuda de un inclinómetro.

Posteriormente de cada radiografía se digitalizaron con la ayuda de un digitalizador (GP7/GRAFBAR/MARK II) y un software específico los siguientes puntos (Figura IV. 3):

- Cinco puntos significativos de cada vértebra desde L5 a T12 y para T1 y C7: los cuatro vértices que definen el contorno del cuerpo y la zona más externa de la apófisis espinosa (Nissan y Gilad, 1986).
- Para S1 los dos puntos que definen el contorno superior del cuerpo.
- Todas las marcas opacas colocadas en la piel y un mayor número de puntos de la piel intermedios a las marcas.
- La localización de las crestas ilíacas para el caso de la posición erguida únicamente.

La razón por la cual no se han digitalizado los puntos relativos a las vértebras dorsales intermedias ha sido por cuestiones técnicas de las radiografías. No suele ser muy común el realizar radiografías a grandes zonas del cuerpo debido a que cada zona del cuerpo posee una absorción diferente de los Rayos X. Dependiendo

de la zona a irradiar, la radiación que se debe emitir para obtener una buena radiografía, con la suficiente definición de las vértebras, depende del tejido que vaya a atravesar. Es decir para zonas en las que o bien los tejidos que atraviesa absorben mucha radiación o existe mayor densidad de tejidos o grasa (como es el caso de la zona lumbar), la radiación emitida deberá ser mayor para que la radiación que atraviesa dicha zona sea la suficiente para obtener la definición deseada. Ahora bien, si se emitiese mucha radiación para distinguir estas zonas claramente, en las zonas en las que la absorción de los Rayos X es menor, la radiación atravesada 'velaría' la película. Por esta razón no es muy común realizar Rayos X a zonas amplias del cuerpo. Teniendo pues que elegir, y considerando la zona lumbar más importante en el estudio de mobiliario por ser la más móvil, se optó por una mejor definición de las zonas lumbar y cervical, evitando la necesidad de una nueva radiografía para la zona dorsal.

Pese a todas las precauciones para intentar que todas las marcas necesarias fueran identificadas en las radiografías de todos los sujetos, hubo algunos en los que no fue posible, de forma que en algunos de los resultados que se comentan a continuación el número de datos utilizados no siempre provienen del total de los 10 sujetos que participaron en el experimento.

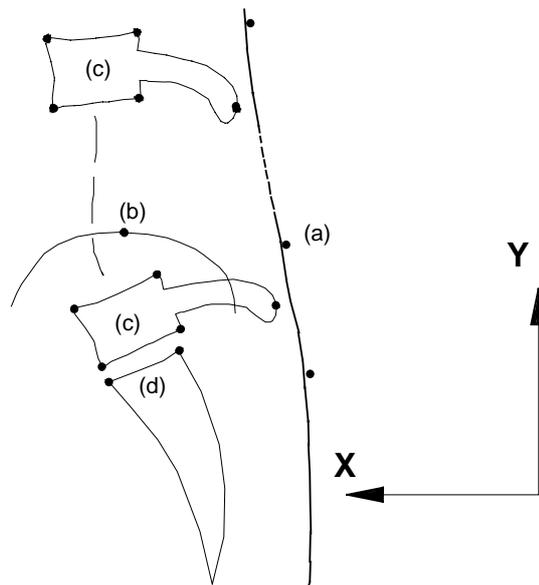


Figura IV. 3. Puntos digitalizados: (a) marcas radiopacas en la piel, (b) punto superior de las crestas ilíacas, (c) puntos significativos de C7, T1, y desde T12 hasta L5, y (d) parte superior del sacro.

Las coordenadas X e Y de estos puntos fueron analizadas para estudiar varios aspectos, como la posición relativa de las marcas en la piel con relación a los puntos significativos de las vértebras, la relación entre ángulos internos y externos

entre apófisis y el desplazamiento de las marcas en la piel con relación a las apófisis al pasar de la postura erguida a la flexionada.

IV.2.3 RESULTADOS

A continuación se exponen los resultados obtenidos tras el procesamiento de los datos digitalizados.

Como ejemplo, la Figura IV. 4 y la Figura IV. 5 muestran los puntos correspondientes a un sujeto en la posición erguida y en la posición flexionada, respectivamente. Las ‘marcas anatómicas’ corresponden a las marcas radiopacas M1, M2 y M3. Las ‘marcas en piel’ corresponden a las marcas radiopacas adicionales situadas a partir de M2. Los ‘puntos de la piel’ son los puntos adicionales digitalizados, en los casos en los que la piel se distingue fácilmente.

En este ejemplo pueden observarse algunos de los puntos que se tratan a continuación para todos los sujetos. Se distingue un pequeño error de palpación en las palas en postura erguida y se observa su correspondencia con la apófisis de L4. Se puede comprobar también que la vértebra que más sobresale al flexionar el cuello (en PF) es C7 y que existe un pequeño error de palpación.

Se puede observar además el desplazamiento que existe en las marcas radiopacas con relación a los puntos significativos de las vértebras: es grande en la zona cervical, mientras que no ocurre lo mismo con las marcas a nivel de la zona lumbar. Se aprecia además como el mayor cambio de flexión se produce en estas zonas, mientras que el cambio en la zona dorsal es apenas apreciable.

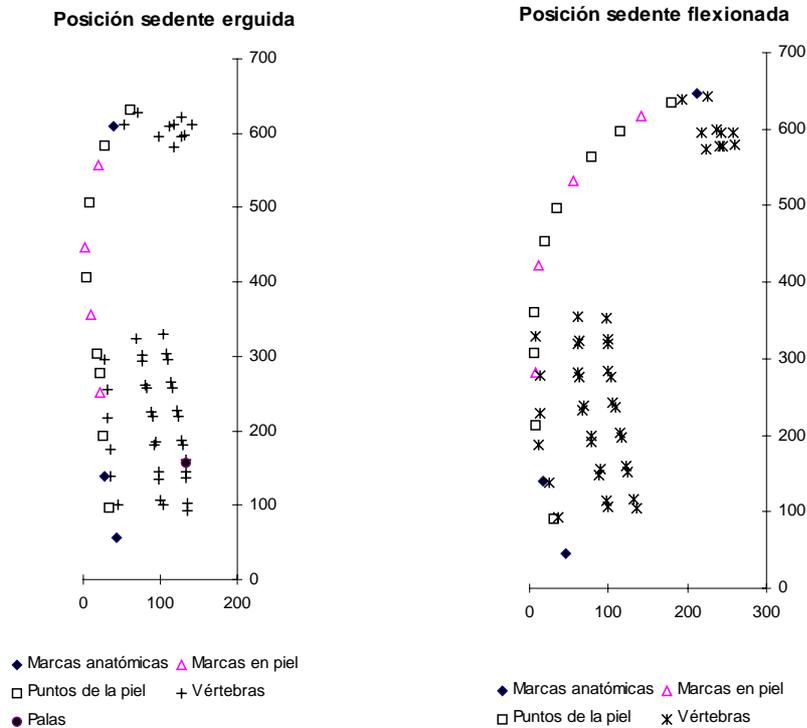


Figura IV. 4. Puntos digitalizados para la posición erguida (Dimensiones en mm).

Figura IV. 5. Puntos digitalizados para la postura flexionada (Dimensiones en mm).

En los siguientes apartados se muestran los resultados del procesamiento de los datos digitalizados para todos los sujetos. En concreto, se ha estudiado la relación entre las marcas anatómicas palpadas M1, M2 y M3 con los puntos digitalizados de las vértebras, y la viabilidad de un método de localización de las vértebras lumbares a partir de dichas marcas. Se ha estudiado además el desplazamiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras al pasar de la postura erguida a la postura flexionada, y la relación entre el ángulo lumbar medido a nivel de la piel y el medido entre los cuerpos vertebrales correspondientes, tanto en valores absolutos como en incrementos observados de una postura a la otra.

IV.2.3.1 Localización de vértebras en piel

Los puntos digitalizados se han procesado para estudiar la correspondencia entre las marcas palpadas a nivel de la piel y las vértebras. La Tabla IV. 1 resume las distancias en la piel, obtenidas entre las marcas externas colocadas y los puntos significativos de las vértebras y las palas ilíacas.

	Media	Máx.	Min.	S.D.	n
M1 - punto más sobresaliente de la apófisis espinosa de C7.	-5.2	-1.0	-11.0	3.3	10
M2 - punto superior de las crestas ilíacas	-17.1	9.8	-30.6	14.6	7
M2 - punto más sobresaliente de la apófisis espinosa de L4	7.8	28.8	-13.7	14.2	8
M3 - punto más sobresaliente de la apófisis espinosa de L5	58.8	111.0	30.0	25.8	9

Tabla IV. 1 Distancias en piel desde las marcas palpadas y puntos significativos de las vértebras (dimensiones en mm)².

A la vista de los resultados cabe obtener las siguientes conclusiones.

- **Marca M1.**

En cuanto a la localización de las marcas que en principio serían fácilmente identificables, los resultados indican que la vértebra que más sobresale al inclinar la cabeza (M1) corresponde con C7. En su palpación el error máximo cometido fue de 1 cm. Si tenemos en cuenta que la altura de la apófisis espinosa es más o menos de ese orden, el error puede ser debido a una diferencia del punto más sobresaliente marcado y no a un error en la palpación de la vértebra.

- **Marca M3.**

La dificultad de identificación de la tercera marca de los hoyuelos de Venus cercana a la rabadilla (M3) en algunos de los sujetos, y su correspondencia poco clara con una marca interna (vértebra) pone de manifiesto que no es una marca fiable para la localización de las vértebras a partir de ella. Este hecho lo informan ya Miller et al. (1992).

- **Marca M2.**

La palpación de las crestas ilíacas (M2) se realiza en un costado, y se identifica el punto más alto con poca dificultad. A continuación se traslada esa altura a nivel central de la columna, por lo que los errores cometidos (error máximo 3 cm.) se deben tanto al proceso de colocación de las marcas

² Las diferencias entre M1 y C7 son en la postura flexionada, que es en la que se palpó y colocó la marca. De la misma forma, el resto de diferencias son en la postura erguida.

por traslación horizontal del punto palpado en un costado a la parte central de la columna, como a que el punto palpado como punto más alto, no sea exactamente la localización de la cresta ilíaca, ya que a esta altura se le suma en la palpación el grosor del tejido que envuelve al hueso.

En cuanto a la correspondencia de la altura de las palas ilíacas con las vértebras en posición sentada erguida se ha comprobado que en todos los sujetos las crestas ilíacas están por encima de la vértebra L5 y la apófisis espinosa de L4, y por debajo de la vértebra L3, su apófisis espinosa y la superficie superior del cuerpo de L4, es decir están a nivel de L4. Más concretamente se encuentran, salvo en un sujeto, por encima del disco L3-L4, en el cual las crestas se encuentran a nivel de la superficie inferior del cuerpo de L4, y por debajo del centro de L4, salvo en otro sujeto en el que se encuentran 3 mm por encima del centro de dicha vértebra. El nivel en el que se encuentran las crestas para todos los sujetos se observa en la Figura IV. 6.

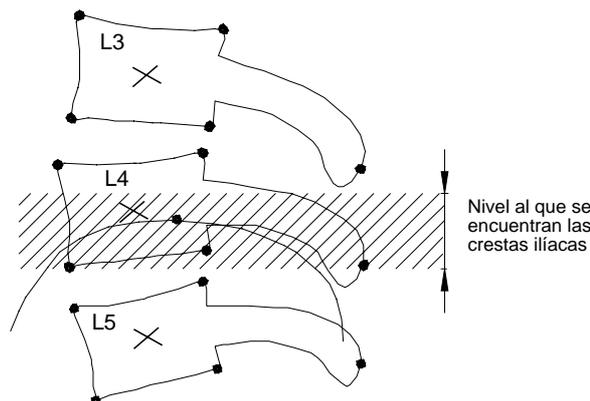


Figura IV. 6. Zona en la que se encuentran las crestas ilíacas en posición sedente erguida para todos los sujetos del experimento.

Con este dato, se podrían localizar todas las vértebras lumbares, sabiendo que la altura de las crestas ilíacas en posición sentada corresponde con la vértebra L4 (su apófisis espinosa), y a partir de ésta, por palpación se podría localizar el resto de vértebras lumbares. El problema surge para muchos sujetos, en los que la palpación de las vértebras es difícil, ya sea por la cantidad de tejido adiposo bajo la piel, o por la disposición muy hundida de la columna respecto a los costados de la espalda, o porque precisamente las apófisis espinosas de las vértebras lumbares son las más altas y se hace difícil distinguir dónde acaba una vértebra y comienza la siguiente para una persona no experta.

Una alternativa a la palpación sería la siguiente. Si se parte de la hipótesis de que las dimensiones de las vértebras de cada persona son proporcionales a la longitud total de su columna, es decir con el mismo número de vértebras en la columna y

con las proporciones entre ellas mantenidas (las vértebras lumbares son mayores que las cervicales por razones estructurales obvias salvo malformaciones), se podría obtener una relación más o menos constante para todas las personas de las distancias entre vértebras con la total de la columna. Por ejemplo se podría obtener la relación que hay entre la longitud de la zona lumbar con relación a la longitud total de todas las vértebras.

Pero ya que la longitud total de la columna es difícil de averiguar externamente y partiendo de que los puntos más fácilmente identificables de ésta son C7 y las palas ilíacas, y habiendo comprobado que éstas últimas se sitúan a un nivel constante en la columna (varía de unos sujetos a otros en una zona que comprende la altura de media vértebra), se puede suponer que la relación dimensional antes comentada se conservará también si se relaciona con la distancia en piel de estos dos puntos fáciles de identificar, es decir, con la longitud C7-palas ilíacas y la postura adoptada es la misma.

Se han calculado las relaciones entre algunas longitudes entre vértebras con la longitud C7-palas ilíacas para la postura erguida y se observan en la Tabla IV. 2 (todas las distancias son entre apófisis espinosas). Sólo se recogen los datos de 9 sujetos porque en un sujeto la identificación de todas las vértebras lumbares en las radiografías no estaba clara. Las pequeñas variaciones entre sujetos se pueden deber a las posibles diferencias que existen entre ellos y también a que la postura erguida adoptada por cada uno puede ser diferente.

	C7pal/C7L1	C7pal/C7L5	C7pal/C7T12
Mujer 1	1.272	0.919	1.420
Mujer 2	1.295	0.924	1.446
Mujer 3	1.296	0.928	1.473
Mujer 4	1.296	0.897	1.466
Mujer 5	1.306	0.923	1.443
Hombre 1	1.285	0.910	1.413
Hombre 2	1.245	0.888	1.390
Hombre 3	1.230	0.923	1.350
Hombre 4	1.328	0.979	1.472
Media	1.284	0.921	1.430
Desv. est.	0.0304	0.0255	0.0414
Coef. var. (%)	2.37	2.77	2.89
Mínimo	1.23	0.888	1.35
Máximo	1.328	0.979	1.473

Tabla IV. 2. Relación entre longitudes de piel en posición sentada erguida. C7pal=longitud en piel de C7 al nivel de las palas; C7L1= longitud en piel desde C7 hasta L1; C7L5= longitud en piel desde C7 hasta L5; C7T12= longitud en piel desde C7 hasta T12.

Si a continuación se utiliza el dato de la media de estas relaciones para, a partir de las marcas palpadas M1 y M2 situar las vértebras L1, L5 y T12, se pueden comprobar los errores que se cometerían en estos mismos sujetos al intentar localizar dichas vértebras según la hipótesis comentada anteriormente. Dichos errores se observan en la Tabla IV. 3.

Se observa que los errores se deben básicamente a errores en la palpación de las palas. Efectivamente, los casos en los que este error de palpación es alto (mayor valor para las longitudes M2-palas) los errores de localización tanto de L5 como de T12 son mayores. Si se eliminan los errores de palpación, los errores en la localización de L5 y T12 según este método son inferiores a 1,5 cm, de un orden similar a la altura de la apófisis, y por tanto del mismo error que se cometería palpando directamente.

Sujeto	Longitudes reales sobre la piel						L. calc. con M1-M2			Error absoluto		
	M2-Pal	M1-C7	M1-M2	M1-L5	M1-L1	M1-T12	M1-L5	M1-L1	M1-T12	L5	L1	T12
M1	-6	-2	451	484	349	312	489	351	315	-6	-2	-3
M2	-30	7	496	504	362	325	538	386	347	-34	-25	-22
M3	10	7	485	533	384	338	527	378	339	6	6	-1
M4	-26	11	478	503	351	312	519	373	334	-17	-21	-23
M5	-15	2	485	508	360	326	526	378	339	-18	-18	-13
H1	-62	8	588	537	398	360	638	458	411	-101	-60	-51
H2	-31	7	562	583	415	378	610	438	393	-27	-23	-15
H3	-21	3	505	545	390	349	548	394	353	-3	-4	-4
Media	-22.6	5.4	506.3	524.6	376.1	337.5	549.4	394.5	353.9	-25.	-18.4	-16.5
D. T.	21.0	4.1	45.8	31.3	24.1	23.5	49.7	35.6	32.1	33.3	20.3	16.3
Máx.	10	11	588	583	415	378	638	458	411	6	6	-1
Mín.	-62	-2	451	484	349	312	489	351	315	-101	-60	-51

Tabla IV. 3. Errores que se cometen suponiendo las relaciones medias de la Tabla IV. 2. (Datos en mm.). Se incluyen las longitudes medidas sobre la piel, las longitudes calculadas con la distancia entre las marcas M1 y M2 palpadas y los errores cometidos en dichas longitudes.

IV.2.3.2 Desplazamiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras

Con los datos digitalizados se han analizado los desplazamientos de la piel sobre las apófisis espinosas de las vértebras. Se han estudiado los desplazamientos de la piel en la zona lumbar y la zona cervical, por ser las vértebras de las que se han tomado datos.

Para ello se han comprobado las situaciones relativas entre apófisis espinosas y marcas en la piel en las dos radiografías: en posición erguida y en posición flexionada.

Prácticamente en todos los sujetos se produce un desplazamiento a nivel del cuello, debido a que en la posición flexionada los sujetos mantenían la cabeza inclinada hacia delante y por ser las vértebras cervicales las más móviles la piel se desplaza más sobre ellas.

En la zona lumbar, únicamente en un sujeto se observa un desplazamiento apreciable (mayor de 0.5 cm.) de las marcas en la piel con relación a las vértebras. En este caso, el desplazamiento de la piel es de 1.7 cm, que supone un 11 % de la longitud de L5 a L1.

IV.2.3.3 Relación entre los ángulos internos entre vértebras y los ángulos externos en piel

Con los datos de vértebras digitalizadas y de la piel de la espalda, se han estudiado la relación entre los ángulos entre cuerpos vertebrales con los ángulos a nivel de la piel. Aunque esta relación ya ha sido estudiada en algún caso (Portek *et al.*, 1983; Stokes *et al.*, 1987), se ha creído conveniente comprobarla, ya que se disponía de los datos.

En la obtención de los ángulos en la piel en las radiografías, se ha seguido el proceso siguiente. A partir de todos los puntos en la piel digitalizados se ha ajustado una spline con ayuda del programa MATLAB (MATH WORKS Inc., 1992a). Esta curva es una curva paramétrica que tiene la propiedad de pasar por todos los puntos digitalizados de la columna, y ser de derivada continua en todos ellos, por ello se consideró apropiada para representar la forma de la piel a nivel de la columna. Con la ayuda de esta curva se ha calculado el ángulo de la piel a nivel de las diferentes apófisis espinosas de las vértebras, de forma que se pueda comparar con el ángulo interno de las vértebras.

Puesto que el ángulo externo a comparar es el ángulo de la piel a nivel de las apófisis espinosas, se ha creído conveniente utilizar el ángulo interno de cada vértebra como aquel que forma la línea que divide en dos el cuerpo de la vértebra (Figura IV. 7), en lugar de otros ángulos como el de la base del cuerpo de la vértebra, ángulo utilizado por varios autores en sus trabajos como Anderson *et al.* (1979) entre otros.

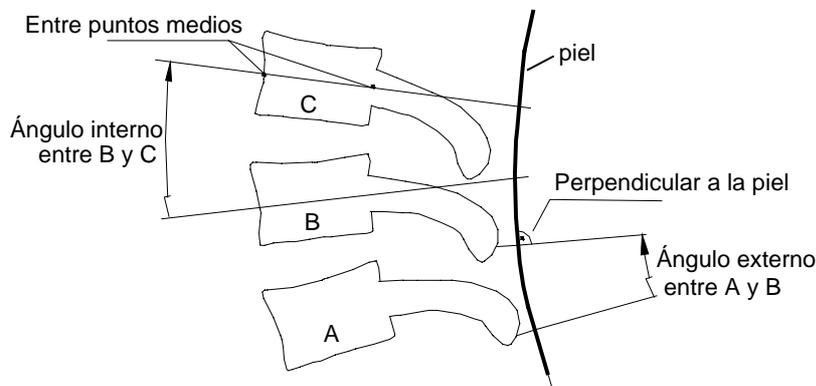


Figura IV. 7. Método de medición de los ángulos internos y externos.

Se ha comprobado la linealidad del ajuste entre ángulo interno y externo tanto para el ángulo entre cada par de vértebras como para el ángulo total lumbar. En la Tabla IV. 4 se muestran los resultados de la regresión para cada pareja de vértebras.

	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
Coefficiente de correlación	0.51	0.48	0.78	0.33	0.18

Tabla IV. 4. Resultados de la regresión entre ángulo interno y externo entre parejas de vértebras.

La relación entre el ángulo interno y externo para parejas de vértebras consecutivas no es en absoluto lineal, como puede observarse.

En cuanto al ángulo total lumbar, como puede observarse en la Figura IV. 8, se ha considerado desde L5 a T12. Como ya se comentó en un capítulo anterior la zona de medición a nivel de la piel recomendable es aquella que abarca la zona más flexible a nivel lumbar, y ya que el movimiento se realiza en los discos parece conveniente la medición del movimiento de todos los discos externos a la caja torácica (es decir desde la vértebra L5 hasta la T12).

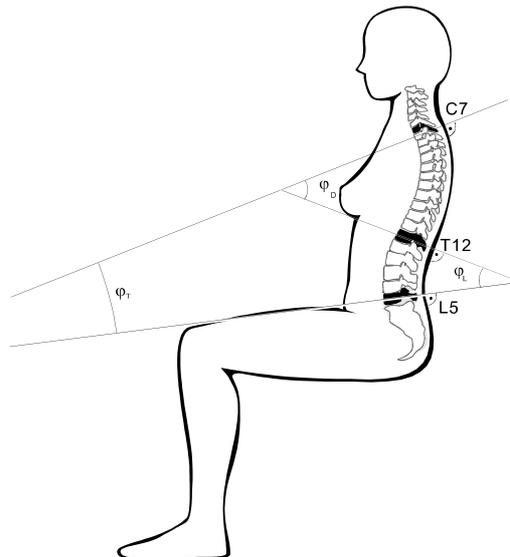


Figura IV. 8. Ángulo lumbar seleccionado

En la Figura IV. 9 se representan los valores medidos con los puntos digitalizados del ángulo total lumbar interno frente al ángulo total lumbar externo junto a la recta de regresión ajustada a todos los valores.

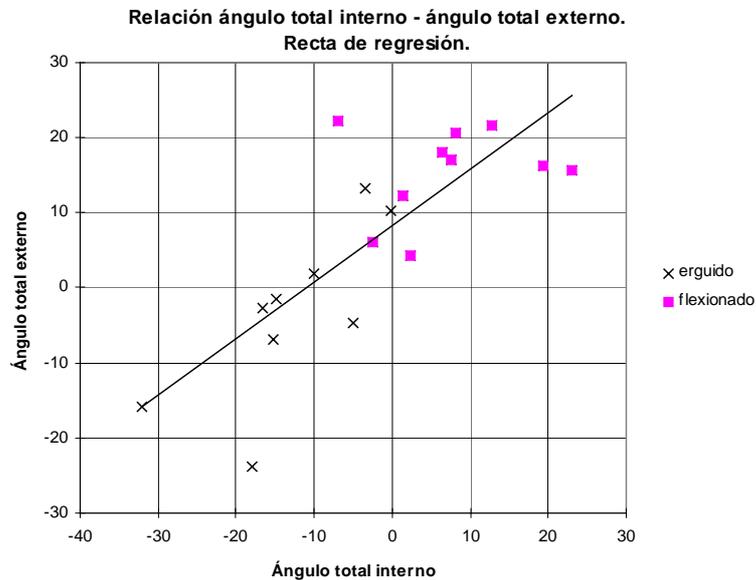


Figura IV. 9. Recta de regresión entre ángulo total interno y externo.

El coeficiente de correlación obtenido en el ajuste es de 0.832, lo cual indica que los ángulos externos medidos sobre la piel son unos mediocres estimadores de los ángulos internos entre cuerpos vertebrales. Este resultado ya ha sido descrito en Stokes *et al.* (1987). Esto se debe a que la relación entre el ángulo interno y el ángulo medido sobre la piel depende en gran medida de la constitución de cada persona, por lo que no se puede realizar una generalización de dicha relación.

La mejora de la correlación para el ángulo total lumbar frente al ángulo entre cada pareja de vértebras, se puede deber a varias causas. En primer lugar, el pequeño desplazamiento de la piel observado a nivel lumbar afecta poco a la variabilidad del ángulo total lumbar medido, mientras que afecta más al ángulo medido entre cada pareja de vértebras. En segundo lugar, la medida del ángulo entre cada pareja de vértebras a nivel de la piel puede reflejar en cierta medida el ángulo de las prominencias de las apófisis espinosas en la piel, de forma que vértebra a vértebra, el ángulo a nivel de la piel es difícil de medir.

IV.2.3.4 Relación entre el aumento de ángulo interno y el aumento del ángulo externo

Aunque la relación del ángulo interno y el ángulo externo absolutos no pueda ser generalizada para todos los sujetos, no ocurre lo mismo con los cambios que aparecen al pasar de una postura a otra en ambos ángulos (Stokes *et al.*, 1987).

Se ha comprobado asimismo, si la relación entre las variaciones (decrementos) de ángulos de una misma persona al pasar de la posición erguida a la posición flexionada, medidos en la piel o medidos internamente, es lineal y si se ajusta bien o no. La Figura IV. 10 muestra dicha relación.

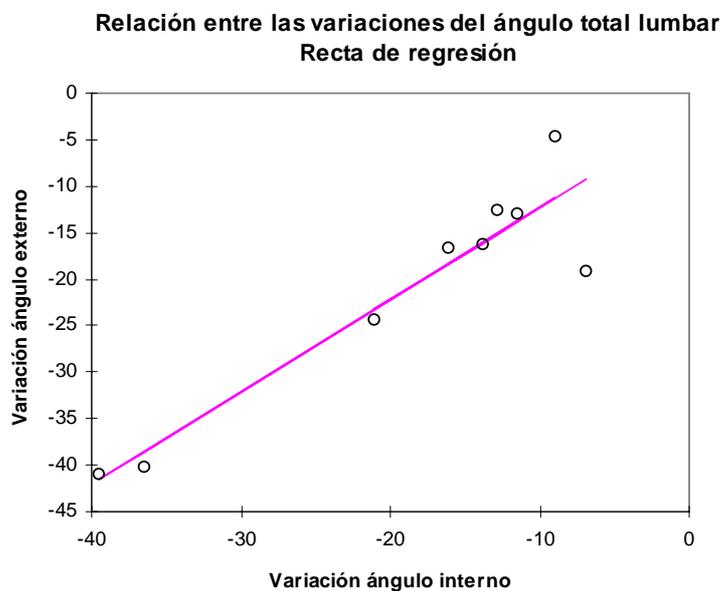


Figura IV. 10. Correlación entre incrementos de ángulos internos e incrementos de ángulos a nivel de la piel.

El coeficiente de correlación del ajuste lineal es de 0.935 y la pendiente de la recta ajustada es de 0.988. Esto indica un comportamiento bastante lineal, es decir aunque el ángulo interno no coincida con el externo, una variación (incremento o decremento) del ángulo externo, que es posible medir registrando la forma de la piel, implica una variación del ángulo interno proporcional a la variación del ángulo externo. Además es una relación que no depende del sujeto al que se mida.

Estos resultados validan el uso de la medición a nivel de la piel de los cambios de flexión lumbar, aunque no exista una relación clara entre los ángulos absolutos internos y externos.

IV.2.4 CONCLUSIONES

Con los resultados de este estudio, se propone un protocolo de identificación de las vértebras lumbares a partir de marcas en la piel fáciles de identificar. Con esto queda resuelto el problema de la localización de las vértebras para cualquier técnico.

Se validan además los resultados sobre la relación entre ángulo entre cuerpos vertebrales y ángulo medido a nivel de la piel, y se comprueba el desplazamiento de las marcas en la piel a diferentes niveles de la espalda.

A continuación se describen con detalle estas conclusiones.

IV.2.4.1 Protocolo de identificación de las vértebras lumbares

Para facilitar la identificación de las vértebras lumbares a una persona no experta se recomienda seguir los siguientes pasos.

En primer lugar, ***se palparán la apófisis espinosa de C7 y las crestas ilíacas en posición sedente erguida.***

La apófisis espinosa de C7 es la que más sobresale en la zona cervical (Figura IV. 11). La palpación se puede realizar con la cabeza del sujeto inclinada hacia delante, y a continuación, alzándola y manteniendo la palpación de la vértebra, se coloca una marca sobre ella. En esta zona, al inclinar la cabeza, la piel se desplaza bastante de las apófisis espinosas, como se comprobó en el experimento, por lo que se recomienda que la marca se coloque con la cabeza mirando al frente.

Figura IV. 11. Apófisis de C7.

Figura IV. 12. Palpación del nivel de las palas ilíacas.

Las crestas ilíacas se palparán en un costado, identificando así el punto más alto de las palas. Se trasladará horizontalmente esa altura al nivel central de la columna (Figura IV. 12). Todo ello sin que el sujeto pierda la postura sentada erguida. Esta altura palpada debe corresponder al nivel de la apófisis espinosa de L4 o algo por encima de ésta según se observa en la Figura IV. 6. Si la palpación de las apófisis

espinosas en esta zona es evidente, se puede proceder a ella una vez identificada L4.

En caso contrario se procederá a **calcular las longitudes de C7 a las vértebras que delimitan la zona lumbar** proporcionalmente a la longitud entre las dos marcas palpadas (Figura IV. 13).

Figura IV. 13. Cálculo de longitudes de la zona lumbar

Figura IV. 14. Marcas palpadas proporcionalmente.

Para ello, en posición sedente erguida, se mide la longitud en la piel de las dos marcas realizadas a nivel de la columna (D1 en Figura IV. 15): C7 y altura de las palas ilíacas. Para estimar las longitudes desde C7 a L5 y T12 se utilizarán los siguientes coeficientes (valores medios de dichas relaciones para los sujetos del experimento):

C7palas/C7L5	C7palas/C7T12
0.914	1.430

De manera que:

Longitud de apófisis de C7 a apófisis de L5 (D3) = D1/ 0.914

Longitud de apófisis de C7 a apófisis de T12 (D2)= D1/ 1.43

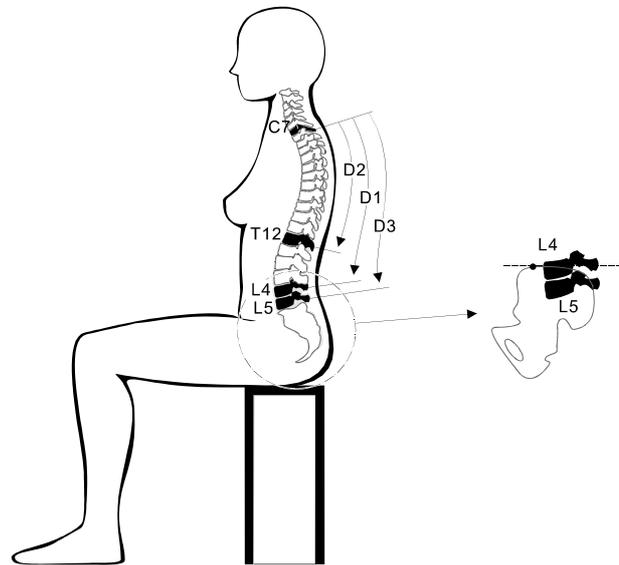


Figura IV. 15. Identificación de vértebras lumbares.

A partir de la marca de C7, se miden las longitudes en piel obtenidas con la fórmula anterior. Si las vértebras no pueden ser palpadas fácilmente ésta será la mejor estimación de la situación de las vértebras lumbares que una persona 'no experta' pueda conseguir. Si las vértebras habían sido palpadas a través de L4 (nivel de las palas ilíacas) la situación de las apófisis espinosas de L5 y T12 deben coincidir (la máxima diferencia debería ser de unos 2 cm). En caso de que la desviación fuese mayor de 2 cm. o cercana habrá que tener en cuenta lo siguiente: la fase que introduce más error es la localización de las palas ilíacas y la traslación horizontal de la altura palpada en el costado a la zona central de la columna, ya que la zona de variación de las palas ilíacas representa un máximo de 4,5 % de la longitud de C7 a las palas ilíacas, por lo que se debería repetir la palpación.

IV.2.4.2 Relación de ángulos internos y externos

Las medidas externas (Portek *et al.*, 1983) dan un índice del movimiento de la espalda pero que depende de factores como la flexión dorsal, la flexibilidad de la cadera y la flexibilidad de la piel, por lo que no reflejan el verdadero movimiento de la columna. En este experimento se ha podido comprobar que la relación entre los ángulos internos medidos entre vértebras y los externos medidos sobre la piel, medidos vértebra a vértebra no es en absoluto lineal. Algo más lineal es la relación entre el ángulo total lumbar desde L5 a T12 interno y externo, aunque depende mucho de la configuración de cada sujeto en cuanto a grosor de los tejidos que recubren la espalda, y forma de la columna. Por ello, aunque la medición a nivel de la piel refleja en cierta medida el nivel de flexión interna, no se puede generalizar una misma relación para todos los sujetos.

En el caso de que se comparen los incrementos que se producen al flexionar la columna (desde una de las posturas radiografiadas a la otra) a nivel interno y a nivel externo, la relación es lineal y de pendiente 1, por lo que se puede afirmar que la medición del ángulo a nivel de la piel es válido para reflejar el ángulo interno entre vértebras en los siguientes casos: utilizado para medir el aumento o las variaciones de flexión lumbar, ya que coinciden, y utilizado para medir diferentes niveles de flexión lumbar en el caso de que se comparen diferentes medidas de un mismo sujeto.

IV.2.4.3 Desplazamiento de la piel con relación a las apófisis espinosas de las vértebras

En la zona cervical el movimiento de una marca externa con relación a las apófisis al flexionar el cuello es realmente apreciable, por lo que no se puede afirmar que medir a nivel de una marca hecha en la piel sea fiable. Mientras que en la zona lumbar, el desplazamiento al flexionarla estando en postura sentada es mínimo, lo cual implica que es posible utilizar dos marcas en la piel para la medición.

IV.3 DESCRIPCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE MEDIDA UTILIZADOS

El primer objetivo de la tesis es la puesta a punto de una técnica de medida de la postura con el fin de estudiar posteriormente la relación existente entre confort y parámetros posturales. Como parámetros posturales importantes en la evaluación de mobiliario se consideran el nivel de flexión lumbar, el nivel de inclinación de la pelvis y el uso del respaldo.

La medición de la curvatura lumbar es importante ya que está muy relacionada con el dolor lumbar, uno de los más influyentes en la comodidad. Por supuesto, la medición de la curvatura lumbar se debe hacer a nivel de la piel, con todas sus consecuencias, según se ha comentado en el apartado anterior. Por otra parte, para medir de forma continua la curvatura mientras se utiliza la silla los requisitos son mayores. La técnica de medición no debe modificar el comportamiento normal del sujeto ni debe verse afectada por la presión del respaldo. Todo esto implica el desarrollo de un sistema de medición lo suficientemente delgado y ligero para no molestar. Técnicos investigadores del IBV llevan desarrollando un aparato, denominado raquímetro, que cumple con algunos de estos requisitos. Tras prototipos sucesivos en los que se han ido incorporando mejoras, se ha obtenido el diseño final con el que se han desarrollado las pruebas finales.

La medición de la inclinación de la pelvis es importante por dos cuestiones: una, por su relación con la curvatura lumbar, y otra, para distinguir las posturas desplomadas. En muchos casos se ha defendido la utilización de respaldos que estabilicen la pelvis y asegurar así posturas más lordóticas. La medición de la inclinación de la pelvis en los ensayos se ha realizado con un inclinómetro montado en la base del raquímetro.

La medición del uso y la forma de uso del respaldo es un parámetro importante en la comodidad. Determina el apoyo que el respaldo proporciona, y además se relaciona con la curvatura lumbar y con la inclinación de la pelvis. El contacto entre respaldo y la espalda del sujeto se ha medido con una serie de electrodos pegados a la espalda y respaldo de la silla.

Los dispositivos utilizados para la medición de la curvatura lumbar, la inclinación de la pelvis y el uso del respaldo se describen en detalle a continuación.

IV.3.1 MEDICIÓN DE LA CURVATURA LUMBAR

Como ya se ha comentado el dispositivo utilizado para la medición de la curvatura lumbar es el raquímetro (Page *et al.*, 1993).

En este apartado se describe todo el sistema: la descripción y funcionamiento del fleje instrumentado, el sistema de fijación a la espalda utilizado, la calibración del aparato, y el modelo lineal de raquis utilizado para la medición del ángulo lumbar.

IV.3.1.1 Descripción general del raquímetro

El raquímetro propiamente dicho, consiste en un goniómetro flexible fabricado sobre un fleje de acero de pequeño espesor (0.09 mm), y 25 mm de ancho por 49 cm de longitud total (Figura IV. 16).

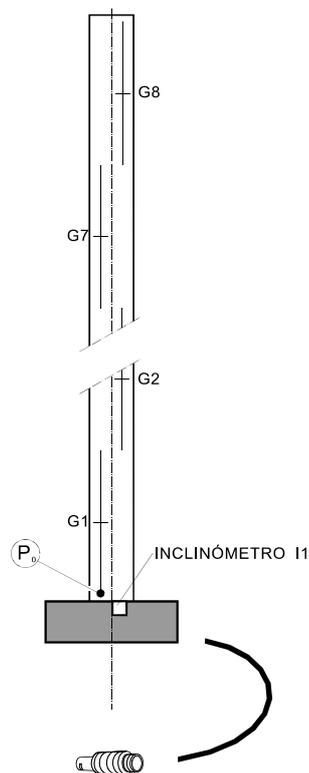


Figura IV. 16. Raquímetro

Está instrumentado con ocho parejas de galgas extensométricas de longitud 6 cm montadas una a continuación de la otra sobre el fleje, una galga de cada pareja a cada lado del fleje y contrapuestas.

Las galgas extensométricas tienen la propiedad de que cuando cambian de longitud varía su resistencia eléctrica de forma lineal. Cuando el fleje es flexionado, cada pareja de galgas, pegadas a cada lado del fleje, se deforman, cambiando así su longitud (Figura IV. 17). La galga S1 se estira y la S2 se comprime según:

$$S1 = \left(R + \frac{d}{2} \right) \varphi = \left(\frac{S}{\varphi} + \frac{d}{2} \right) \varphi = S + \Delta S$$

$$S2 = \left(R - \frac{d}{2} \right) \varphi = \left(\frac{S}{\varphi} - \frac{d}{2} \right) \varphi = S - \Delta S$$

Por tanto, el estiramiento de la galga será proporcional al ángulo de giro:

$$\varepsilon = \frac{\Delta S}{S} = \frac{d}{2S} \varphi$$

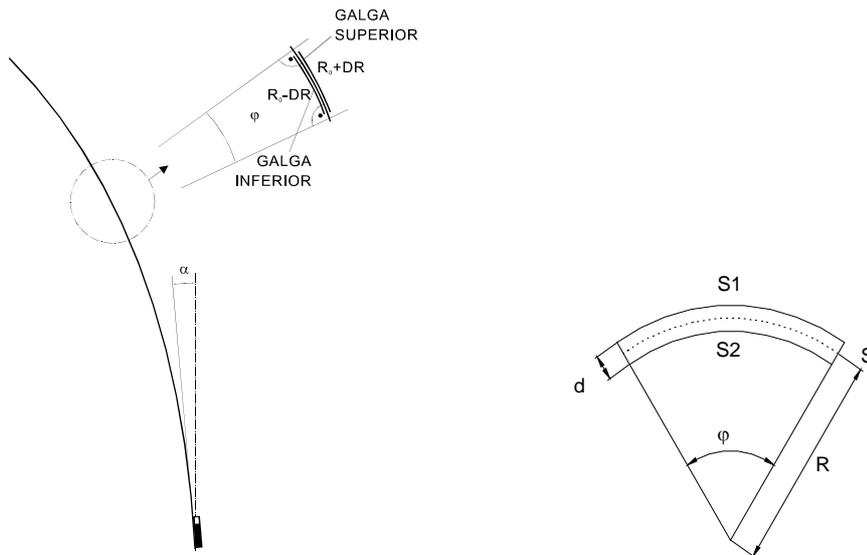


Figura IV. 17. Vista lateral del raquímetro y deformación de las galgas.

Por otra parte, la resistencia eléctrica de las galgas extensométricas depende del estiramiento y la temperatura según la función:

$$R = R_0 (1 + k\varepsilon)(1 + cT)$$

En donde k es la constante de la galga, ε es el estiramiento y T es la temperatura de la galga.

Cada pareja de galgas está conectada de forma que actúan como la parte activa de un puente de Wheatstone (Figura IV. 18). Las resistencias de ajuste R3 y R4 son

iguales y de valor conocido. Las resistencias R1 y R2 corresponden a las de las galgas S1 y S2 respectivamente, y valdrán:

$$R1 = R_0 (1 + k\varepsilon)(1 + cT)$$

$$R2 = R_0 (1 - k\varepsilon)(1 + cT)$$

El equipo electrónico alimenta a tensión V constante. Midiendo la tensión entre V1 y V2, y suponiendo que la temperatura de las dos galgas es idéntica (el fleje es de material conductor y la temperatura de funcionamiento de las galgas no difiere mucho de la de la superficie del cuerpo humano), se compensa el efecto de la temperatura y se produce una respuesta lineal proporcional al ángulo:

$$V1 = V \frac{R1}{R1 + R2}$$

$$V2 = V \frac{R3}{R3 + R4} = \frac{1}{2} V$$

$$\Delta V = V \left(\frac{R_0(1 + k\varepsilon)(1 + cT)}{2R_0(1 + cT)} - \frac{1}{2} \right) = V \frac{k}{2} \varepsilon = V \frac{k}{2} \frac{d}{2S} \varphi$$

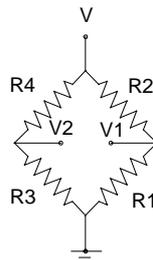


Figura IV. 18. Puente de Wheatstone.

De esta forma la tensión entre V1 y V2, señal registrada por el equipo, es directamente proporcional al ángulo de flexión del fleje.

La zona activa del raquímetro comprende desde el punto P0 donde empieza el primer puente de Wheatstone (G1) hasta el final del último (G8). A 5 mm por debajo del punto P0 se sitúa además un inclinómetro (I1) que sirve para medir la inclinación con la vertical. Debajo de la zona activa de medida, una lámina de plástico de 5 mm de espesor y de 90 x 24 mm (sombreada en la Figura IV. 16) sirve como base de sujeción del aparato al sujeto. El inclinómetro se sitúa en parte más alta de la lámina. A un lado de la lámina sale el cable para conectarse al equipo electrónico.

La principal función del equipo electrónico que utiliza el raquímetro es la de medir la señal eléctrica generada por los puentes de Wheatstone y por el inclinómetro (apartado IV.3.2), y transformarla en señal digital, además de

alimentar todo el sistema. Conectando el equipo al puerto serie del ordenador, el software desarrollado controla el proceso de medida.

El equipo electrónico consta de dos módulos principales: módulo de amplificación y módulo de control. El raquímetro se conecta al módulo de amplificación, que amplifica el nivel de las señales generadas por el inclinómetro y los puentes, y las convierte en digitales mediante un convertidor A/D. Todo ello está montado en una caja de pequeñas dimensiones (12 x 6.5 x 3.5 cm) que el sujeto lleva gracias a una pinza de agarre. El módulo de control genera las señales digitales que controlan el sistema y se conecta al ordenador a través del puerto serie. Registra la señal a 8 Hz. Este módulo también alimenta a todo el sistema, por lo que está conectado a la red de alimentación principal. Todas las fuentes de alimentación internas están aisladas de la principal con elementos aislantes de umbral superior a los 500 V.

El software desarrollado para la utilización del raquímetro y el inclinómetro permite realizar la calibración del equipo y la toma de medidas. Está desarrollado en entorno Windows, con las características particulares de este sistema, como ventanas, menús y submenús. Permite la gestión del manejo de ficheros de registro; asiste en la realización del proceso de calibración y de puesta a cero descritos en el apartado IV.3.1.2. Permite la selección del tiempo total de la sesión de registro y de la frecuencia de muestreo (1, 2, 4 y 8 Hz) promediando las muestras sucesivas proporcionadas por el equipo electrónico.. Asiste en la calibración y puesta a cero del inclinómetro (apartado IV.3.2) y en la calibración del sujeto, para determinar los parámetros que definen su ángulo lumbar (apartado IV.3.1.4); y permite además el almacenamiento en una base de datos de los parámetros de calibración de los sujetos a los que se ha medido. El programa muestra los resultados de la medida de diversas formas: ángulos frente al tiempo, forma del raquis para cada momento de la medición, tiempos de permanencia total en determinados intervalos de ángulos, tiempo de permanencia medio en cada postura, probabilidad acumulada de posturas, tabla resumen con diferentes datos numéricos, exportación a ficheros ASCII, etc.

IV.3.1.2 Calibración y puesta a cero del raquímetro

La calibración del raquímetro permite establecer la correspondencia entre la lectura de los puentes y el ángulo de flexión del fleje. A su realización ayuda el software desarrollado.

En dicho proceso se utilizan unas piezas cilíndricas de radio conocido y se calibra cada galga por separado. La calibración de cada galga se realiza colocándola sobre cada una de las piezas de plástico forzándola a mantener un ángulo conocido (Figura IV. 19). En concreto se utilizan tres piezas de radios 34.38 cm, 17.19 cm, y 11.46 cm, y colocando ambas caras del fleje sobre ellas deberían medirse ángulos de $\pm 10^\circ$, $\pm 20^\circ$ y $\pm 30^\circ$, además del ángulo 0° de una superficie plana.

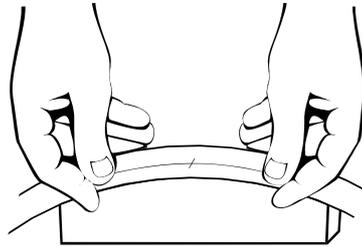


Figura IV. 19. Calibración de las galgas con piezas de curvatura conocida.

El proceso de calibración del raquímetro tan sólo es necesario realizarlo después de largos periodos de uso o cuando se observan grandes errores de medida.

La puesta a cero del raquímetro, es decir, el ajuste de la lectura cuando las galgas están a 0° de flexión, se debe realizar al comienzo de cada sesión de medida. Es un proceso aparte del de calibración, ya que las constantes de las galgas difícilmente varían, mientras que la lectura en cero grados puede desplazarse con más facilidad.

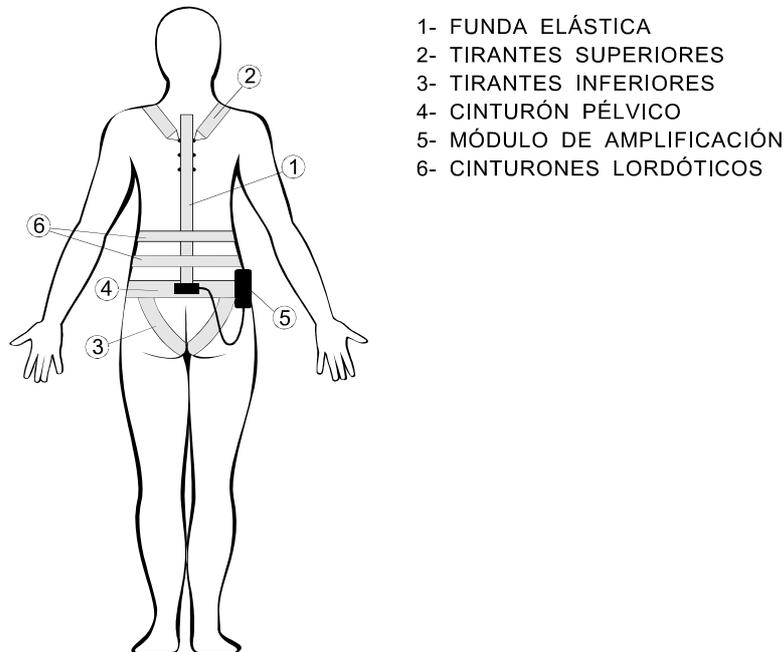
Los puentes de galgas tienen una respuesta muy lineal, en todos los casos resultan coeficientes de correlación mayores de 0.999, por lo que su precisión de medida es alta.

IV.3.1.3 Sistema de sujeción del raquímetro al sujeto

La principal función del sistema de sujeción es la de mantener el raquímetro pegado al centro de la espalda y mantener asimismo el principio de la zona activa de medida fijo a nivel de L5.

El sistema de sujeción del raquímetro al sujeto desarrollado se observa en la Figura IV. 20. Hay que hacer notar que el sistema de sujeción, a medida que se han ido haciendo los experimentos de validación, ha ido evolucionando para cumplir mejor su función. Es por ello que en los sucesivos experimentos de validación se han utilizado ligeras variantes del sistema de sujeción como: funda de material elástico similar al de los cinturones y de diferente tamaño, faja continua rígida o faja de lycra en lugar de los cinturones lordóticos, no utilización de la esponja, etc.

El fleje instrumentado se coloca dentro de una funda elástica de lycra, que permite el deslizamiento del raquímetro en su interior. El comienzo del área activa de medición (P0) es fácilmente identificable gracias a la lámina de plástico, que resalta a través de la funda, comenzando a medir 0.5 cm más arriba de ella. El objetivo de esta funda es el de proteger al raquímetro del contacto con la piel para evitar que se impregne de grasa y sudor, y la de permitir el deslizamiento del fleje a lo largo de la espalda del sujeto, ya que al ser de longitud fija y la espalda cambia al doblarse, debe poder deslizarse.



- 1- FUNDA ELÁSTICA
- 2- TIRANTES SUPERIORES
- 3- TIRANTES INFERIORES
- 4- CINTURÓN PÉLVICO
- 5- MÓDULO DE AMPLIFICACIÓN
- 6- CINTURONES LORDÓTICOS

Figura IV. 20. Sistema de sujeción del raquímetro

El raquímetro, junto a la funda elástica que lo recubre, se sujeta en su base a la pelvis del sujeto gracias al cinturón de fijación. La parte de la funda que recubre la lámina de plástico permite el deslizamiento del cinturón de fijación. Es en este punto en el que el raquímetro queda fijado a la espalda. Para ello, de la parte trasera del cinturón parten dos tirantes (tirantes inferiores en la Figura IV. 20) que, haciéndoles pasar por entre las piernas, se sujetan en la parte delantera del cinturón. Tanto el cinturón como los tirantes tienen longitud ajustable, para formar así una especie de arnés a medida para cada sujeto de ensayo, que sujeta firmemente la base del raquímetro a la pelvis del sujeto. La altura de fijación de todo el sistema debe ser tal que la zona activa del raquímetro comience al mismo nivel o ligeramente por debajo de la apófisis espinosa de la quinta vértebra lumbar L5, a partir de la cual se contabiliza el ángulo lumbar.

Otros dos tirantes (tirantes superiores en la Figura IV. 20) sujetan la funda elástica en su parte superior por encima de los hombros a la parte delantera del cinturón para asegurar que el raquímetro se mantiene pegado a la piel de la zona central de la espalda. Además, para asegurar contacto con la piel incluso cuando la zona lumbar se encuentra en lordosis, se utilizan en la zona lumbar tantos cinturones lordóticos como sea necesario según el sujeto, de manera que se asegura que el raquímetro esté en todo momento pegado a la piel a lo largo de toda su longitud. Para ayudar a todo ello la funda de lycra tiene en la parte externa correspondiente a la zona lumbar una pequeña esponja extraíble que hace que se

pegue aún más, de manera que una presión ejercida por el respaldo no modifique la medida.

El módulo de amplificación del equipo electrónico puede sujetarse al cinturón pélvico.

Para las mediciones, los sujetos de ensayo deben llevar ropas muy ligeras, en especial que no separen el raquímetro del cuerpo en la zona lumbar o lo deformen en alguna zona.

IV.3.1.4 Calibración del sujeto: modelo lineal para la flexión del tronco

El raquímetro registra los ángulos proporcionados por cada pareja de galgas dispuestas en su longitud. Para conocer a partir de ellos el ángulo lumbar, es necesario conocer en cada momento la zona del fleje que recubre exactamente la zona lumbar del sujeto. La longitud de esta zona será diferente para cada sujeto y para cada nivel de flexión, ya que al flexionar el tronco la piel se estira de forma que la distancia entre dos marcas en la piel varía, y además lo hace de forma diferente para cada sujeto.

Según se ha comentado en el apartado IV.2.3.2, al flexionar la zona lumbar la piel se estira, manteniéndose prácticamente en el mismo nivel sobre las apófisis espinosas de las vértebras, es decir en un gran rango de flexión, una marca realizada sobre la piel en la zona lumbar no sufre un desplazamiento significativo con relación a las apófisis. Además, según la forma de sujeción descrita, la parte inferior del raquímetro estará fija en la zona inferior de la espalda y a lo largo de toda ella se pega a la piel. Por lo tanto la correspondencia entre una marca corporal y una marca en el raquímetro para cada sujeto varía en función del ángulo de flexión del raquis situado por debajo del punto.

Por esta razón se hace necesario la utilización de un modelo de flexión del tronco que determine en cada momento la longitud de la zona lumbar en función del ángulo de flexión para cada sujeto. El modelo que se ha utilizado es un modelo lineal, ya que, aunque resulte de gran simplicidad, refleja bien dicha relación. La comprobación de este modelo, así como su efecto en posibles errores de lectura del ángulo lumbar se realiza en experimentos posteriores de validación de la técnica (apartado IV.4). En este apartado se describe el significado físico de este modelo y la forma de encontrar el ángulo lumbar a partir de él.

Al flexionar el tronco las vértebras varían su ángulo girando alrededor de un punto situado aproximadamente en el centro de los discos. En este sentido se realiza la hipótesis de linealidad para la flexión del tronco. Se supone que el centro de giro de la zona lumbar está situado a una distancia constante ' k_L ' de la piel, es decir, es como si el raquis, el músculo y la piel formasen una columna flexible de anchura constante. Al doblarse un ángulo φ , se supone que la línea que une los

centros de giro en los discos no varía su longitud S , actuando como si fuera una ‘fibra neutra’.

El objetivo de la utilización de este modelo lineal del raquis es el de poder estimar el ángulo lumbar a través de la medición que proporcionan las galgas. Es decir, teniendo una relación entre la longitud de la zona lumbar y el ángulo que forma la piel de esa zona, se puede medir de forma continua el ángulo lumbar utilizando el raquímetro. Una vez caracterizado al sujeto (o calibrado) se supone que la longitud S varía de forma lineal con el ángulo (φ) y es creciente con él (si $\varphi \geq 0$ existirá flexión o cifosis y si $\varphi \leq 0$ extensión o lordosis).

Una calibración similar es la utilizada por Reineke *et al.* (1994). El sistema que utilizan se basa en la distensión de la piel y para la medición de la curvatura lumbar realizan una calibración a cada sujeto con tres posturas: totalmente flexionado, totalmente extendido y erguido. Con ayuda de una curva flexible miden la curvatura entre T12 y L5 para las tres posturas, y calibran el sistema, aunque no especifican si se trata de un modelo lineal o no. Aún así, la medición de la longitud de la piel lleva a mayores errores en la medición del ángulo lumbar que utilizando esta técnica, ya que la tasa de cambio de longitud para un determinado incremento de ángulo es pequeña (del orden de 0.1 a 0.2 cm/° como se verá más adelante). Por tanto un pequeño error en la medición de la longitud de la zona lumbar del orden de 1 cm (no se puede esperar mucha mayor precisión en la medida de la longitud sobre la piel), llevaría a errores de 5° a 10° en el ángulo lumbar.

Una vez colocado el raquímetro y localizadas las apófisis de las vértebras que delimitan el ángulo lumbar L5 y T12 según se ha descrito en el apartado IV.2.4.1., se toman las dimensiones S_0 y S_1 para diferentes posturas (Figura IV. 21). La longitud S_0 corresponde a la porción del raquímetro que queda por debajo de la zona lumbar y la longitud S_1 corresponde a la porción del raquímetro hasta T12. Aunque el sistema permite la colocación del raquímetro de forma que la zona activa comience por debajo de L5, no es recomendable que esta distancia sea grande. En principio, S_0 se supone constante, es decir que el punto del raquímetro que está en contacto con la apófisis de L5 es siempre el mismo, o dicho de otro modo, el raquímetro está fijo en ese punto y no en otro. Sin embargo, esto no es exactamente así, ya que el raquímetro se fija mediante el cinturón al sujeto por debajo de esta zona. De todas formas, el error en ningún caso será excesivo, ya que este error sólo contabiliza el estiramiento de la piel desde el punto P0 hasta la apófisis de L5, que es poco.

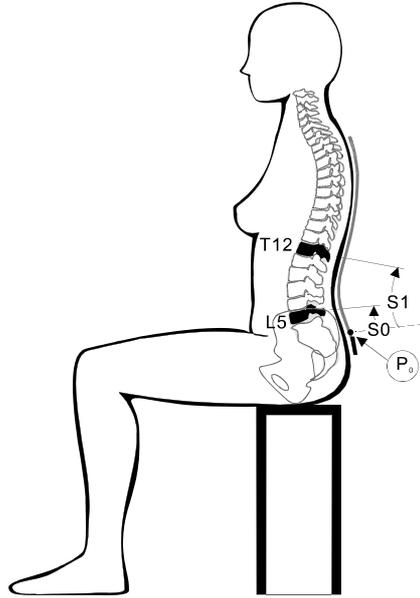


Figura IV. 21. Dimensiones utilizadas en la calibración del sujeto.

En el proceso asistido de calibración, la obtención del ángulo lumbar es como sigue. A partir de las longitudes S0 y S1, y sabiendo que la longitud de cada galga es de 6 cm se calcula el número de galgas del raquímetro que corresponde a la zona lumbar del siguiente modo. De un total de n galgas habrá una que estará a mitad entre la zona por debajo de la lumbar y la zona lumbar, y del mismo modo habrá otra galga que estará entre la zona lumbar y la dorsal.

a) Ángulo debajo de la zona lumbar:

Nº de galgas enteras por debajo de la zona lumbar m

Porción de la galga $m+1$ que se encuentra por debajo de la zona lumbar η

$$m = \text{parte entera de } S0/6$$

$$\eta = \text{resto de } S0/6$$

Por lo tanto, el ángulo debajo de la zona lumbar es $\varphi_0 = \sum_{i=1}^m \varphi_i + \varphi_{m+1} \eta$

b) Ángulo lumbar.

Porción de la galga $m+1$ que se encuentra en la zona lumbar $\eta-1$

Nº de galgas enteras en la zona lumbar p

Porción de la galga $m+p+2$ dentro de la zona lumbar λ

$$p = \text{parte entera de } S1/6 - m - 1$$

$$\lambda = \text{resto de } S1/6$$

Por lo tanto el ángulo lumbar será:

$$\varphi_L = \varphi_{m+1}(\eta - 1) + \sum_{i=m+2}^{m+p+1} \varphi_i + \lambda \varphi_{m+p+2}$$

De esta forma, a partir de las longitudes S_0 y S_1 se mide el ángulo lumbar en calibración.

Obteniendo estas parejas de datos para varias posturas con diferentes grados de flexión, se puede ajustar el modelo lineal de 'fibra neutra' a distancia constante de la piel. El método de ajuste empleado es el de mínimos cuadrados. La ecuación del modelo ajustado, es decir, la curva de calibración, sería:

$$S1 = S1_0 + k_L \varphi_L$$

La pendiente k_L representaría la distancia entre la fibra neutra y la piel, en caso de que el ángulo se exprese en radianes. La constante $S1_0$ representaría la longitud lumbar cuando el ángulo entre marcas es cero (menos la longitud S_0).

En la Figura IV. 22 se ha representado el modelo lineal de flexión del tronco, así como el polígono de galgas. El punto de corte de ambos es el ángulo lumbar del sujeto en ese momento. La utilización de galgas de 6 cm supone una simplificación de la curvatura de la espalda: se suponen intervalos de 6 cm de radio de curvatura constante, y tangentes entre sí. Por esta razón en el espacio longitud-ángulo es un 'polígono' con segmentos de pendiente constante a intervalos de 6 cm. Este hecho no introduce grandes errores, ya que la curvatura de la espalda no tiene saltos bruscos, y por tanto las curvaturas individuales de cada galga no son excesivas (ángulos de flexión lumbar máximos de unos 30° o 40° en una zona de unos 15 a 20 cm suponen ángulos en cada galga de unos 10° máximo).

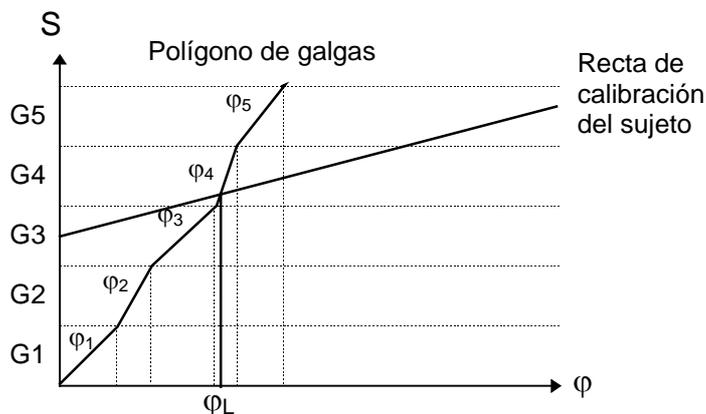


Figura IV. 22. Obtención del ángulo lumbar a partir del polígono de galgas.

Una vez conocida la curva de calibración del sujeto, la forma de obtener el ángulo lumbar al realizar una medida debe seguir un proceso iterativo. Con el raquímetro colocado en el proceso de medida, los datos que se obtienen son los ángulos de cada galga, $\varphi_1 \dots \varphi_n$. A partir de éstos se deduce el ángulo φ_L y también la longitud de cada segmento, partiendo de la curva de calibración. Pero para conocer φ_L a partir de la curva de calibración se necesita conocer la longitud de cada segmento y viceversa. Se ha de seguir pues, un proceso iterativo de cálculo del ángulo lumbar. Este proceso se observa gráficamente en la Figura IV. 23 y se expone a continuación:

A partir del valor medido de S_0 en esa medición se calcula m y η .

- 1) Se supone un valor inicial de S_1 (por ejemplo S_{10}). Con este dato, se obtiene un ángulo φ_L de la curva de calibración.
- 2) Entrando con la longitud supuesta S_1 en el polígono de galgas, y a partir de los ángulos de cada galga, se obtiene otro ángulo φ_L' correspondiente a esa longitud en el raquímetro, teniendo en cuenta la porción de raquímetro que queda por debajo de la zona lumbar.
- 3) Si $\varphi_L' - \varphi_L < 0.05^\circ$, entonces se toma este ángulo como bueno; si no, se entra con este nuevo φ_L' en la curva de calibración y se obtiene un nuevo valor para la longitud S_1' , volviendo de nuevo al paso 2).

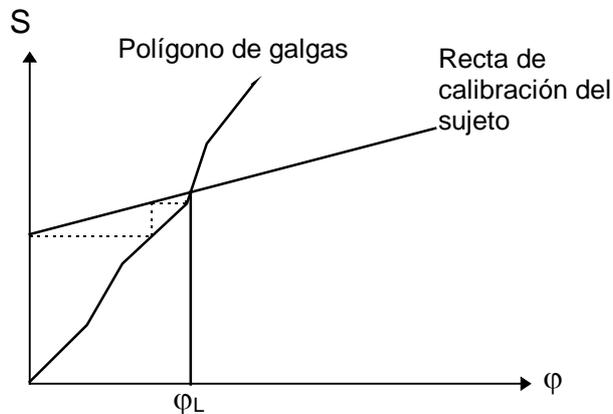


Figura IV. 23. Proceso iterativo de obtención del ángulo lumbar.

IV.3.2 MEDICIÓN DE LA INCLINACIÓN DE LA PELVIS

Como ya se comentó anteriormente, la inclinación de la pelvis es un parámetro importante en la evaluación de mobiliario por dos razones: para distinguir las posturas desplomadas, y por su relación con la lordosis lumbar. Una cuestión a la que se le ha prestado gran atención en el diseño de sillas ha sido la de la estabilización de la pelvis, para así controlar el ángulo lumbar dentro de unos límites.

Ya se expuso en el apartado III.3 que la medida exacta de la inclinación de la pelvis se debería realizar con un sistema que se fije firmemente a ella, pero esto sería incompatible con el uso del respaldo. Para su aplicación a la evaluación de mobiliario, la medida de la inclinación absoluta de la pelvis no es estrictamente necesaria, teniendo en cuenta que el sacro se une firmemente a la pelvis, y que su inclinación es un buen indicador de la inclinación de ésta.

Al igual que ocurre con el valor absoluto de la medición de la curva lumbar a nivel de la piel, la inclinación del sacro a nivel de la piel es una medida relativa, ya que existen factores inherentes al sujeto que afectan a su magnitud, además de que la orientación con que se une a la cadera es diferente para cada sujeto. Es decir, del mismo modo que la medición de la flexión lumbar a nivel de la piel, sólo se debería utilizar para comparar entre medidas de un mismo sujeto o comparar los incrementos de distintos sujetos.

En las pruebas de medición de parámetros posturales para su relación con las sensaciones de comodidad, se ha medido la inclinación del sacro con el inclinómetro I1 montado en la base del raquímetro (Figura IV. 16). Es un inclinómetro de pequeñas dimensiones, tiene forma prismática de base cuadrada de 6 mm. y altura 3 mm.

Este inclinómetro es en esencia un acelerómetro, cuyo elemento principal es una masa conocida m . El sensor, de tipo extensométrico, mide desviaciones de la masa con la vertical. En la Figura IV. 24 se observa el funcionamiento de un inclinómetro basado en galgas extensométricas. En el extremo de un voladizo se sitúa la masa m . Sobre la viga se sitúan dos galgas extensométricas. Al inclinar el sensor, desviándolo respecto a su posición neutra vertical, la masa m hace que la viga se doble, contrayéndose la galga de un lado y estirándose la otra. Esta variación de resistencia provoca una variación en la tensión registrada por el sensor.

El inclinómetro genera así una señal proporcional al seno del ángulo que forma su eje de referencia con la horizontal, que es registrada por el equipo electrónico descrito anteriormente. Está montado sobre la superficie del fleje del raquímetro y mide el ángulo que forma la base del raquímetro con la vertical (ángulo α en la Figura IV. 17).

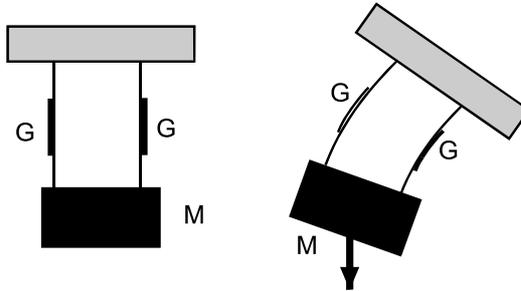


Figura IV. 24. Inclinómetro extensométrico.

El software desarrollado asiste también a la calibración del inclinómetro, permitiendo así establecer la correspondencia entre la lectura de tensión y el ángulo de inclinación con la vertical.

La calibración del inclinómetro se realiza en cada sesión de medida. Se hace utilizando dos inclinaciones conocidas, 90° y -90° de una superficie horizontal (Figura IV. 25). La precisión de medida del inclinómetro es mayor en la situación en que el raquímetro está vertical.

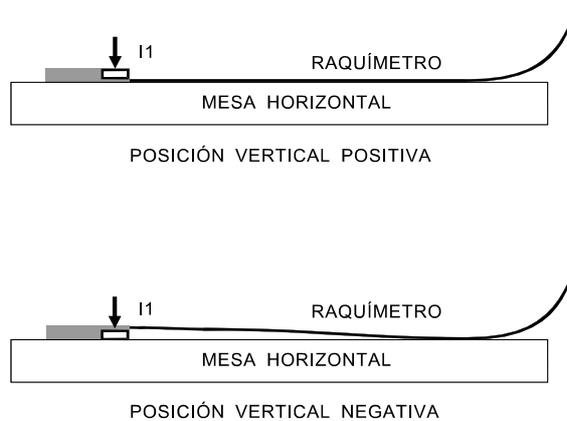


Figura IV. 25. Calibración del inclinómetro I1.

Hay que hacer notar que durante los primeros experimentos de validación la posición del inclinómetro estaba ligeramente por encima de la lámina de plástico, y para las pruebas de confort se desplazó, sin que ello afecte a las conclusiones. El hecho de la modificación de su localización se debe a mejoras añadidas en el diseño global del raquímetro.

IV.3.3 MEDICIÓN DEL USO DEL RESPALDO

La utilización del respaldo es un hecho fundamental para conseguir comodidad en un asiento. En principio, cuanto más peso se descansa sobre el respaldo, menores son los esfuerzos que soportan los músculos de la espalda y la comodidad será mayor. Obviamente, cuanto más se inclina hacia atrás el respaldo, mayor podrá ser el peso que se descansa sobre él, pero cuando se habla de sillas de trabajo o que se han de utilizar con una mesa, la inclinación del respaldo está limitada por las tareas a desarrollar. En estos casos, en los que el tronco está más o menos erguido o inclinado hacia delante, resulta imprescindible que el respaldo proporcione un buen apoyo, especialmente en la zona lumbar, y conveniente que proporcione apoyo también en la zona dorsal. De esta forma las tensiones que se producen podrán ser menores.

Ahora bien, no todos los respaldos son capaces de proporcionar el mismo apoyo. La forma y dimensiones del respaldo determinan el nivel de efectividad con que se usa. Si el respaldo no se ajusta bien a las características del usuario, no será tan efectivo y el usuario tiende a no utilizarlo, o bien lo utiliza incorrectamente adoptando posturas desplomadas.

Para la evaluación de sillas resulta necesario comprobar, además de la curvatura lumbar, el apoyo que proporciona el respaldo y la efectividad de éste, ya que es un factor importante en las sensaciones de comodidad.

La medición de la forma y grado de uso del respaldo en las pruebas de comodidad se ha realizado con un conjunto de electrodos flexibles y extremadamente delgados, fabricados en acetato serigrafiado en plata (Figura IV. 26). Los electrodos se fijan sobre el respaldo y varias zonas de la espalda del sujeto, en concreto en la zona lumbar y la zona dorsal, con ayuda de cinta adhesiva de doble cara. Los electrodos se conectan al equipo electrónico de tratamiento de señal y éste a su vez a una tarjeta de adquisición de datos instalada en un ordenador. Un software específico, encargado de controlar y realizar el proceso de adquisición de datos, permite seleccionar la frecuencia de muestreo y el tiempo de duración de la medida, entre otros parámetros. El sistema registra entre qué parejas de electrodos existe contacto en cada instante. En función de las distintas combinaciones de contactos entre los tres electrodos, se determina si el sujeto utiliza o no el respaldo y si recibe soporte lumbar o, por el contrario, adopta posturas desplomadas y sólo recibe apoyo dorsal.

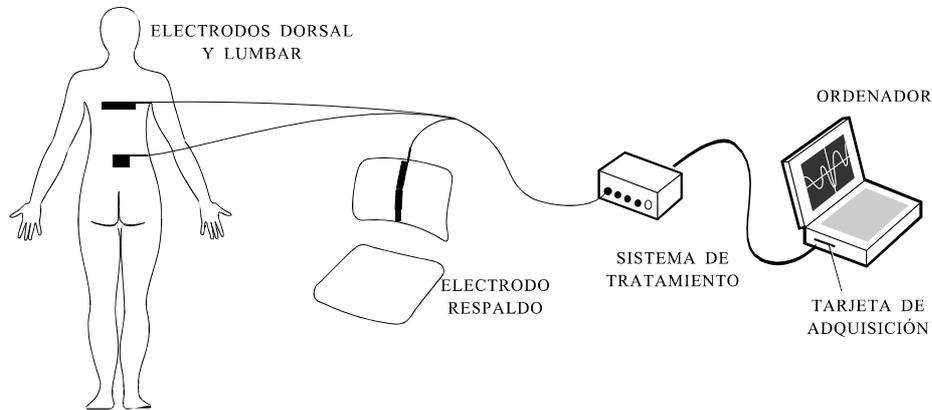


Figura IV. 26. Dispositivo de medición del uso del respaldo.

Los resultados que proporciona el software son el porcentaje de tiempo de utilización del respaldo en cada una de las combinaciones posibles de contacto (Figura IV. 27): lumbar y dorsal al mismo tiempo, únicamente lumbar, únicamente dorsal, o ningún contacto.

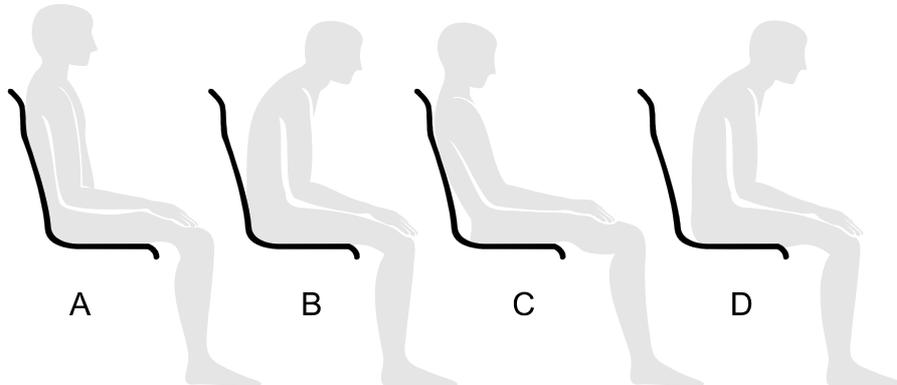


Figura IV. 27. Formas de contacto con el respaldo. A) Contacto lumbar y dorsal, B) Contacto lumbar, C) Contacto dorsal, D) Sin contacto.

Con el fin de que los electrodos de la espalda y el del respaldo hagan contacto únicamente cuando existe apoyo, antes de fijarlos a la espalda se le coloca al sujeto una malla tubular (del tipo utilizado para fijar apósitos), a modo de faja, para evitar cualquier holgura de la ropa, pegando los electrodos sobre esta malla.

IV.4 VALIDACIÓN DE LAS MEDICIONES DEL RAQUÍMETRO

IV.4.1 INTRODUCCIÓN

En este apartado se exponen las pruebas de puesta a punto del método de medición de la curvatura lumbar desarrollado. La medición con inclinómetros está ampliamente validada en otros estudios (apartado III.4.2) además de ser utilizada en muchos casos como referencia para estudiar la intercambiabilidad de técnicas de medición a nivel de la piel, por lo que la técnica de medición de inclinación de la pelvis no necesita estudio de validación alguno.

Según se comentó en el apartado III.5.4, la validación de las técnicas de medición se debe hacer a dos niveles: por una parte se deben comprobar las propiedades del método en sí (precisión del aparato, repetibilidad a corto y largo plazo de las mediciones de una misma postura, reproducibilidad) y comparación con otras técnicas.

A continuación se describen los experimentos realizados para el estudio de validación de la técnica de medición de la curvatura lumbar desarrollada (Figura IV. 1).

En primer lugar se estudia la precisión de medida de ángulos con piezas calibradas. A continuación se estudia el modelo lineal del raquis utilizado en la obtención del ángulo lumbar con el raquímetro, tanto la posibilidad de otros modelos y el ajuste del modelo lineal como la repetibilidad de la recta ajustada.

Se estudia la repetibilidad de la técnica al medir ángulos lumbares comparándola además con los inclinómetros manuales.

Por último se estudia la interacción entre la técnica y el respaldo, requisito exigible a las técnicas de medición de la curvatura lumbar aplicables a la evaluación de mobiliario.

IV.4.2 PRECISIÓN DEL APARATO

IV.4.2.1 Objetivo

El objetivo de este experimento es el de estudiar la precisión en la medida de ángulos del raquímetro, o lo que es lo mismo, del ángulo proporcionado por cada puente de galgas.

IV.4.2.2 Desarrollo

Tras realizar el proceso de calibración y puesta a cero del aparato (descrito en el apartado IV.3.1.2.), se comprueba la precisión de cada puente con ayuda de piezas de plástico de radio de curvatura calibrado. Todo ello se realiza con la funda de lycra para el fleje, aunque su efecto es mínimo, dado su pequeño espesor³.

Los radios de curvatura de las piezas utilizadas son tales que para la longitud de 6 cm de cada galga, los ángulos que deben medir son de 10°, 20° y 30°, colocándolos por una cara, y -10°, -20° y -30° por la otra cara del raquímetro. Son las mismas piezas que las utilizadas para su calibración.

Por último, transcurrido un tiempo (alrededor de una semana) de su calibración, se realiza una puesta a cero de las galgas y se vuelve a comprobar la precisión.

IV.4.2.3 Resultados

Los resultados de las mediciones tras la calibración inicial se recogen en la Tabla IV. 5. Los resultados de los errores de medida de cada una de las galgas y para cada pieza en la calibración inicial se resumen en la Tabla IV. 6.

Transcurrida una semana y tras una puesta a cero de los puentes de galgas, se volvió a realizar la prueba. Los resultados de las mediciones se observan en la Tabla IV. 7. Aunque no se observaron grandes desviaciones de las medidas del cero de las galgas (la máxima desviación observada fue de 0.8°), se decidió realizar una puesta a cero para proceder a las mediciones. Del mismo modo los resultados de los errores para este segundo caso se recogen en la Tabla IV. 8.

³ El efecto de la funda de lycra en el ángulo es pequeño como puede demostrarse:

$$\varphi = \frac{l}{r} \Rightarrow \Delta\varphi = -\frac{l}{r^2} \Delta r$$

En el caso más desfavorable, con la pieza de 30°, y teniendo en cuenta que el espesor de la funda es menor de 0.5 mm, el efecto en el ángulo, sustituyendo en la fórmula anterior, sería un incremento menor de 0.13°.

PIEZA	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8
10	10.9	10.3	9.9	10.4	9.7	10.1	10.2	10.1
20	20.3	20.5	20.3	20	20.1	20.3	20.1	19.9
30	30.4	29.6	30	29.5	30	29.6	29.6	29.9
-10	-10.1	-10.2	-9.4	-10.7	-10	-10.3	-10.5	-10.1
-20	-19.7	-21	-19.5	-20.3	-20.3	-20.2	-19.9	-19.3
-30	-29.2	-30.3	-29.6	-29.7	-30	-29.8	-29.8	-30
0	-0.4	0.1	-0.4	-0.1	-0.2	-0.4	0.2	0.1

Tabla IV. 5. Medición de ángulos calibrados de cada pareja de galgas

Estadísticas de errores	
media	0.0125
mediana	0.0000
desviación típica	0.3722
máximo	0.9
mínimo	-1.0

Tabla IV. 6. Errores de medida de las galgas.

PIEZA	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8
10	11,2	10,3	10,4	10,6	10,8	10,6	10,1	10,6
20	19,9	19,9	20,3	20,1	20,2	20,0	20,1	20,0
30	29,7	29,3	29,6	29,9	29,6	29,7	29,9	29,7
-10	-9,8	-10,5	-9,3	-11,0	-10,4	-9,9	-10,5	-10,2
-20	-19,5	-20,2	-20,2	-20,2	-20,2	-20,2	-20,2	-20,3
-30	-30,3	-30,0	-30,2	-29,3	-29,7	-30,0	-29,7	-29,8
0	-0,2	0,1	-0,5	-0,1	-0,3	-0,3	0,4	0,0

Tabla IV. 7. Mediciones transcurrida una semana.

Estadísticas de errores	
media	-0,0002
mediana	-0,0835
desviación típica	0,4070
máximo	1,2
mínimo	-1,0

Tabla IV. 8. Errores tras una semana.

IV.4.2.4 Conclusiones

Como puede observarse la precisión de medida de ángulos de los puentes de galgas es alta. El error máximo de medida observado es de 1.2° , y no se observa ningún sesgo en las medidas de las galgas.

Además, las medidas tomadas tras la calibración de los puentes son del mismo orden de magnitud que las realizadas una semana después de la calibración, con una puesta a cero únicamente. Esto indica que las constantes de las galgas no varían a lo largo del tiempo, por lo que salvo que se observen grandes errores de medida no es necesaria su calibración para cada medición, únicamente con un ajuste del ángulo cero de medida es suficiente. Además esta puesta a cero es recomendable realizarla en cada sesión de medida, especialmente cuando se observan desviaciones.

IV.4.3 MODELO LINEAL DEL RAQUIS

IV.4.3.1 Objetivo

Para la medición con el raquímetro es necesario conocer la relación que existe para cada sujeto entre el ángulo lumbar y la longitud lumbar en piel, lo que se ha llamado curva de calibración del sujeto (apartado IV.3.1.4). El principal objetivo con el que se plantea este experimento es el de comprobar si el modelo lineal descrito es un buen ajuste para la relación longitud en piel y el ángulo, o por el contrario es preferible bien otro tipo de ajuste, bien otra forma de tratar los datos.

IV.4.3.2 Desarrollo

La prueba se hace a 8 estudiantes, todos ellos voluntarios, 4 mujeres y 4 hombres (edad 22(1.4), peso 67(7) estatura 170(6.2)), sin problemas de escoliosis o similares.

Un mismo operador realiza todo el experimento.

El proceso para la medición de cada sujeto es el siguiente. En primer lugar se localiza la zona lumbar de cada sujeto según el protocolo descrito en el apartado IV.2.4.1 y se hacen unas marcas en la piel, que se mantienen durante toda la prueba. Todo el procedimiento se realiza con el sujeto sentado sobre un taburete que se regula en altura para que los muslos queden horizontales y los pies apoyados en el suelo con las rodillas en ángulo recto.

Para cada sujeto se obtienen un conjunto de puntos longitud - ángulo (S_L, Φ_L) a nivel de la piel para la zona lumbar de dos formas diferentes: una midiendo con inclinómetros manuales (SAUNDERS GROUP Inc.) de precisión de 1° , y la otra

midiendo con el raquímetro y la faja rígida puesta siguiendo la opción asistida del programa. El orden de los aparatos para las calibraciones es aleatorio.

Se utilizan 16 posturas diferentes para cada calibración. Las dos primeras posturas son dos posturas de referencia, erguida y relajada, que se vuelven a repetir en la postura novena y décima. Para la postura erguida se pide al sujeto que intente mantener una postura lo más erguida posible con la mirada al frente. En la postura relajada se pide al sujeto que relaje los músculos de la espalda dejando caer los brazos hacia delante. Para el resto de posturas se pide a los sujetos que vayan pasando de posturas lo más lordóticas posibles hasta posturas lo más cifóticas posibles y a la inversa, haciéndolo de modo gradual para obtener posturas diferentes entre sí y barriendo todo el rango posible de flexión.

Para cada postura se mide la longitud en la piel entre las marcas de las apófisis de T12 y L5. En el caso de los inclinómetros se registra el ángulo de inclinación de cada marca con la horizontal que sirve para obtener el ángulo de la zona lumbar (Figura IV. 28). En el caso del raquímetro, se sigue el proceso de calibración que proporciona el software, introduciendo en cada postura la distancia entre las marcas y utilizando el ángulo proporcionado por las galgas.

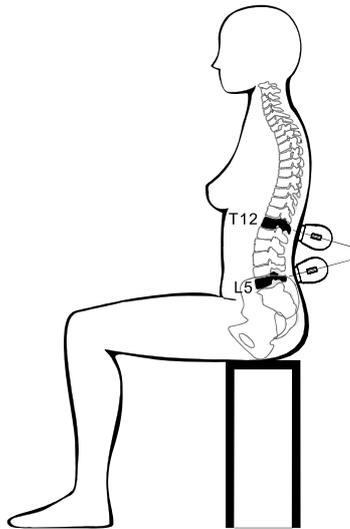


Figura IV. 28. Calibración con inclinómetros manuales.

Para cada aparato y sujeto se ajusta una recta por mínimos cuadrados:

$$S_L^{incli} = S_{L0}^{incli} + k_L^{incli} \varphi_L$$

$$S_L^{raqui} = S_{L0}^{raqui} + k_L^{raqui} \varphi_L$$

Se calculan además, para cada recta ajustada, los coeficientes de correlación y se estudian los residuos del ajuste.

Posteriormente, se comprueba con la prueba de la identidad de dos modelos de regresión (Lebart *et al.*, 1985) si las rectas obtenidas para cada sujeto con cada uno de los métodos es la misma o no y si la recta obtenida con las 8 primeras posturas y la obtenida con las 8 últimas (en las que se ha seguido un proceso inverso de flexión) es la misma en todos los casos.

IV.4.3.3 Resultados

La Figura IV. 29 muestra los resultados obtenidos para todos los sujetos y ambas técnicas. Se ha representado en cada gráfica la longitud lumbar frente al ángulo lumbar, tanto los puntos medidos como la recta ajustada.

A la vista de los datos, se han comprobado otros tipos de ajustes diferentes al lineal, como exponencial, raíz cuadrada, logarítmico, etc. Entre los ajustes con dos parámetros que mejor representan los datos son el recíproco en y ($Y = 1/(a + bX)$), el exponencial ($Y = \exp(a + bX)$), el lineal ($Y = a + bX$), y el de raíz cuadrada en y ($Y = (a + bX)^2$). Entre ellos, no existe uno que funcione mejor en todos los casos, y siendo todos de un orden similar, se elige el lineal por ser más simple y reproducir un modelo físico razonable.

Los modelos cuadráticos ($Y = a + bX + cX^2$), mejoran los resultados, pero a costa de introducir una nueva variable.

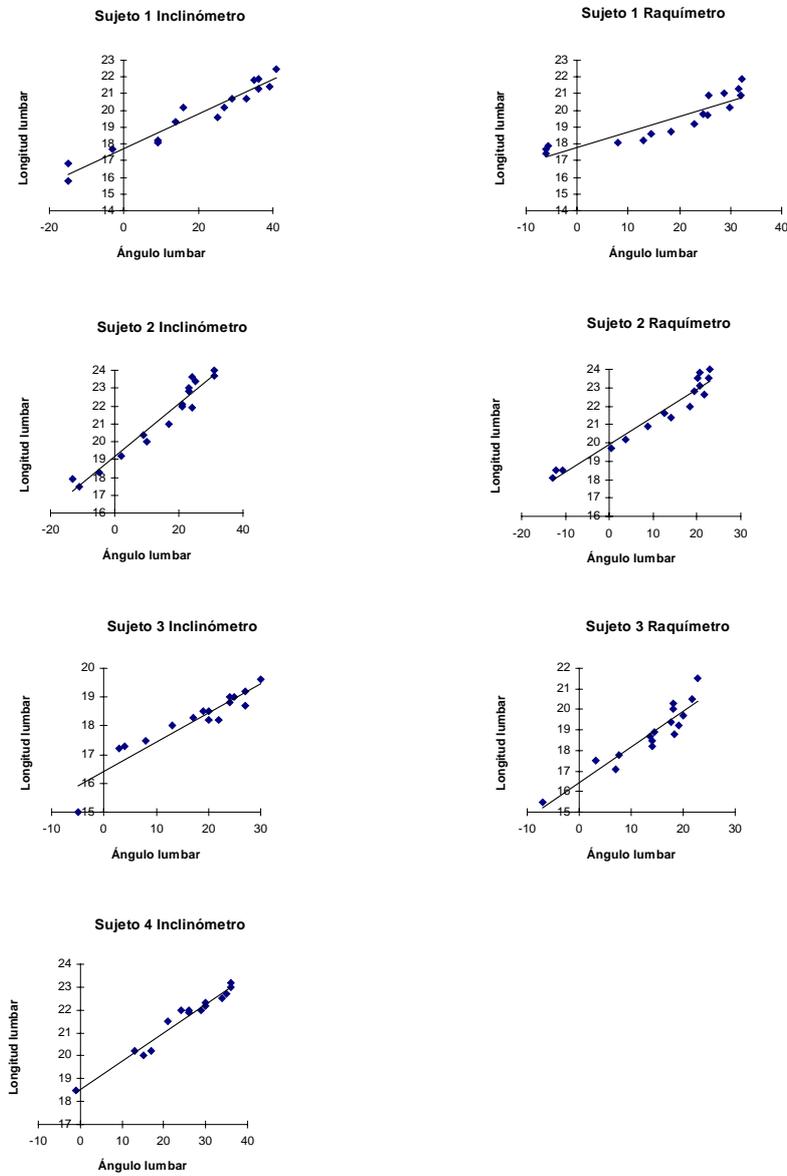
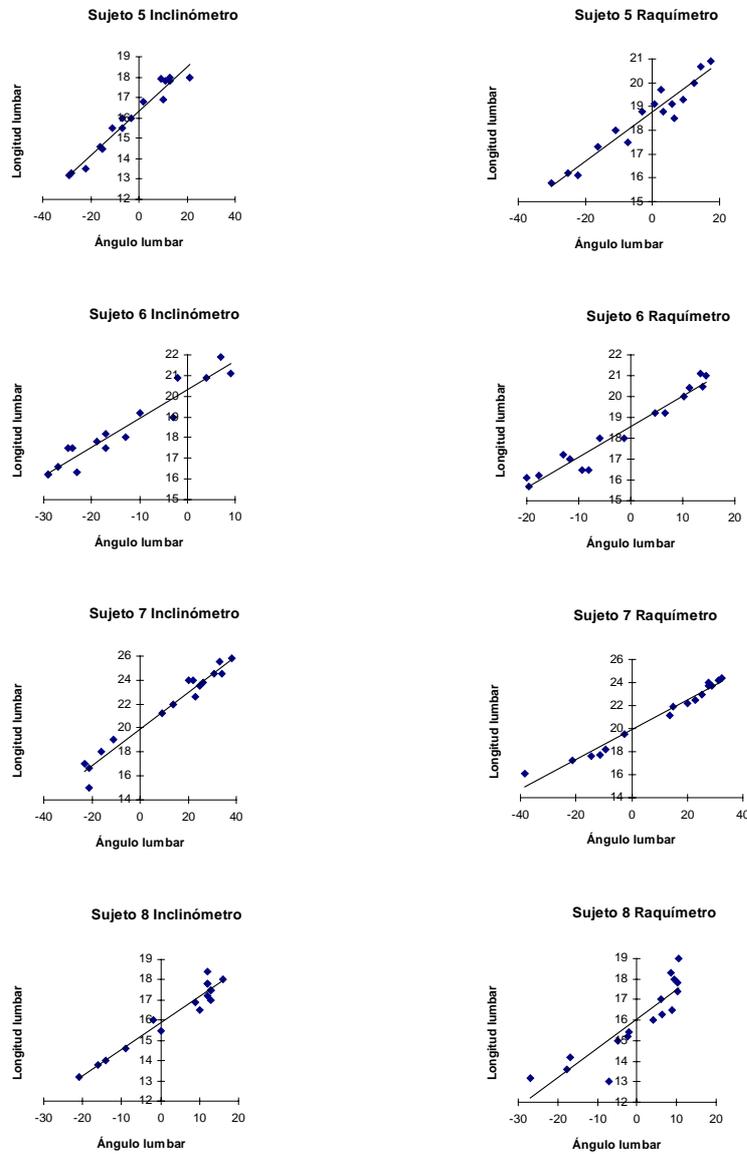


Figura IV. 29. Representación de las relaciones ángulo lumbar - longitud lumbar para todos los sujetos participantes en el experimento y ambas técnicas.



(Cont.) Figura IV. 29. Representación de las relaciones ángulo lumbar - longitud lumbar para todos los sujetos participantes en el experimento y ambas técnicas.

En la Tabla IV. 9 se incluyen los resultados para el coeficiente de correlación (r) del ajuste lineal, la ordenada en el origen (S_{L0}) y la pendiente de la recta ajustada (k_L), tanto en las medidas de inclinómetros como del raquímetro.

Sujeto	Inclinómetros			Raquímetro		
	r	S_{L0}	k_L	r	S_{L0}	k_L
1	0,97	17,74	0,10	0,90	17,77	0,09
2	0,98	16,36	0,11	0,96	18,76	0,10
3	0,97	19,14	0,15	0,97	19,92	0,15
4 ⁴	0,98	18,54	0,12	-	-	-
5	0,94	16,43	0,10	0,93	16,43	0,17
6	0,96	20,32	0,14	0,97	18,58	0,15
7	0,98	19,94	0,15	0,99	19,88	0,13
8	0,97	15,87	0,13	0,89	16,03	0,14
media	0,97	18,04	0,13	0,95	18,19	0,13
D.T.	0,01	1,71	0,02	0,04	1,54	0,03
mínimo	0,94	15,87	0,10	0,89	16,03	0,09
máximo	0,98	20,32	0,15	0,99	19,92	0,17

Tabla IV. 9. Parámetros de las rectas de calibración. S_{L0} y k_L corresponden a ángulos en ° y longitudes en cm.

Los coeficientes de correlación obtenidos son mayores de 0.94 en todos los casos, apreciándose valores relativamente mayores en el caso de la utilización de inclinómetros que con el raquímetro. Los valores del coeficiente k_L varían entre 0.09 y 0.17, lo cual supondría una ‘distancia desde la piel a la zona neutra’ de 51 mm a 98 mm, dimensión que parece razonable.

El nivel de significación de la prueba de que los coeficientes S_{L0} y k_L sean nulos es en todos los casos menor de $4 \cdot 10^{-6}$.

El análisis de los residuos en el ajuste lineal indica que aunque en algunos casos parecen violarse los requisitos de independencia (en los valores extremos de flexión los residuos son positivos en algunos casos y en valores centrales negativos) y de homocedasticidad (en valores altos de flexión parecen ser algo mayores) el modelo lineal es suficientemente bueno para representar los datos. En la Figura IV. 30 se han representado los casos más críticos en los que se puede observar este hecho. En el resto de casos este efecto no aparece, es decir, el valor de los residuos no depende del valor de la longitud lumbar.

⁴ Los datos referentes al sujeto 4 con el raquímetro no están disponibles debido a que durante el desarrollo de la prueba surgió un problema con la electrónica del raquímetro

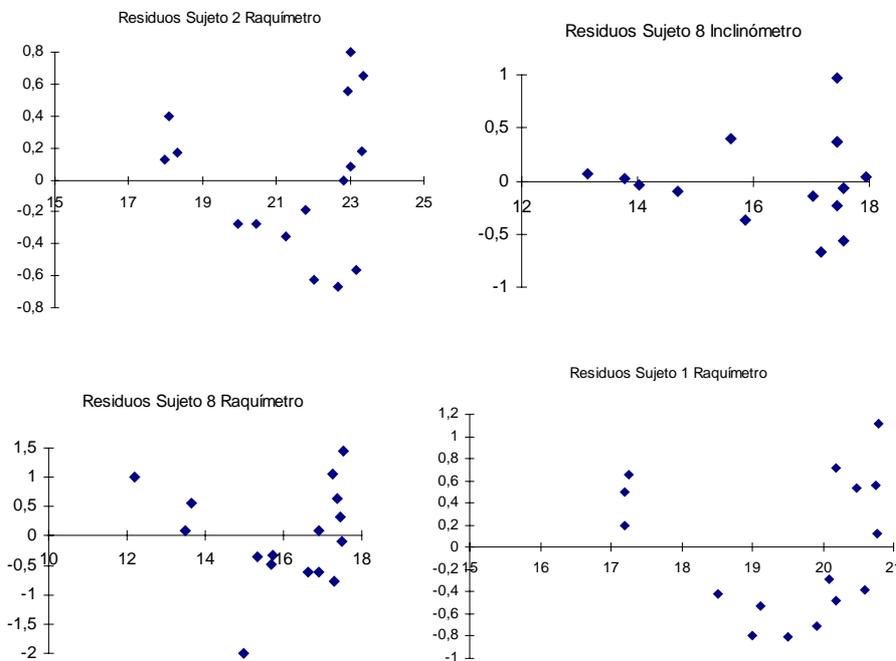


Figura IV. 30. Residuos de los casos en los que se puede observar cierta heterocedasticidad y autocorrelación.

La observación de que en algunos casos los residuos de posturas extremas sean mayores que los de posturas intermedias, hace descartar la posibilidad de una calibración con dos posturas extremas, haciendo necesario un barrido de posturas lo más uniforme y continuo posible, para cometer el mínimo error en todo el rango. La autocorrelación observada, es siempre en este sentido: residuos positivos en posturas de máxima y de mínima flexión, y residuos negativos en posturas intermedias. Esto hace pensar en un nuevo modelo de flexión. Utilizando el símil de la 'fibra neutra', la pendiente del modelo lineal resulta ser la distancia de la piel a esa fibra neutra. Lo que se observa es que a medida que la zona lumbar se flexiona la pendiente del modelo utilizado debería ser mayor (para evitar esta autocorrelación de residuos). Es decir, que la distancia de la fibra neutra a la piel es mayor a medida que la espalda se flexiona, dicho de otro modo, la distancia de ese centro de giro de la columna se va desplazando hacia dentro, hecho que parece razonable. Aún así, y dado que no en todos los sujetos se observa este hecho, y que cualquier modelo de este tipo es una simplificación al suponer una distancia entre el centro de giro y la piel constante para toda la zona lumbar (variable o no con el nivel de flexión), no se rechaza el modelo lineal, pues se ajusta suficiente en todos los casos.

En cuanto a los resultados de la comparación de las rectas de calibración obtenidas con el raquímetro y con los inclinómetros según la prueba de la identidad

de dos modelos de regresión (Lebart *et al.*, 1985), algunas de ellas son significativamente diferentes. Mientras que, en el caso de la comparación de las rectas obtenidas con la primera o segunda tanda de posturas, en todos los sujetos y en ambos aparatos se puede afirmar que todas las rectas son las mismas.

IV.4.3.4 Conclusiones

El modelo de flexión lineal propuesto para la flexión del raquis en la zona lumbar es válido para representar la relación entre longitud y ángulo necesaria para la medición con el raquímetro.

Para la calibración es necesario hacer un barrido de posturas con diferentes niveles de flexión, no es suficiente con utilizar una calibración con las dos posturas extremas, hay que utilizar posturas intermedias, a ser posible distribuidas uniformemente. La calibración hecha con diferentes posturas, siempre y cuando se haga un buen barrido entre posturas extremas, es la misma si se hace con las mismas marcas y el mismo aparato.

Por el contrario, la calibración hecha con el raquímetro (y la faja gruesa) no coincide exactamente con la realizada con los inclinómetros aunque las marcas utilizadas sean las mismas.

IV.4.4 REPETIBILIDAD DE LAS CALIBRACIONES

IV.4.4.1 Objetivo

En el experimento anterior se comprobó que la calibración hecha con el raquímetro y las mismas marcas aunque con posturas diferentes es la misma. Este experimento se planteó para comprobar si esto se sigue cumpliendo cuando se vuelven a palpar las marcas y colocar de nuevo el raquímetro. Para ello se comprueba la repetibilidad y reproducibilidad del modelo lineal de raquis. Si el modelo lineal es el mismo indicará que la palpación y la colocación del raquímetro es la misma.

IV.4.4.2 Desarrollo

La prueba se realizó a cuatro sujetos voluntarios, 2 hombres y 2 mujeres. Para la comprobación de la reproducibilidad del proceso de palpación y calibración, se utilizaron dos operadores no expertos en anatomía.

Cada operador puso las marcas y calibró con el raquímetro (faja gruesa) a cada sujeto participante dos veces en días diferentes. El número de posturas utilizado para cada calibración fue de 16, y las posturas fueron las mismas que en el

experimento anterior. El orden de los operadores, sujetos y repeticiones fue aleatorizado.

De cada una de las mediciones se calculó la recta de calibración para cada sujeto.

Con el mismo procedimiento anterior (prueba de la identidad de dos modelos de regresión de Lebart *et al.*, 1985) se comprobó si las rectas obtenidas en cada repetición del proceso, y por cada operador para cada sujeto fueron las mismas o no.

Se comprobó además la repetibilidad y reproducibilidad de los parámetros ajustados de la recta. Para ello se hizo un ANOVA de la ordenada en el origen y la pendiente de la recta de calibración con los factores sujeto y operador, y otro con el factor sujeto. El error de reproducibilidad es la varianza residual en el segundo caso y el error de repetibilidad la varianza residual del primer caso, es decir, aquella que no se debe ni al sujeto que se mide ni al operador que lo realiza, sólo al 'aparato de medida' en sí, incluyendo en éste el protocolo de identificación de las vértebras, colocación del raquímetro, calibración, error del raquímetro (se pega más o menos, se desplaza, etc.).

IV.4.4.3 Resultados

Los resultados de las rectas de calibración se encuentran en la Tabla IV. 10.

Operador	Sujeto	Veza	Intersección	Pendiente	Coef. Correl.
1	1	1	16.454	9.626	0.943
1	1	2	16.053	5.615	0.920
1	2	1	19.385	7.277	0.887
1	2	2	20.231	5.959	0.942
1	3	1	16.661	9.568	0.991
1	3	2	18.292	9.912	0.970
1	4	1	16.539	5.901	0.925
1	4	2	17.500	6.646	0.927
2	1	1	13.722	9.110	0.968
2	1	2	15.909	7.620	0.907
2	2	1	17.680	11.230	0.986
2	2	2	20.891	9.053	0.945
2	3	1	17.099	9.969	0.971
2	3	2	17.243	11.516	0.967
2	4	1	18.000	6.417	0.917
2	4	2	17.605	8.193	0.840

Tabla IV. 10. Parámetros de calibración obtenidos (ángulo medido en radianes).

Los valores obtenidos para los coeficientes de correlación confirman la validez del modelo lineal para la representación de la relación longitud-ángulo.

Se comprueba con el procedimiento de Lebart *et al.* (1985) que únicamente en dos de las ocho repeticiones (dos operadores a cuatro sujetos) la recta obtenida es la misma de forma significativa. Sólo en uno de los sujetos la recta obtenida (con los datos de las dos repeticiones) por los dos operadores es idéntica. Con las mismas marcas y para la primera y segunda tandas de posturas se vuelve a comprobar que las calibraciones son iguales en todos los casos. Esto parece indicar que aunque el procedimiento de palpación y calibración seguido sea el mismo, es difícil que la recta de calibración se mantenga (con una significación estadística aceptable), es decir que un pequeño desplazamiento de las marcas, o una nueva forma de colocación del raquímetro afecta a la curva obtenida.

Los resultados de los análisis de la varianza para la cuantificación de los errores de repetibilidad y reproducibilidad se resumen en Tabla IV. 11.

		Ordenada en el origen			Pendiente		
		$\Sigma \varepsilon^2$	σ^2	α	$\Sigma \varepsilon^2$	σ^2	α
A	Sujeto	32.335	10.778	0.002	24.322	8.107	0.031
	Operador	0.549	0.549	0.499	9.858	9.858	0.043
	Residual	12.358	1.123	-	20.810	1.892	-
B	Sujeto	32.335	10.778	0.001	24.322	8.107	0.064
	Residual	12.908	1.076	-	30.668	2.556	-

Tabla IV. 11. Resultados del ANOVA. A) con factores sujeto y operador; B) con factor sujeto. $\Sigma \varepsilon^2$ es la suma de cuadrados del factor; σ^2 es la estimación de la varianza ($\Sigma \varepsilon^2 / g.d.l.$); y α el nivel de significación de la prueba F.

El error de repetibilidad del parámetro ordenada es del mismo orden que el error de reproducibilidad. Esto, junto al bajo nivel de significación del factor *operador* indica que el parámetro ordenada es repetible y reproducible. Ambos errores son del orden de 1 cm, que comparado con la magnitud de la ordenada no es alto.

Con la pendiente no ocurre lo mismo. El error de reproducibilidad es ligeramente superior al de repetibilidad, siendo ambos bastante altos. El error de repetibilidad es del orden de 1.4 cm, que comparado con su magnitud (5-11 cm) es alto, además de que el factor '*operador*' es significativo.

Este hecho no es demasiado importante si se analiza la influencia de ambos parámetros en la medida del ángulo lumbar. La ordenada en el origen depende básicamente de la palpación realizada (lo cual indica que es prácticamente la misma), es decir, aunque los puntos medidos cambien mucho, la ordenada en el origen no varía tanto. Por otra parte, las pequeñas variaciones en la pendiente de la

recta de calibración apenas afectan a la medida del ángulo lumbar, debido a que dicha pendiente tiene valores bajos.

El hecho de que las rectas de calibración no sean las mismas se debe básicamente a que las pendientes son diferentes. Este hecho podría sugerir un nuevo planteamiento de alguno de los procesos utilizados, pero hay que resaltar que el efecto de la pendiente sobre el ángulo lumbar medido por el raquímetro es muy pequeño. En efecto, como puede observarse en la Figura IV. 31, si se utiliza una recta de calibración diferente, el punto de corte de ésta con el polígono de galgas varía. Sin embargo, en términos de ángulo lumbar proporcionado por el raquímetro los valores cambian poco. El valor de la pendiente para todos los sujetos del experimento varía desde 0.1 hasta 0.2 cm/° mientras que el valor de la ordenada resulta ser repetible. Suponiendo la situación más desfavorable, es decir con ángulos de flexión grandes (30°), una galga estará doblada del orden de unos 5° a 10° y el polígono de galgas en dicha zona tendrá un pendiente de 0.3 a 0.6 cm/°. En este caso, la diferencia en el ángulo lumbar medido con una u otra curva sería como máximo en el peor de los casos del orden de 3° a 6°. Según la nomenclatura de la figura:

$$R1 \Rightarrow S = S0 + 0.1\varphi_L$$

$$R2 \Rightarrow S = S0 + 0.2\varphi_L$$

$$\text{para } \varphi_{L1} = 30^\circ \quad S2 - S1 = 3\text{cm}$$

$$\text{para } p = 0.3\text{cm}/^\circ \rightarrow \varphi_{L2} = 36^\circ$$

$$\text{para } p = 0.6\text{cm}/^\circ \rightarrow \varphi_{L2} = 33.8^\circ$$

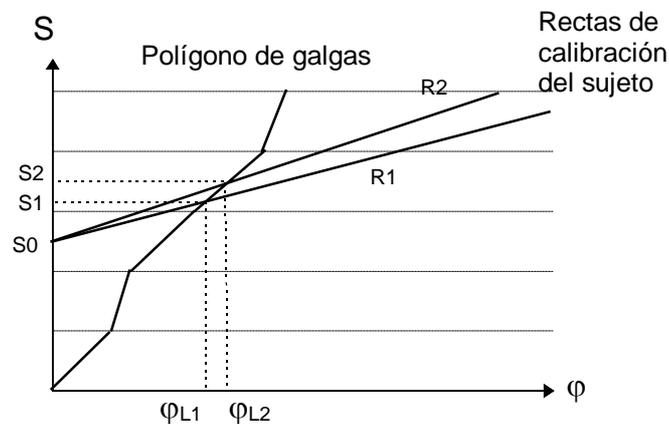


Figura IV. 31. Efecto de la pendiente en el ángulo lumbar obtenido.

Otros autores (Reineke *et al.*, 1994) utilizan un modelo similar, aunque lo hacen utilizando un sistema basado directamente en la distensión de la piel. Los errores por este tipo de métodos son mucho mayores, ya que un pequeño error en la pendiente, supone un gran error en el ángulo, debido al valor tan pequeño que tiene la pendiente. El efecto puede observarse en la Figura IV. 32.

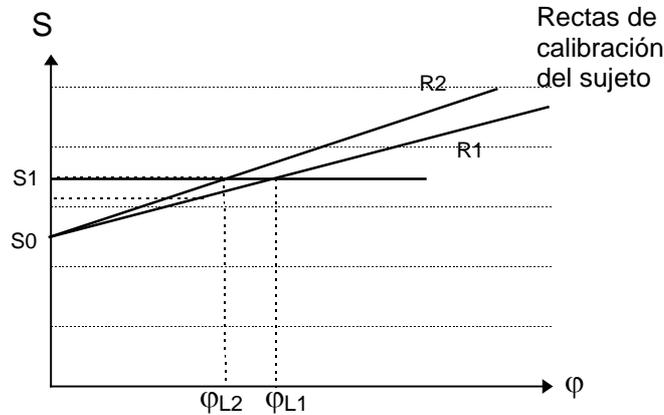


Figura IV. 32. Errores en el ángulo lumbar si se utilizase un sistema basado en la distensión de la piel.

Siguiendo la misma notación que antes, un error del mismo orden en la pendiente se traduciría en errores en el ángulo lumbar mucho mayores (15° en este ejemplo) que utilizando el polígono de galgas:

$$\begin{aligned}
 R1 &\Rightarrow S = S_0 + 0.1\varphi_L \\
 R2 &\Rightarrow S = S_0 + 0.2\varphi_L \\
 \text{para } \varphi_{L1} = 30^\circ \quad S_2 = S_1 &\rightarrow 0.1\varphi_{L1} = 0.2\varphi_{L2} \\
 \varphi_{L2} &= \frac{1}{2}\varphi_{L1} = 15^\circ
 \end{aligned}$$

Todo este planteamiento no deja de ser una aproximación para la estimación de los errores de medida. Lo importante es comprobar el efecto que tienen las variaciones de estos parámetros en la medida real del ángulo lumbar, que, según el razonamiento anterior, será pequeño.

IV.4.4.4 Conclusiones

La curva de calibración es muy sensible a las marcas en la piel realizadas, por lo que en cada medición debe realizarse la calibración al principio de la medida.

Se ha comprobado que el valor de la ordenada en el origen de la recta de calibración es repetible y reproducible, ya que depende básicamente de la palpación realizada. Sin embargo, aunque no ocurre lo mismo con la pendiente, el efecto real que ésta tiene sobre el ángulo lumbar obtenido por el raquímetro es pequeño. Este hecho se ha deducido de forma teórica a partir de los valores extremos y suponiendo los casos más desfavorables. Por tanto, es necesario comprobar el efecto real que tiene la utilización del modelo lineal en la medición del ángulo lumbar de una misma postura. Es decir, comprobar la magnitud del error en el ángulo lumbar registrado, al utilizar las curvas de calibración obtenidas tras palpaciones repetidas, que han resultado ser, en términos estadísticos, significativamente diferentes.

IV.4.5 REPETIBILIDAD DE POSTURAS

Una vez comprobado que la curva de calibración no siempre es repetible, hace falta comprobar el efecto real que tiene esta variabilidad en la medida del ángulo lumbar y calcular el error de repetibilidad y reproducibilidad de la medición del ángulo lumbar, que es el que realmente interesa. A tal efecto, se precisa realizar mediciones repetidas de una misma postura, que asegure el mismo ángulo lumbar.

En los estudios de validación de la mayoría de las técnicas se utiliza el rango total de flexión, en parte porque es una de las aplicaciones más comunes y en parte porque son las posturas más reproducibles por parte del sujeto. En el caso de la medición del ángulo lumbar con el fin de evaluar mobiliario, no sería necesario validar la técnica con las dos posturas extremas de máxima flexión y máxima extensión, sino que sería recomendable hacerlo para varias posturas extremas, pero estando ya en la postura sentada, y asegurando una alta repetibilidad de estas posturas por parte del sujeto.

Ante la dificultad, por parte del sujeto, de repetir exactamente una misma postura se planteó este experimento.

IV.4.5.1 Objetivo

El objetivo de esta prueba fue estudiar la repetibilidad de diferentes posturas, más o menos extremas de flexión lumbar en postura sentada, con el fin de seleccionar aquellas posturas más repetibles para ser utilizadas con posterioridad en experimentos de repetibilidad y reproducibilidad de las mediciones del ángulo lumbar utilizando el raquímetro.

IV.4.5.2 Desarrollo

En una primera parte se seleccionaron tres posturas y se realizó una prueba con dos sujetos. Con el fin de estandarizar al máximo las posturas utilizadas, se partió para todas ellas de la posición sentada normalizada de antropometría (ángulos de 90°) variando a partir de ella el nivel de flexión de la espalda. Se midió la flexión lumbar con inclinómetros manuales.

Para las tres posturas el sujeto se sienta en una silla de mediciones antropométricas (Figura IV. 33) con las piernas juntas, y ángulos en tobillos y rodillas de 90°. Para ello la altura del asiento se regula a la altura poplítea del sujeto, y se sienta hasta que el talón toque la base de la silla, fijando en esa posición la deslizadera trasera (placa tope 1), de manera que la pelvis queda en contacto con ella en todo momento.

Figura IV. 33. Silla antropométrica.

La tres posturas utilizadas fueron las siguientes:

- *Postura 1. Erguida:* Sentado en la silla antropométrica como se ha explicado antes, el sujeto se coloca erguido fijando la vista al frente, y los brazos en ángulo recto, como en la posición normalizada antropométrica, manteniendo en todo momento el contacto de la pelvis con la deslizadera posterior.
- *Postura 2. Flexionada, cabeza sobre manos y codos sobre rodillas:* sentado en la misma silla, el sujeto flexiona la espalda apoyando los codos en la parte anterior de las rodillas y la barbilla sobre la palma de las manos, intentando mirar al frente y mantener el contacto de la pelvis con la deslizadera posterior.
- *Postura 3. Flexionada, cabeza en pieza de plástico sobre las rodillas:* sentado como antes, sujeta con las manos una pieza de plástico de 15.5 cm de altura sobre su rodilla derecha, y apoyando la barbilla sobre la pieza e intentando mirar al frente y mantener el contacto de la pelvis con la deslizadera posterior.

Cada una de las tres posturas se repitió 6 veces. Para cada repetición el sujeto se levanta de la silla, camina unos pasos y vuelve a sentarse sobre la silla en las mismas condiciones, colocándose en las tres posturas de forma aleatoria. Se mide el ángulo lumbar de cada una de las posturas con inclinómetros manuales. El proceso de colocación de las marcas que lo delimitan es el mismo que en el apartado anterior. Las marcas son las mismas para todo el experimento.

La repetibilidad de la postura se obtiene de la varianza residual de un análisis de la varianza en el que se introduce como único factor el sujeto.

IV.4.5.3 Resultados

Los resultados del ANOVA para las tres posturas indican que el factor sujeto es altamente significativo ($\alpha < 0.005$).

Los resultados de la repetibilidad se muestran en la Tabla IV. 12.

	Varianza residual media	Error de repetibilidad de la postura
Postura 1	10.167	3.2°
Postura 2	3.667	1.9°
Postura 3	3.083	1.75°

Tabla IV. 12. Repetibilidad de las tres posturas.

Se observa que los errores de repetibilidad de las posturas flexionadas son algo mayores que el de la postura erguida. Esto puede deberse a que al apoyar la cabeza ya sea sobre la pieza o sobre las manos, el sistema tiene un grado de libertad menos, y así los errores salen del orden de los errores de los inclinómetros, por lo que la postura resulta ser muy repetible. En el caso de la postura erguida, la situación de la cabeza es ‘mirando al frente’, y se deja a elección del sujeto tanto esto como la verticalidad.

Visto esto se plantea la posibilidad de utilizar otra postura erguida, que intente mejorar la repetibilidad fijando también de algún modo la cabeza. Se amplía el experimento con una cuarta postura:

- *Postura 4: Erguida con cabeza descansando sobre la barra de medición de la silla antropométrica.* sentado como se ha descrito antes en la silla antropométrica, en postura erguida, se fija la vista al frente. En esta posición se coloca la barra (vertical) medidora de un antropómetro en una posición determinada de la silla (la misma para los dos sujetos), y se regula la barra horizontal a la altura de la barbilla, y se fija a esa altura. De igual modo se intenta mantener siempre el contacto de la pelvis con la deslizadera posterior.

Al igual que en las posturas anteriores el factor sujeto es altamente significativo ($\alpha < 0.004$). Los resultados de repetibilidad obtenidos para esta postura se observan en la Tabla IV. 13.

	Varianza residual media	Error de repetibilidad de la postura
Postura 4	16.283	4.03°

Tabla IV. 13. Repetibilidad de la cuarta postura.

El error de repetibilidad de esta otra postura resulta algo mayor que en la otra postura erguida.

IV.4.5.4 Conclusiones

De las cuatro posturas utilizadas en el experimento, las más repetibles son las posturas flexionadas. Aunque las posturas erguidas no sean tan repetibles, es conveniente utilizar una de ellas en el estudio de repetibilidad de las mediciones con el raquímetro para comprobar la precisión de medida en posturas diferentes.

Por tanto, se utilizarán las posturas más fáciles de repetir: de las erguidas la postura 1 y de las flexionadas la postura 2. Se eligen además por ser las más simples en el sentido de que no requieren de elementos externos al sujeto, únicamente la silla antropométrica, además de tener menor error de repetibilidad.

IV.4.6 REPETIBILIDAD Y REPRODUCIBILIDAD DE LA MEDICIÓN DEL ÁNGULO LUMBAR. COMPARACIÓN CON LA MEDIDA DE INCLINÓMETROS

Según se expuso en el apartado III.5.4 para realizar un estudio de validación de cualquier técnica de medida de flexión lumbar es necesario estudiar, además de la precisión de medida del aparato en sí, los errores de repetibilidad y reproducibilidad de las mediciones de una misma postura. Además es conveniente comparar las medidas proporcionadas con las de otras técnicas conocidas.

En cuanto a error de repetibilidad se debe estudiar por una parte el error de las mediciones de una misma postura repetida en ocasiones diferentes, con una misma palpación de las marcas de referencia por un mismo observador, y por otra el error de las mediciones de esa misma postura repetida en ocasiones diferentes, pero con una nueva palpación de las marcas de referencia hecha por un mismo observador. Es lo que se conoce como error de repetibilidad a corto plazo y error de repetibilidad a largo plazo, respectivamente. El error de reproducibilidad es el mismo error anterior pero cuando, además, los operadores son diferentes

En cuanto a la comparación con otras técnicas, ya que las medidas más reproducibles resultan ser las de los inclinómetros, es conveniente comparar las mediciones de ambas técnicas en las mismas condiciones: marcas de referencia y observador.

Una vez seleccionadas las posturas más fáciles de repetir por el sujeto, se planteó este experimento, para averiguar tanto los errores de repetibilidad y reproducibilidad como la comparación con inclinómetros.

IV.4.6.1 Objetivo

Como objetivo principal se plantea conocer la repetibilidad y reproducibilidad de la técnica de medición de ángulos lumbares y su correspondencia con otras técnicas contrastadas y validadas.

Además, se plantean como objetivos particulares del experimento la obtención de:

- Error de repetibilidad de las mediciones del raquímetro dentro de una misma sesión (a corto plazo): error al medir con unas mismas marcas, una misma postura dentro de una sesión de medida. Este error incluye tanto el error de repetibilidad de la postura como el error producido por un posible desplazamiento del raquímetro durante la sesión.
- Error de repetibilidad de la técnica (a largo plazo): el error que comete un mismo operador, al medir en las mismas posturas a un mismo sujeto en veces diferentes. Aquí entrará en juego además el error debido a la colocación de las marcas y a la calibración, al ser realizada por un mismo operador en días diferentes.
- Error de reproducibilidad de la técnica: es el mismo que el anterior pero cuando además los operadores son diferentes.
- Comparación de las mediciones (simultáneas) del raquímetro con las de los inclinómetros para comprobar si son o no intercambiables.

IV.4.6.2 Desarrollo

En el experimento participan 2 operadores y 4 sujetos. Cada operador repite dos veces las mediciones a cada sujeto en días diferentes. Cada una de las mediciones consistió en:

- Palpación de las marcas según el procedimiento descrito en apartado IV.2.4.1.
- Colocación del raquímetro.
- El sujeto se sienta en la silla antropométrica (Figura IV. 33). Se ajusta la altura de la silla antropométrica y la deslizadera posterior (tal y como se describe en el experimento anterior) y se anotan los valores. En todas las repeticiones de la medición para el mismo sujeto se utilizan los mismos ajustes de la silla.

- Se calibra al sujeto con el raquímetro (faja delgada de lycra) utilizando para ello 9 posturas, haciendo un barrido desde posturas erguidas hacia flexionadas, y ajustando un modelo lineal.
- Se mide 4 veces cada una de las dos posturas elegidas (erguida normalizada antropométrica y flexionada con los codos en las rodillas y la barbilla en las manos intentando mantener la pelvis pegada a la deslizadera, 1 y 2 del experimento anterior). Cada medición se hace con el raquímetro durante 5 segundos y con los inclinómetros manuales colocados a un lado del raquímetro.
- Se borran las marcas.

El orden de los operadores, sujetos, aparatos y posturas es aleatorizado.

Todo el proceso de calibración del sujeto se realiza siguiendo la opción asistida del programa, aunque se registran los datos de ángulo y longitud de las posturas de la calibración para comprobar la repetibilidad de las calibraciones y los coeficientes de correlación en este experimento, dado que los sujetos participantes son diferentes a los de experimentos anteriores.

Se estiman los errores de repetibilidad y reproducibilidad con cada aparato a partir de la desviación típica de las medidas repetidas. Para ello se realizan análisis de la varianza de los ángulos lumbares registrados por cada aparato, con diversos factores en función del error que se considere, y se asimila la desviación típica residual al error buscado.

Para comparar las técnicas se utilizan las diferencias entre cada pareja de medidas, ya que se realizaron de forma más o menos simultánea. Se comprueba si existe sesgo de medida entre aparatos con el valor medio de estas diferencias. Para ello se utiliza una prueba t de parejas. La desviación típica de las diferencias es una estimación del error entre aparatos.

La medición de la inclinación de la piel a nivel de la marca superior se realiza con los inclinómetros manuales a un lado del raquímetro y no supone gran dificultad. Sin embargo, resulta imposible colocar el inclinómetro directamente sobre la piel a nivel de la marca inferior, ya que queda tapada por el sistema de fijación. Por tanto, se mide colocando el inclinómetro por encima de la fijación. Este hecho podría afectar a los resultados de comparación de técnicas, ya que la inclinación externa del sistema de fijación no tiene por qué coincidir con la inclinación de la piel, mientras que no afecta a la obtención de los errores de repetibilidad o reproducibilidad de ambos aparatos.

IV.4.6.3 Resultados

A continuación se incluyen los resultados de cada uno de los errores investigados.

Aunque no era el objetivo de la prueba, se ha estimado conveniente volver a comprobar la linealidad del modelo lineal de calibración y la repetibilidad de éste, ya que los sujetos participantes eran diferentes a los de estudios anteriores. Los coeficientes de correlación en todos los casos son mayores de 0,957. Los resultados sobre repetibilidad del modelo lineal de las calibraciones son del mismo orden que en el experimento anterior: de las 8 repeticiones (4 sujetos, dos operadores) únicamente en tres casos puede asegurarse que los ajustes lineales son los mismos; y únicamente en tres de los cuatro sujetos, la curva obtenida por cada operador (con los datos de ambas repeticiones) es la misma de forma significativa.

IV.4.6.3.1 Error de repetibilidad dentro de una misma sesión

Se estima como la desviación típica de las cuatro repeticiones de cada postura en cada sesión de medida.

Para ello se realiza un análisis de la varianza de los ángulos lumbares registrados por el raquímetro y de los ángulos lumbares medidos con los inclinómetros manuales por otra parte, con único factor el '*día x operador x sujeto*' para los datos de cada postura.

El asimilar el error a la desviación típica residual media de dicho análisis supone el confiar en que el sujeto repite exactamente la misma postura en las cuatro repeticiones, o lo que es lo mismo que el error de repetibilidad de la postura (obtenido en el experimento anterior) está incluido dentro de este error.

En la Tabla IV. 14 se resumen los resultados del ANOVA con factor '*día x operador x sujeto*' para la postura erguida y en la Tabla IV. 15 para la postura flexionada. En la Tabla IV. 16 se resumen los resultados de un ANOVA en el que se introduce como factor '*día x operador x sujeto x postura*', para englobar los datos de ambas posturas.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	195.7	377.5
G.d.l.	48	48
Varianza residual media	4.077	7.865
Error (raíz varianza residual media)	2°	2.8°

Tabla IV. 14. Error de repetibilidad dentro de una misma sesión para la postura erguida.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	31.6	155.0
G.d.l.	48	48
Varianza residual media	0.658	3.229
Error (raíz varianza residual media)	0.8°	1.8°

Tabla IV. 15. Error de repetibilidad dentro de una misma sesión para la postura flexionada.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	227.3	532.5
G.d.l.	96	96
Varianza residual media	2.367	5.547
Error (raíz varianza residual media)	1.5°	2.35°

Tabla IV. 16. Error de repetibilidad dentro de una misma sesión para ambas posturas.

Se observa un error de repetibilidad menor para el raquímetro que para los inclinómetros. Esto indica que una vez colocado el raquímetro y utilizando una misma calibración, el error de la técnica dentro de una misma sesión es menor.

IV.4.6.3.2 Error de repetibilidad

Para estudiar la repetibilidad de cada técnica se utilizan los valores medios de las 4 repeticiones de cada postura para cada medición. De esta forma se intenta aislar el error introducido en el caso de que el sujeto no repita exactamente la misma postura en una ocasión, mientras que se puede suponer con más exactitud que la postura promedio será 'más repetible'.

El error de repetibilidad se estima como la desviación típica residual media de un análisis de la varianza de los ángulos lumbares de cada postura con los factores 'sujeto' y 'operador'. La mayoría de la varianza se la llevará el factor 'sujeto', suponiendo que el procedimiento de palpación y calibración conllevan poco error. El error de repetibilidad será aquella varianza que no se debe ni al sujeto que se mide ni al operador que lo realiza, sólo al aparato y la técnica de medida en sí.

En la Tabla IV. 17 se resumen los datos del ANOVA con los factores 'sujeto' y 'operador' para la postura erguida y en la Tabla IV. 18 para la postura flexionada. En la Tabla IV. 19 se resumen los datos de un ANOVA con factores 'sujeto x postura' y 'operador', de esta forma se incluyen los datos de ambas posturas.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Nivel de significación test F del factor <i>operador</i>	0.875	0.092
Varianza residual	100.1	61.6
G.d.l.	11	11
Varianza residual media	9.098	5.604
Error (raíz varianza residual media)	3°	2.4°

Tabla IV. 17. Repetibilidad de las técnicas para la postura erguida.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Nivel de significación test F del factor <i>operador</i>	0.955	0.664
Varianza residual	30.3	42.2
G.d.l.	11	11
Varianza residual media	2.753	3.837
Error (raíz varianza residual media)	1.7°	2°

Tabla IV. 18. Repetibilidad de las técnicas para la postura flexionada.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>postura x sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Nivel de significación test F del factor <i>operador</i>	0.909	0.103
Varianza residual	130.5	109.9
G.d.l.	23	23
Varianza residual media	5.675	4.781
Error (raíz varianza residual media)	2.4°	2.2°

Tabla IV. 19. Repetibilidad de las técnicas para ambas posturas.

Efectivamente, la mayoría de la varianza en los ángulos es explicada por el factor '*sujeto*' o por el '*postura x sujeto*' cuando se incluyen los datos de ambas posturas. En ningún caso el factor operador es significativo.

En cuanto al error de repetibilidad de las medidas con el raquímetro es del mismo orden que los inclinómetros. Esto indica que el error de la técnica, una vez aislado el efecto de la repetibilidad de posturas, se debe básicamente al error de palpación de las marcas, y por esta razón es de orden similar en ambos sistemas de medida.

IV.4.6.3.3 Error de reproducibilidad

De la misma forma, para estudiar la reproducibilidad de cada técnica se utilizan los valores medios de las 4 repeticiones de cada postura para cada medición.

El error de reproducibilidad se estima como la desviación típica residual media de un análisis de la varianza de los ángulos lumbares de cada postura con el factor 'sujeto'. El error de repetibilidad será aquella varianza que no se debe al sujeto que se mide, sino a todo el proceso de medida, incluyendo el error introducido por el operador.

En la Tabla IV. 20 se resumen los resultados del ANOVA con factor 'sujeto' para la postura erguida y en la Tabla IV. 21 para la postura flexionada. En la Tabla IV. 22 se resumen los resultados del ANOVA con el factor 'sujeto x postura' incluyendo así los datos de ambas posturas.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	100.3	80.8
G.d.l.	12	12
Varianza residual media	8.359	6.732
Error (raíz varianza residual media)	2.9°	2.6°

Tabla IV. 20. Reproducibilidad de las técnicas para la postura erguida.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	30.3	42.9
G.d.l.	12	12
Varianza residual media	2.525	3.581
Error (raíz varianza residual media)	1.6°	1.9°

Tabla IV. 21. Reproducibilidad de las técnicas para la postura flexionada.

	Raquímetro	Inclinómetros
Nivel de significación test F del factor <i>postura x sujeto</i>	< 0.001	< 0.001
Varianza residual	130.6	123.7
G.d.l.	24	24
Varianza residual media	5.442	5.156
Error (raíz varianza residual media)	2.3°	2.3°

Tabla IV. 22. Reproducibilidad de las técnicas para ambas posturas.

Los errores de reproducibilidad son del mismo orden que los de repetibilidad, lo cual indica que las mediciones son totalmente reproducibles, incluso aunque las curvas de calibración no coincidan, el efecto que tienen sobre el ángulo medido es pequeño, como se esperaba, dado que pequeñas variaciones de la curva de calibración afectan muy débilmente a los ángulos medidos.

IV.4.6.3.4 Comparación con las mediciones de los inclinómetros

Para comprobar si existe algún sesgo de medida entre aparatos o si por el contrario las diferencias entre ellos son aleatorias, se calculan estas diferencias de lo medido por un aparato y lo medido por otro (las mediciones se hacen a la vez con los dos aparatos y a la misma postura del mismo sujeto, por lo que deberían dar los mismos valores).

La media de estas diferencias es el sesgo entre aparatos. Se comprueba la hipótesis nula de que sea igual a cero, con una prueba t de parejas. La desviación típica de las diferencias es una estimación del error entre aparatos, tanto para la postura erguida y la flexionada por separado, como para ambas a la vez.

En la Tabla IV. 23 se resumen los datos de comparación de los inclinómetros manuales con el raquímetro.

	Número de parejas	Correlación	Media de las diferencias	SD de las diferencias	Nivel de significación test t
Erguida	64	0.874	2.2396	5.321	0.001
Flexionada	64	0.956	4.0366	3.134	<0.001
Ambas	128	0.965	3.1381	4.442	<0.001

Tabla IV. 23. Comparación inclinómetros manuales - raquímetro.

Aunque la correlación entre las medidas es alta, en los tres casos hay diferencias significativas (≤ 0.001) entre los aparatos. Esto indica que existe sesgo de medida en los aparatos: el raquímetro siempre mide ángulos menores (más lordóticos) que los inclinómetros. El error de medida entre aparatos es además algo mayor que el error de repetibilidad, siendo mayor para la postura erguida que para la flexionada.

Las posibles causas de estas diferencias pueden ser varias:

- En primer lugar, el hecho de medir la inclinación de la marca inferior sobre todo el sistema de fijación del raquímetro y la de la marca superior a un lado de la espalda puede afectar a la medición y puede hacerlo siempre en el mismo sentido. Este es un hecho que no se puede evitar al querer realizar la medición de forma simultánea con los dos aparatos.
- Otra causa puede ser la colocación de la base del raquímetro sobre la ropa. Aunque el espesor de la ropa sobre la que se coloca la base sea pequeño, podría afectar al ángulo de la primera galga, ya que su parte inferior no está completamente pegada a la piel. De esta forma se

añadiría un sesgo en el sentido de una mayor lordosis. A este respecto, hay que hacer notar que no sólo la ropa introduce sesgo, sino el propio sistema de fijación utilizado en este experimento, que añadía un cierto grosor adicional a la base del raquímetro, ya que el cinturón pélvico quedaba entre la base del raquímetro y la piel del sujeto, siendo además de grosor no despreciable. A raíz de esto se estudiaron modificaciones del sistema de fijación con las cuales, el cinturón pélvico se coloca por encima de la base del raquímetro y el grosor de toda la funda (del fleje y la base) no tiene saltos bruscos en ninguna zona. Aún así se debe tomar la precaución de colocar la base del raquímetro directamente sobre la piel de la espalda.

- Por último, el hecho de que se estén midiendo posturas extremas del rango de flexión, puede afectar en el mismo sentido, teniendo en cuenta la distribución de residuos en el modelo lineal utilizado (apartado IV.4.3), ya que se observaron residuos positivos en valores de flexión extremos, lo cual podría producir algún sesgo.

IV.4.6.4 Conclusiones

El error de repetibilidad dentro de una misma sesión es de $1,5^\circ$ para el raquímetro y de $2,4^\circ$ para los inclinómetros. El error de repetibilidad en sesiones diferentes para el raquímetro es de $2,4^\circ$ y para los inclinómetros de $2,2^\circ$. Los errores de reproducibilidad son de $2,3^\circ$ para ambos aparatos.

Se observa que todos los errores son del mismo orden de magnitud, salvo para las medidas con el raquímetro dentro de una misma sesión, que son algo menores que el resto. Esto indica que la precisión del raquímetro, una vez colocado, es mayor que la de los inclinómetros, incluso aunque utilice un modelo ajustado para la flexión del raquis. Sin embargo, cuando se vuelve a colocar en una sesión diferente, la nueva palpación de las palas añade error, hasta equipararlo con el de los inclinómetros.

Los errores de repetibilidad y reproducibilidad son del mismo orden de magnitud, lo cual indica que todo el proceso de medición es bastante objetivo, es decir, no depende del operador que lo realiza.

Sin embargo, existe un cierto sesgo comparado con los inclinómetros: el raquímetro mide ángulos menores. Las posibles razones expuestas en el apartado anterior conducen a tener la precaución de evitar ropa gruesa en la zona donde se fija el raquímetro y a disminuir el grosor de la fijación del raquímetro. Esto último se ha conseguido con modificaciones en el sistema de fijación, de manera que el cinturón pélvico presiona sobre la base de plástico desde fuera, en lugar de interponerse entre la piel y el raquímetro.

Pese a todo, se considera que el error no es alto, y el procedimiento no necesita modificación.

IV.4.7 EFECTO DEL RESPALDO

Uno de los requisitos de las técnicas de medición del ángulo lumbar en la evaluación de mobiliario es que la presión del respaldo no afecte a la medición, y que se utilice el respaldo de forma natural sin que el aparato moleste al apoyarse sobre él. Esto último se garantiza por el hecho de ser una lámina delgada y flexible. Ninguno de los sujetos que han participado en las pruebas han advertido molestias en su uso.

La presión del respaldo puede afectar a la medición en tres sentidos:

- Que al verse sometido a presión, la tensión eléctrica proporcionada por la galga se vea afectada. Esto no ocurre, a no ser que la galga esté despegada del fleje, cuestión que se detecta al calibrar el raquímetro.
- Si el raquímetro no está bien pegado a la espalda, al presionar sobre él se pegará más a la columna y se modificará la lectura.
- Al presionar sobre la espalda se modifique realmente la forma de la columna, o de la piel, bien sea porque se presiona sobre los tejidos blandos y se chafan, o porque es difícil mantener una misma ‘postura’ cuando se presiona por detrás.

Respecto a la primera causa, al detectarla cuando se calibra el raquímetro, no hay posibilidad de que ocurra, ya que se calibra periódicamente y siempre antes de comenzar un ensayo. Además, es una causa poco probable, y se puede producir cuando se somete al fleje a excesivas deformaciones locales.

Se ha planteado una prueba con el objetivo de comprobar el efecto de la presión del respaldo en la medición. Esta prueba se ha repetido con variaciones en el sistema de fijación, de manera que los resultados han servido para mejorar el acoplamiento del raquímetro a la espalda en cualquier postura.

El proceso de comprobación ha sido el siguiente. Se ha colocado el raquímetro a un sujeto con una zona lumbar bastante lordótica y se ha presionado sobre el raquímetro, tanto localmente como en amplias zonas con un respaldo convencional acolchado. Mientras tanto, se le exige al sujeto que intente mantener el nivel de flexión de la zona lumbar en diferentes posturas, pudiéndose apoyar las manos o los brazos en la mesa para ayudarse.

Se han utilizado variaciones en el sistema de fijación: con diferentes grosores y tamaños de esponja, con dos tipos de fajas más o menos rígidas, con cintas elásticas a diferentes niveles, etc. La solución que proporciona menores errores es la esponja de la anchura del raquímetro y más o menos el mismo grosor en la parte inferior y con la faja más rígida o con varias cintas elásticas. La faja quita flexibilidad de movimientos al ser rígida y en los bordes no presiona tanto. Las cintas presionan por igual en toda la zona lumbar y no molestan. Por esta razón se eligen las cintas para las pruebas. El sistema de fijación utilizado en las pruebas es el descrito en el apartado IV.3.1.3 de este capítulo.

Aún así, con el sistema de fijación utilizado, cuando se presiona sobre el raquímetro, la medición del nivel de flexión lumbar se ve afectado en el sentido de una mayor lordosis. Cuando se presiona localmente, la flexión lumbar no se modifica más allá de 2° a 3°. Cuando se presiona en grandes tramos, con un respaldo convencional, la modificación es mayor, entre 3° y 5°.

Estos cambios de medición no son altos si se considera la dificultad de comprobar si existe o no modificación de la forma externa de la columna. Al presionar la espalda, cambia la forma externa de la columna por varias razones. Una, porque es difícil de mantener una misma postura cuando se hace o no presión sobre la espalda del orden del peso que se descansa en un respaldo. Y segunda, porque aunque el raquímetro se pegue perfectamente a la piel, al presionar la espalda, la forma de la piel cambia al deformarse los tejidos externos.

IV.4.8 CONCLUSIONES DE LAS PRUEBAS DE VALIDACIÓN

Según se expuso en el apartado III.5.1 las características que debe cumplir una técnica objetiva para el análisis de la curvatura externa del raquis aplicable al análisis de mobiliario son las siguientes:

- Registrar posturas de forma continua.
- Utilizable en condiciones de campo y no sólo en laboratorio.
- No invasivo, inocuo.
- No afectar al comportamiento normal del sujeto.
- Utilizable en cualquier tipo de silla de uso normal sin necesidad de modificar sus características.
- Permitir la medición mientras el sujeto utiliza un respaldo, sin resultar molesto por su grosor.
- Poder fijarse a la espalda sin verse afectado por la distensión de la piel.
- La fuerza de rozamiento entre el aparato y el respaldo en los movimientos debe ser mínima.
- Las medidas del aparato no deben verse afectadas por la presión que pueda ejercerse entre la espalda y el respaldo.

El sistema desarrollado cumple con todos estos requisitos. Dada su delgadez, no afecta al comportamiento normal del sujeto ni molesta en el uso del respaldo. Permite el registro continuo de posturas en cualquier silla sin que se requiera modificación de sus características. Puede ser utilizado en condiciones de uso normales y no sólo en laboratorio. Además, el raquímetro se coloca directamente sobre la espalda del sujeto, permitiendo la utilización de ropa por encima de él, sin que esto afecte a la medición. De esta forma no existe rozamiento entre el respaldo

y el aparato, ya que ni siquiera están en contacto. La distensión de la piel no afecta a su fijación. El raquímetro está fijo sólo en su base y se desliza dentro de una funda elástica. De esta forma, cuando cambia la longitud de la piel, la funda se estira y el modelo lineal utilizado contrarresta este efecto. El efecto de la presión del respaldo en la medición se ha comprobado que es pequeño.

Las pruebas de validación realizadas indican que la precisión del aparato es alta.

El modelo de flexión lineal propuesto para la flexión del raquis en la zona lumbar es válido para representar la relación entre longitud y ángulo lumbar, necesaria para la medición con el raquímetro. La obtención del modelo se debe realizar con un barrido de posturas con diferentes niveles de flexión distribuidas más o menos uniformemente dentro del rango de flexión. La curva de calibración es muy sensible a las marcas en la piel realizadas, por lo que en cada medición debe realizarse la calibración al principio de la medida.

La repetibilidad a corto plazo de la medición del ángulo lumbar de la misma postura es muy alta, incluso mayor que con inclinómetros. La repetibilidad a largo plazo es del mismo orden de magnitud que para los inclinómetros. Los errores de repetibilidad y reproducibilidad son del mismo orden de magnitud, lo cual indica que todo el proceso de medición es bastante objetivo, es decir, no depende del operador que lo realiza.

Sin embargo, se comprueba en la prueba efectuada un cierto sesgo comparado con los inclinómetros. Este sesgo se debe al diferente grosor del sistema de fijación utilizado en la zona inicial de medición, que desaparece con las modificaciones efectuadas en el sistema de fijación. Sólo hay que tener la precaución de evitar ropa gruesa en la zona donde se fija el raquímetro.

**V. ESTUDIO DE PARÁMETROS
POSTURALES Y SU RELACIÓN CON LA
COMODIDAD**

V.1 INTRODUCCIÓN

Una vez puesta a punto la técnica de medición de la curvatura lumbar y estudiados los errores de precisión, repetibilidad y reproducibilidad asociados a la medición del ángulo lumbar, el siguiente paso para cubrir los objetivos marcados es la realización del estudio de la relación entre los parámetros posturales y la comodidad percibida en postura sedente.

En este capítulo se exponen los trabajos realizados para investigar esta relación y estudiar los valores límites de la postura que determinan los estados de comodidad.

Para ello se planteó un experimento en el que varios sujetos utilizaron diferentes sillas mientras realizaban tareas de lectura-escritura. Se obtuvieron los niveles de comodidad con un test de confort general (test de Shackel) y un test de dolor por partes del cuerpo (test de Corlett y Bishop). Durante la misma sesión de ensayo se midió la curvatura lumbar, la inclinación de la pelvis y el uso del respaldo con las técnicas expuestas en el capítulo anterior.

A continuación se analizaron los resultados con el objetivo de establecer los parámetros posturales que influyen en las sensaciones de confort. Para ello se han empleado técnicas de clasificación y análisis multivariante con el fin de establecer qué combinaciones de esos parámetros separan los grupos de usuario-silla que provocan disminución de los niveles de confort. De esta manera se presentan valores límites absolutos que resultan necesarios para evaluar de forma objetiva y absoluta una silla en concreto, sin limitarse a comparaciones entre modelos como se viene realizando hasta ahora.

V.2 EXPERIMENTO DE VALIDACIÓN DEL MODELO CAUSA-EFECTO

El experimento utilizado para el estudio de la relación entre comodidad y posturas se diseñó según un modelo equilibrado y aleatorizado. Seis sujetos se sentaron en seis sillas mientras realizaban tareas de lectura-escritura. Mientras las utilizaban, se midió la curvatura lumbar, la inclinación de la pelvis y el uso del respaldo con las técnicas expuestas en el capítulo anterior. Se obtuvieron además los niveles de comodidad a lo largo de la prueba con un test de confort general (test de Shackel) y las molestias presentes con un test de dolor por partes del cuerpo (test de Corlett y Bishop).

A continuación se presentan los objetivos, desarrollo y resultados del experimento.

V.2.1 OBJETIVO

El objetivo principal con el que se diseñó el experimento fue el de validar el modelo causa-efecto expuesto en un capítulo anterior, es decir, comprobar la relación entre los parámetros objetivos de la postura y las sensaciones de comodidad o molestias expresadas por los usuarios.

En principio, esta relación debe ser universal, válida para todos los sujetos, de forma que permita la definición de valores límites generalizados, que discriminen los niveles de flexión lumbar, inclinación de la pelvis, movilidad y uso del respaldo que producen o no molestias y que generan incomodidad o no.

V.2.2 DESARROLLO

La prueba consistió en que un grupo de sujetos utilizaron diferentes sillas, durante un periodo de casi dos horas cada una, mientras realizaban tareas de lectura y escritura. Se midió durante la prueba el ángulo de flexión lumbar, la inclinación de la pelvis y el uso del respaldo con los dispositivos descritos anteriormente. Se les solicitó que se comportaran de forma totalmente natural al sentarse, ya que se buscaba una respuesta espontánea. El único requisito que se les exigió fue la tarea de lectura y escritura. A continuación se describen los detalles de la prueba.

V.2.2.1 Sujetos

En el experimento participaron 6 sujetos, 3 hombres y 3 mujeres. Todos ellos voluntarios, firmaron hojas de aceptación (anexo 1), y fueron remunerados por su participación. Ninguno de ellos sufría de problemas graves de espalda ni deformidad apreciable.

Los sujetos se seleccionaron de forma estratificada por estaturas. Para ello, se utilizaron los datos de estaturas obtenidos en un estudio de campo reciente, sobre mobiliario universitario (IBV-AIDIMA 1995). Se seleccionó, tanto para hombres como para mujeres, a un sujeto con estatura menor del 33 percentil de su grupo, otro entre el 33 y el 66 percentil y otro de estatura mayor del 66 percentil de su grupo (Tabla V. 1). La selección estratificada se escogió para tener una mayor variabilidad de sujetos, de forma que la adecuación de las sillas a cada uno fuera diferente. Para la selección no se impuso ningún otro requisito.

	Hombres	Mujeres
percentil 33	1723 mm	1596 mm
percentil 66	1777 mm	1643 mm

Tabla V. 1. Percentiles de estaturas utilizados para la selección de sujetos.

En concreto, la media y desviación típica de las características de peso, edad y estatura de los sujetos participantes fueron 62(9,5) Kg., 25(2,2) años y 171(9,8) cm.

V.2.2.2 Sillas y mesa

Se utilizaron 6 sillas de oficina en el experimento. La selección se hizo con el criterio de que fueran, en la medida de lo posible en este tipo de sillas, muy diferentes entre sí para que provocaran sensaciones de confort y molestias lo más variadas posibles, y que en ellas se produjeran diferente uso del respaldo, movilidad y flexión del tronco.

Se escogieron de entre una colección de 14 sillas, todas ellas acolchadas. El resto de características eran muy variadas: con o sin reposabrazos, con y sin regulaciones de diferentes dimensiones, con y sin contacto permanente del respaldo y/o asiento, con y sin ruedas en las patas, formas de respaldo muy distintas, etc.

La mayoría de ellas habían sido ensayadas con anterioridad (únicamente pruebas subjetivas) o eran sillas habitualmente utilizadas por trabajadores del IBV, de forma que previamente se conocía una estimación del nivel de comodidad aproximado de cada silla.

La selección se hizo de forma que este nivel de comodidad esperado fuese lo más variado posible, y también las características de las sillas lo más diversas en cuanto a regulaciones permitidas, formas, tamaños, etc. Las únicas características

comunes fueron que todas ellas eran acolchadas y con reposabrazos. Las 6 sillas utilizadas se observan en la Figura V. 1 y las características principales se exponen a continuación.

Silla 1.

- Silla de oficina con ruedas en las patas y asiento giratorio.
- Regulación de la altura del asiento.
- Posibilidad de seleccionar ajuste dinámico de la inclinación del asiento/respaldo. Regulación de dureza de dicho ajuste.
- Posibilidad de seleccionar la inclinación del asiento y respaldo.
- Regulación de la altura y profundidad del apoyo lumbar.

Silla 2.

- Silla de oficina con ruedas en las patas y asiento giratorio.
- Regulación de la altura del asiento.
- Mecanismo de basculación del conjunto asiento/respaldo. Regulación de dureza de dicho mecanismo.

Silla 3.

- Silla de oficina con ruedas en las patas y asiento giratorio.
- Regulación de la altura del asiento.
- Mecanismo de contacto permanente en el respaldo. Regulación de dureza de dicho ajuste.

Silla 4.

- Silla de oficina con ruedas en las patas y asiento giratorio.
- Regulación de la altura del asiento.
- Regulación de la inclinación del asiento y respaldo, independientemente.
- Regulación de la altura del respaldo.

Silla 5.

- Silla multiuso, sin posibilidad de regulación.

Silla 6.

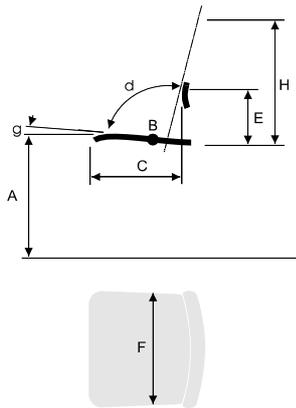
- Silla multiuso, sin posibilidad de regulación.



Figura V. 1. Sillas utilizadas en el experimento.

Como puede apreciarse, los respaldos de las sillas 4, 5 y 6 tienen formas bastante planas, siendo el respaldo más contorneado el de la silla número 3, con un perfil vertical muy pronunciado en la zona lumbar. Los acolchados de la 2, 3 y 4 son más gruesos y los de la 1 y la 4 son más duros.

La Tabla V. 2 muestra las dimensiones más significativas de estas sillas.



SILLA	1	2	3	4	5	6
A. Altura asiento	43-57	43-53.5	46-57	42.5-52	44	43
C. Profundidad asiento	40-41	46	43	41	47	42.5
F. Anchura asiento	46	56	51	47	40	40.5
g. Inclinación asiento (°)	(2)-(7)	(3)-(17)	(7)	(-5)-(7)	(4)	(10)
E. Altura apoyo lumbar	14-20.5	17.5	20	22-26.5	15	13.5
H. Altura respaldo	44-49	53	50	51-55	42.5	44
d. Ángulo asiento-respaldo (°)	99-115	100	102-128	88-105	102	106

Tabla V. 2. Dimensiones de las sillas (cm)

La mesa utilizada fue en todos los casos la misma (Figura V. 2). Las dimensiones principales de la mesa se observan en la Tabla V. 3.



Figura V. 2. Mesa utilizada en el experimento.

Altura superior	72
Altura libre debajo	67
Anchura	180
Profundidad	82

Tabla V. 3. Dimensiones (cm) de la mesa

V.2.2.3 Proceso

Todas las sillas fueron preparadas con el electrodo correspondiente para el registro del contacto con el respaldo (Figura V. 3).



Figura V. 3. Electrodo de contacto colocado en el respaldo de la silla.

Cada una de las pruebas en las que cada sujeto utilizó cada silla se realizó durante un tiempo total de 2 horas.

El orden en que los sujetos ensayaron cada silla fue aleatorizado de forma que se ensayaron tres sillas por día y cada sujeto realizó todas las pruebas a la misma hora del día. De esta forma se intentó evitar la posible influencia que pudiera tener el cansancio o los biorritmos diarios de cada sujeto. Además, el orden en el que probaron las sillas fue diferente para cada uno. De esta manera el efecto del posible 'aprendizaje' de la prueba o el efecto de la influencia de las sillas ya ensayadas sobre

los juicios subjetivos en los resultados de la prueba es aleatorio. El orden en el que fueron ensayadas se observa en la Tabla V. 4.

Sujeto	Horario	Día											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	B			6	1		4	3		5		2	
2	A		4	2	1	6			3	5			
3	C		3				5		2	4		6	1
4	B	1	6			4			5		2		3
5	C	2		3	6	1		4			5		
6	A	5					4	3			2	1	6

Tabla V. 4. Orden de prueba de cada silla por cada sujeto. A, B y C reflejan el horario con que cada sujeto asistió a la prueba.

En primer lugar se localizó la zona lumbar del sujeto según el proceso descrito en el apartado IV.2.4.1.

A continuación se colocó el raquímetro directamente sobre la espalda (Figura V. 4) y se obtuvo la curva de calibración del sujeto. Para ello se utilizaron 6 posturas: en primer lugar se midieron la postura erguida y la flexionada máxima, y a continuación, dividiendo el cambio total de longitud lumbar en 5 tramos, se tomaron otros cuatro valores cercanos a esos tramos. De esta forma se abarca todo el espectro de flexión con el mínimo número de puntos.

Una vez calibrado al sujeto se colocaron los electrodos de contacto sobre su espalda, por encima de la ropa (Figura V. 5).



Figura V. 4. Sujeto con el raquímetro.



Figura V. 5. Sujeto con el raquímetro bajo la ropa y los electrodos de contacto sobre ella.

A continuación se registró la inclinación de la pelvis y el ángulo de flexión lumbar de varias posturas de referencia. Para ello, el sujeto se sentó sobre un taburete, cuya altura se reguló para que los muslos estuviesen horizontales. Se midieron durante 5 segundos los ángulos de 3 posturas de referencia, todas ellas sentados con los muslos horizontales y las piernas verticales (Figura V. 6): la postura erguida (PE); la postura flexionada con los codos en las rodillas y la barbilla en la palma de las manos (PFC); y otra postura flexionada en la que los brazos se dejan caer hacia el suelo entre las piernas y se intenta alcanzar un máximo nivel de flexión (PMF).

Los objetivos del registro de estas posturas fueron en primer lugar tener un orden de magnitud de la mínima y la máxima flexión lumbar para los sujetos del experimento y poder, de alguna forma, normalizar los niveles de flexión adoptados en cada silla por cada sujeto con relación a esos niveles de flexión. En segundo lugar comprobar los errores de repetibilidad de la medición de un día a otro, ya que son posturas de las que se conoce su repetibilidad.

Al final de la sesión se volvieron a registrar las tres posturas de referencia para comprobar la repetibilidad dentro de una misma sesión.

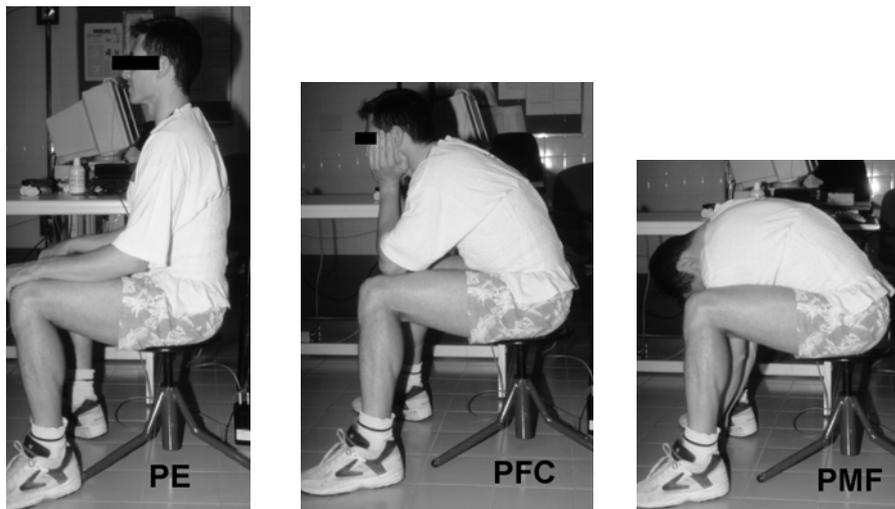


Figura V. 6. Posturas de referencia.

Una vez registradas las tres posturas de referencia, el sujeto pasó a sentarse en la silla correspondiente durante un periodo de 1 hora 40 minutos, durante el cual no se le permitió levantarse de la silla. La tarea que cada sujeto desarrolla durante este tiempo se dejó a elección de cada uno, únicamente se limitó que fuese de lectura y escritura, y que todos los días realizaran la misma tarea.

Tras una explicación de cómo realizar los mecanismos de regulación posibles de cada silla, se permitió al sujeto utilizarlos, no sólo al comienzo de la prueba, sino en cualquier otro instante intermedio.

Se obtuvieron 4 registros de ángulo lumbar, inclinación de la pelvis y contacto con el respaldo, cada uno durante 25 minutos. El periodo de muestreo durante este tiempo fue de 1 Hz.

Al principio de cada prueba y cada 25 minutos (coincidiendo con el final de cada registro) el sujeto contestó a un test de dolor en zonas de cuerpo y un test de confort general. Al concluir el tiempo de prueba de la silla, el sujeto pasó además un test de juicios subjetivos sobre la silla y la mesa. Un ejemplo de todos estos tests puede verse en el anexo 2.

Por último, el sujeto volvió a sentarse en el taburete y se midieron de nuevo las tres posturas de referencia, como ya se indicó antes.

Al finalizar las pruebas de todas las sillas se le pidió a cada sujeto que las ordenase de mayor a menor comodidad, y se les preguntó además por las molestias asociadas al dispositivo y si les había hecho comportarse de forma diferente.

V.2.3 RESULTADOS

Los resultados de las calibraciones y la repetibilidad de las posturas de referencia se describen a continuación.

En el apartado V.3 se describen y analizan las posturas adoptadas en las sillas: descripción del uso del respaldo, de la flexión lumbar y de la inclinación de la pelvis con diferentes normalizaciones; y se analizan diferentes parámetros para medida de la movilidad. Se muestran además las relaciones entre los diferentes parámetros posturales (Figura V. 7 A).

En el apartado V.4 se describen los niveles de comodidad y molestias expresados por los sujetos y se exponen los resultados del estudio de las relaciones entre ambos (Figura V. 7 B).

Finalmente, en el apartado V.5 se muestran los resultados del estudio de las relaciones entre parámetros posturales y sensaciones corporales (Figura V. 7 C).

Ningún sujeto manifestó molestias asociadas al raquímetro ni se observaron comportamientos anómalos relacionados con el mismo, ni siquiera en el uso del respaldo. Tan sólo uno de los sujetos indicó que los tirantes inferiores del sistema de fijación le producían alguna molestia en la ingle, pero esto no le afectó a la forma de sentarse.

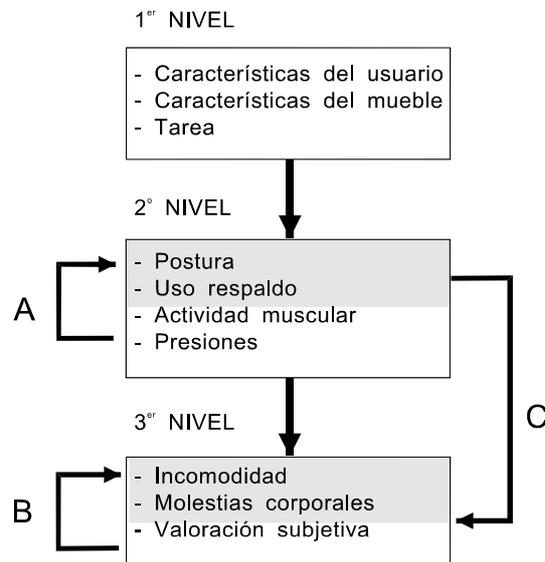


Figura V. 7. Resultados analizados.

V.2.3.1 Calibraciones

Al igual que en los experimentos anteriores, los resultados de las calibraciones se han analizado en cuanto a la linealidad de los modelos y a su repetibilidad en las diferentes ocasiones en que se realizaron.

El coeficiente de correlación mínimo observado es de 0.94, ligeramente superior a los valores medidos en los experimentos anteriores de validación. Los resultados de un ANOVA de la ordenada y la pendiente de la recta de calibración utilizada (Tabla V. 5) indican un error de repetibilidad menor que el obtenido en el experimento de repetibilidad de las calibraciones. Tanto para la ordenada como para la pendiente, este error es menor de 1 cm.

Estos resultados indican que el proceso de calibración utilizado tiene menos error, incluso cuando el número de posturas utilizadas fue menor.

En los experimentos anteriores, para obtener el conjunto de puntos longitud - ángulo (S_L , ϕ_L) de la recta de calibración se ha pedido a los sujetos que fueran pasando progresivamente de posturas lo más lordóticas posibles hasta posturas lo más cifóticas posibles o a la inversa, utilizando un gran número de puntos pero sin seleccionarlos demasiado. En este experimento, el proceso ha sido medir dos posturas extremas y repartir las siguientes posturas en la zona intermedia proporcionalmente a la diferencia de longitud de la zona lumbar. La diferencia básica es la siguiente. En el primer caso, como puede observarse en la Figura

IV.29, las posturas no se reparten uniformemente a lo largo de todo el rango de movimiento, sino que se suelen concentrar en posturas flexionadas. En el caso de este experimento, al limitar los rangos de medición de cada postura, se utilizan puntos más uniformemente repartidos, y por esta razón la repetibilidad es mayor y los errores menores.

Otra posible causa podría ser el efecto del aprendizaje. Esta causa se desestima porque la calibración del sujeto se ha realizado también en los experimentos siguientes de repetibilidad, habiendo adquirido ya práctica. En ellos, el proceso de calibración ha sido el mismo que en el primer experimento, y los errores de repetibilidad de las calibraciones han sido del mismo orden. Por esta razón se achaca la mejora del error al proceso de obtención de posturas.

	Ordenada			Pendiente		
	$\Sigma \varepsilon^2$	σ^2	α	$\Sigma \varepsilon^2$	σ^2	α
Sujeto	39,322	7,864	<0,001	15,440	3,088	0,019
Residual	23,950	0,798	-	28,571	0,952	-

Tabla V. 5. Resultados del ANOVA con factor sujeto. $\Sigma \varepsilon^2$ es la suma de cuadrados del factor; σ^2 es la estimación de la varianza ($\Sigma \varepsilon^2 / g.d.l.$); y α el nivel de significación de la prueba F. Las unidades de las longitudes son en cm y las de ángulos en $^\circ$.

V.2.3.2 Posturas de referencia

Se han analizado los registros de las tres posturas de referencia medidas al comienzo y final de cada sesión de prueba con el fin de estudiar su repetibilidad, tanto dentro de una misma sesión como en sesiones diferentes.

En la Tabla V. 6 se pueden observar los niveles de flexión lumbar y de inclinación de la pelvis, para las tres posturas de referencia. Para la flexión lumbar, se incluyen además los resultados del rango de flexión, obtenido como la diferencia entre la máxima flexión (PMF) y la flexión de la postura más erguida (PE).

La variabilidad entre sujetos para la postura de la pelvis es algo menor que para la flexión lumbar. La postura lumbar con mayor variabilidad entre sujetos es la PE.

La comparación de las posturas de referencia medidas al principio y al final dentro de una misma sesión de ensayo (Tabla V. 7) indica que existen diferencias algo sesgadas, posiblemente debidas al cansancio del sujeto, ya que son posturas en todos los casos algo menos lordóticas.

		Media	Desv.típica	Máximo	Mínimo
FLEXIÓN LUMBAR (°)	PE	-8,67	9,726	10,775	-26,93
	PFC	18,753	8,366	31,415	5,065
	PMF	25,562	7,632	39,565	13,255
	Rango	34,232	8,323	48,65	17,47
INCLINACIÓN DE LA PELVIS (°)	PE	0,886	7,184	17,895	-11,7
	PFC	15,251	7,116	30,03	2,83
	PMF	29,757	7,597	43,425	16,03

Tabla V. 6. Ángulos de flexión lumbar e inclinación de la pelvis para las tres posturas de referencia. Unidades en °. PE = postura erguida; PFC = postura flexionada con los codos en las rodillas; PMF = postura de máxima flexión; Rango = (PMF-PE).

		Coefficiente de correlación	Diferencia media (1-2)	Desv. Típica diferencias	Nivel de significación del test t
FLEXIÓN LUMBAR	PE	0,747	-1,6928	7,566	0,188
	PFC	0,944	-1,8311	2,886	0,001
	PMF	0,949	-0,8356	2,477	0,051
	Rango	0,693	0,8572	7,139	0,476
INCLINACIÓN DE LA PELVIS	PE	0,755	3,4264	5,429	0,001
	PFC	0,914	2,6919	3,322	<0,001
	PMF	0,859	2,2186	4,321	0,004

Tabla V. 7. Comparación de flexión lumbar de las posturas de referencia en la misma sesión. Unidades en °. PE = postura erguida; PFC = postura flexionada con los codos en las rodillas; PMF = postura de máxima flexión; Rango = (PMF-PE).

Los errores de repetibilidad de las posturas de referencia medias de cada sesión (Tabla V. 8) indican que la postura erguida es la menos repetible entre sesiones, siendo del mismo orden que los estudiados en los experimentos de puesta a punto del aparato. Las posturas más repetibles son las flexionadas, tanto para el ángulo de inclinación de la pelvis como para el nivel de flexión de la zona lumbar. La desviación típica residual en estas posturas es del orden de 3° para la pelvis y de 2,5° para la zona lumbar.

		Nivel de significación factor sujeto	Varianza residual	Desv. Típica residual (error)
FLEXIÓN	PE	<0,001	33,608	5,80°
LUMBAR	PFC	<0,001	6,208	2,49°
	PMF	<0,001	6,542	2,56°
	Rango	0,001	40,281	6,35°
INCLINACIÓN	PE	<0,001	25,826	5,08°
DE LA PELVIS	PFC	<0,001	10,814	3,29°
	PMF	<0,001	9,893	3,15°

Tabla V. 8. Error de repetibilidad de la flexión lumbar de las posturas de referencia. PE = postura erguida; PFC = postura flexionada con los codos en las rodillas; PMF = postura de máxima flexión; Rango = (PMF-PE).

Como conclusión del análisis de estos resultados hay que destacar que los errores de repetibilidad, tanto dentro de una misma sesión como en sesiones diferentes, son mayores para la postura erguida que para cualquiera de las otras dos.

Por esta razón, a la hora de seleccionar una postura de referencia para los ángulos de pelvis y lumbar, con el fin de normalizar y poder comparar entre sujetos, será preferible la utilización de una de las posturas flexionadas PFC y PMF y no tanto la postura erguida (PE).

V.3 RESULTADOS DE LA MEDICIÓN DE POSTURAS

En este apartado se describen las posturas adoptadas por los sujetos durante el tiempo que estuvieron sentados en cada silla. La descripción se hace en términos de los parámetros medidos de uso del respaldo, inclinación de la pelvis y flexión lumbar.

Se expone la obtención de los parámetros característicos utilizados para medir la movilidad, el uso del respaldo y la postura media. Para todos los parámetros posturales se incluye una descripción por sujeto y silla, así como la evolución media de dichos parámetros a lo largo de las pruebas.

Por último se analiza la relación existente entre todos los parámetros posturales. Para una mejor comprensión de las posturas adoptadas se estudian las posturas en función de la forma de utilizar el respaldo. Para ello se han formado grupos de registros según el uso del respaldo con ayuda de procedimientos estadísticos de clasificación.

V.3.1 USO DEL RESPALDO

Para cada intervalo de tiempo registrado se computó el porcentaje de tiempo en cada forma de contacto (ver apartado IV.3.3): contacto lumbar, contacto dorsal, contacto en ambas zonas o sin contacto.

La Figura V. 8 muestra el porcentaje de tiempo medio de cada tipo de contacto con el respaldo por silla. La Figura V. 9 lo muestra por sujeto. Se observa que las diferencias entre sujetos son muchos mayores que las diferencias entre sillas, aunque las diferencias entre sillas también son bastante apreciables.

La Tabla V. 9 muestra las estadísticas, para todos los registros, del porcentaje de tiempo de las diferentes formas de contacto con el respaldo. La observación de que los máximos y mínimos porcentajes de tiempo para cada tipo de contacto son 0% y casi 100% indica que en muchos casos el tiempo se reparte entre una, dos o, a lo sumo, tres formas de contacto.

Por otra parte, las variables de contactos no siguen en absoluto distribuciones normales, según se observa en el nivel de significación de la prueba de normalidad (Kolmogorov-Smirnov). Por esta razón, el uso de análisis estadísticos basados en modelos lineales es inadecuado.

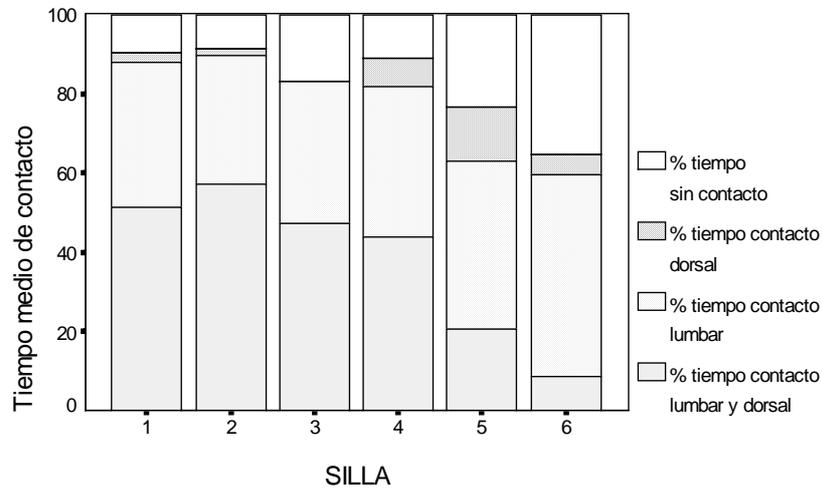


Figura V. 8. Tiempo medio de contacto con el respaldo por silla

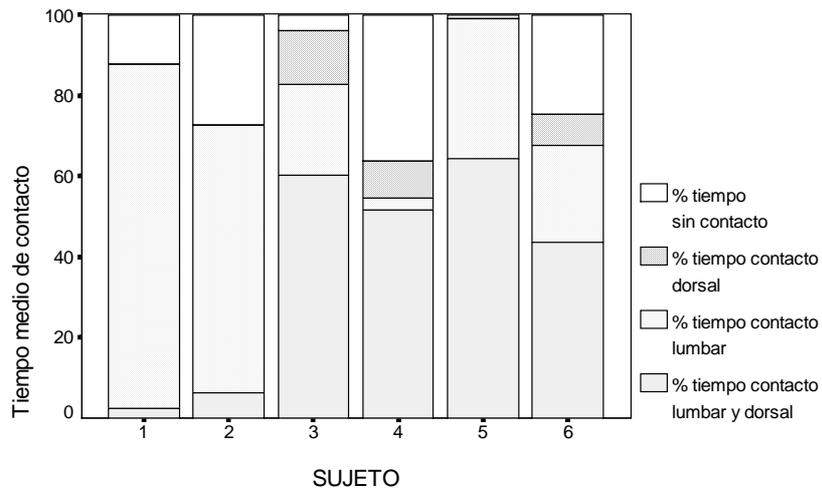


Figura V. 9. Tiempo medio de contacto con el respaldo por sujeto

	Media	Mediana	Máximo	Mínimo	Desv. típica	Prueba norm.
% tiempo contacto ambos	38,12	21,31	100,00	0,00	37,93	**
% tiempo contacto dorsal	5,05	0,00	97,83	0,00	15,10	**
% tiempo contacto lumbar	39,25	28,65	100,00	0,00	37,06	**
% tiempo sin contacto	17,56	8,47	96,52	0,00	22,02	**

Tabla V. 9. Estadísticos de los porcentajes de tiempo de contacto. ** Hay diferencias significativas (< 0,01) con la distribución normal.

La Tabla V. 10 muestra la evolución media del porcentaje de tiempo en cada tipo de contacto, el coeficiente de correlación de Kendall entre el tiempo y los porcentajes de contacto para todos los registros y su nivel de significación (n.s.). Se observan niveles coeficientes de correlación y niveles de significación muy bajos. Aunque se observa (Figura V. 10) un ligero descenso con el tiempo del contacto en ambas zonas y un ligero aumento del contacto dorsal, las diferencias entre los niveles de contacto con el tiempo no son significativas.

Tiempo (minutos)	25	50	75	100	r	n.s.
% tiempo contacto ambos	46,23	37,34	35,31	33,6	-0,073	0,248
% tiempo contacto dorsal	2,23	4,21	7,87	5,9	0,067	0,346
% tiempo contacto lumbar	38,99	37,9	38,98	41,14	0,010	0,878
% tiempo sin contacto	12,53	20,53	17,82	19,35	0,070	0,271

Tabla V. 10. Evolución media del porcentaje de tiempo en cada tipo de contacto y coeficiente de correlación de Kendall (r) con el tiempo.

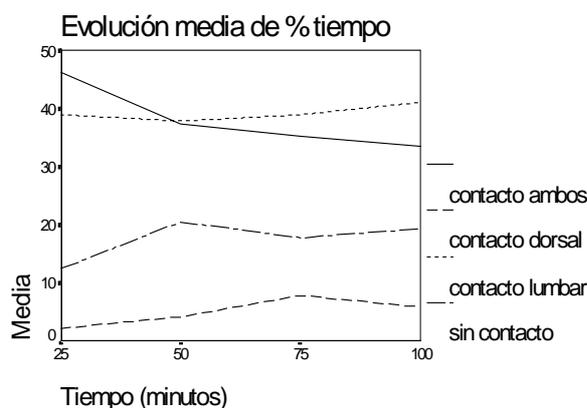


Figura V. 10. Evolución media del porcentaje de tiempo en los diferentes contactos.

La Tabla V. 11 muestra los niveles de significación de una prueba de Friedman, para cada una de las variables de contacto entre las diferentes sillas. Esta prueba es más robusta que la del análisis de la varianza y se puede aplicar sin los supuestos de normalidad en las variables. En la prueba se han comparado los valores de porcentajes de tiempo de contacto para los mismos sujetos e intervalos de tiempo en las diversas sillas. Se obtienen diferencias entre sillas altamente significativas en todos los tipos de contacto. Por tanto, se comprueba que la silla afecta a la forma de utilizar el respaldo, aunque también cada sujeto tiene una forma preferida de utilizarlo.

	N.s. factor silla
Contacto ambos	**
Contacto lumbar	*
Contacto dorsal	**
Sin contacto	**

Tabla V. 11. Nivel de significación de los factores silla y sujeto en las variables de contacto en una prueba de Friedman. **<0,01; *>0,05; - no significativo

Debido a que el uso de las variables de porcentaje de tiempo de contacto en determinados análisis estadísticos es cuestionable, y a la evidencia de diferentes formas de utilización del respaldo muy diferenciadas, se plantea la posibilidad de estudiar los parámetros posturales en función de la forma de utilizarlo. El planteamiento de esta clasificación se realiza para simplificar la comprensión de los datos, y estudiar las similitudes y las diferencias entre formas de sentarse. En el apartado V.3.6 se analiza esta posibilidad.

V.3.2 NIVELES MEDIOS DE FLEXIÓN LUMBAR E INCLINACIÓN DE LA PELVIS

En cuanto a los niveles de flexión lumbar y de inclinación de la pelvis es necesario utilizar parámetros que reflejen tanto la postura media adoptada, como la movilidad de la postura, ya que ambos parámetros pueden ser buenos indicadores de comodidad (los cambios posturales frecuentes pueden estar asociados a sensaciones de incomodidad).

Los niveles de flexión lumbar de cada sujeto al sentarse dependen en gran medida del sujeto. Con el fin de poder comparar los niveles medios de flexión lumbar de sujetos diferentes es necesario normalizar de alguna manera con relación a posturas estándares fáciles de repetir por el sujeto. Es decir, como la curva lumbar tiene un nivel alto de dependencia del sujeto, es conveniente normalizar el nivel de flexión, preferiblemente con relación a niveles máximos o mínimos de flexión. Esta forma de tratar los niveles de flexión no es nueva. Derksen *et al.* (1994) utilizan una calibración de la flexión lumbar en la que toman como referencia la postura erguida y expresan los datos como diferencias con ella.

Se han planteado diversas formas posibles de normalización: como porcentaje del rango de flexión total, como diferencia con las tres posturas de referencia, etc. En el apartado V.2.3.1 se ha comprobado que la postura erguida (PE) no es tan repetible como las otras dos, y por esta razón se ha desechado su utilización como nivel de referencia en cualquiera de sus posibles utilidades. Por tanto, sólo se muestran los resultados de flexión lumbar e inclinación media de la pelvis de tres formas diferentes (Tabla V. 12 a la Tabla V. 17): sin normalizar y como diferencia

con las posturas de referencia PFC y PMF (media de las dos posturas registradas en cada sesión).

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	9,888	30,199	-3,325	11,784	1	24,91	38,697	10,463	8,209
2	12,027	31,877	-1,841	10,122	2	28,847	33,152	23,627	2,776
3	14,623	33,152	-0,847	11,004	3	8,772	19,12	1,955	4,326
4	11,175	28,221	-5,817	9,232	4	8,857	19,914	-3,325	6,229
5	13,619	32,999	-1,903	12,033	5	4,041	14,698	-5,817	5,517
6	16,961	38,697	-9,539	13,935	6	2,866	8,734	-9,539	4,482
Todos	13,05	38,697	-9,539	11,49					

Tabla V. 12. Flexión lumbar media sin normalizar por silla y sujeto. Unidades en $^{\circ}$. Ángulos menores indican mayor lordosis.

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	9,114	18,635	-3,079	6,288	1	2,603	12,937	-8,587	5,702
2	5,688	15,666	-3,047	5,465	2	-,341	5,193	-5,664	2,866
3	5,135	21,383	-3,502	7,892	3	13,173	21,383	1,560	4,448
4	7,169	15,641	,599	4,332	4	7,723	18,205	-2,304	5,522
5	5,203	13,791	-2,259	4,838	5	5,209	12,982	-3,047	5,624
6	1,937	17,629	-8,587	6,853	6	5,877	17,629	-1,744	4,129
Todos	5,71	21,383	-8,587	6,35					

Tabla V. 13. Flexión lumbar (diferencia con postura flexionada con los codos en las rodillas-PFC). Unidades en $^{\circ}$. Ángulos mayores indican mayor lordosis

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	16,297	26,485	6,711	6,226	1	6,770	16,397	-4,197	5,791
2	12,676	21,546	7,693	3,925	2	7,071	12,593	-,394	3,774
3	12,210	27,343	1,618	7,844	3	19,168	27,343	9,200	4,726
4	14,319	22,139	6,350	3,921	4	15,466	26,085	4,936	5,701
5	11,456	18,350	,751	5,274	5	13,006	20,897	3,032	4,495
6	8,127	25,909	-4,197	7,780	6	13,604	25,909	8,331	3,763
Todos	12,51	27,343	-4,197	6,46					

Tabla V. 14. Flexión lumbar (diferencia con postura de máxima flexión-PMF). Unidades en $^{\circ}$. Ángulos mayores indican mayor lordosis

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	-23,54	-9,189	-40,945	9,269	1	-22,014	-15,119	-28,161	3,715
2	-22,572	-6,439	-43,047	8,676	2	-19,951	-12,025	-28,863	5,399
3	-23,901	-11,421	-32,043	4,445	3	-34,925	-22,62	-51,153	7,847
4	-20,915	-13,148	-35,863	6,701	4	-22,49	-7,512	-35,935	6,718
5	-19,395	-6,146	-41,777	9,34	5	-22,216	-11,572	-37,071	6,569
6	-26,224	-15,139	-51,153	10,202	6	-14,95	-6,146	-24,063	5,199
Todos	-22,76	-6,146	-51,153	8,48					

Tabla V. 15. *Inclinación media de la pelvis (sin normalizar) por silla y sujeto. Unidades en °. Ángulos positivos indican inclinación hacia delante.*

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	38,050	56,195	20,429	9,807	1	40,704	47,601	34,463	3,874
2	37,755	51,677	23,544	7,696	2	27,064	38,019	19,186	5,167
3	39,611	49,707	18,821	7,252	3	46,332	61,153	27,990	8,145
4	36,020	47,601	19,186	8,750	4	32,415	49,885	18,821	7,285
5	36,329	56,507	21,462	9,821	5	40,966	50,811	26,982	6,306
6	40,306	61,153	24,422	10,072	6	40,589	54,093	28,219	6,583
Todos	38,01	61,153	18,821	8,95					

Tabla V. 16. *Inclinación pelvis (diferencia con postura flexionada con los codos en las rodillas-PFC). Unidades en °. Ángulos menores indican mayor inclinación hacia delante.*

Silla	Media	Máximo	Mínimo	D. típica	Sujeto	Media	Máximo	Mínimo	D. típica
1	53,36	65,82	36,79	8,41	1	61,75	69,94	55,07	4,54
2	51,33	67,10	37,93	8,27	2	41,54	52,60	29,33	6,91
3	53,48	64,52	34,99	6,50	3	59,67	73,40	47,32	6,87
4	50,57	69,94	29,33	11,79	4	46,33	60,29	31,86	7,24
5	50,43	68,14	31,86	10,16	5	53,45	65,07	41,40	5,33
6	55,94	73,40	38,59	10,33	6	52,37	67,49	37,93	7,00
Todos	52,52	73,40	29,33	9,44					

Tabla V. 17. *Inclinación pelvis (diferencia con postura de máxima flexión-PMF). Unidades en °. Ángulos menores indican mayor inclinación hacia delante.*

Se ha realizado la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov para la inclinación media de la pelvis y la flexión media lumbar con las diferentes normalizaciones. Los resultados indican que hay diferencias algo significativas ($<0,05$) únicamente para la flexión lumbar sin normalizar. Para el resto de variables no existen diferencias significativas con la distribución normal.

La Tabla V. 18 muestra el nivel de significación de los factores silla y sujeto de un análisis de la varianza para los valores medios de inclinación de la pelvis y flexión lumbar con las dos normalizaciones y sin normalizar. Muestra además la varianza explicada por el factor sujeto. Los resultados muestran que el sujeto es altamente significativo en todos los valores medios, incluso en los valores normalizados.

	Silla	Sujeto	Varianza explicada por el factor sujeto
Media lumbar. Sin normalizar	**	**	14663
Media lumbar. Diferencia con PFC	**	**	2551
Media lumbar. Diferencia con PMF	**	**	2809
Media pelvis. Sin normalizar	**	**	5226
Media pelvis. Diferencia con PFC	-	**	5832
Media pelvis. Diferencia con PMF	*	**	7107

Tabla V. 18. Nivel de significación de los factores sujeto y silla en un ANOVA con las posturas medias de pelvis y lumbar. Sombreadas las variables utilizadas en análisis posteriores. ** $<0,01$; * $<0,05$; - no significativo

Para las posturas medias de pelvis y lumbar se pueden utilizar diferentes alternativas de normalización. Todas ellas están muy correlacionadas y son sensibles a las diferencias entre sujetos y sillas.

El objetivo de cualquier normalización por sujeto es poder comparar entre sujetos con un mínimo de fiabilidad. Un sujeto puede tener mucha lordosis de forma natural y cuando se sienta en cualquier silla mantenerla más que otro, pero no debido a la silla sino al propio sujeto. Por esta razón, en la mayoría de las ocasiones, las diferencias encontradas entre sujetos son mucho mayores que las diferencias encontradas entre las sillas. La mejor normalización sería aquella en la que las medias lumbares sean similares en todos los sujetos, suponiendo que 'el efecto medio' de las sillas en todos los sujetos es igual. Esto implica que la varianza explicada por los sujetos debe ser mínima.

Atendiendo a este último criterio de mínima varianza explicada por el sujeto, se observa que cualquiera de las dos normalizaciones de la postura media lumbar podrían ser válidas, ya que los niveles de varianza son similares. Sin embargo, en cuanto a la inclinación de la pelvis, aunque no existen grandes diferencias entre las

varianzas explicadas por las diferentes normalizaciones, la menor varianza corresponde a la variable sin normalizar.

Para análisis posteriores, se ha seleccionado como *normalización para la flexión lumbar* la calculada como la diferencia de la flexión media con la *postura de máxima flexión (PMF)*. La razón es que, aunque el nivel de varianza explicada por el sujeto sea ligeramente superior a la normalización que utiliza la postura flexionada con los codos en las rodillas (PFC), ambos niveles son de un orden similar. Además, la normalización con la PFC depende en mayor medida de las longitudes de las extremidades del sujeto y no refleja niveles de flexión del mismo orden en todos los sujetos.

De la misma forma, en análisis subsiguientes, para la *inclinación de la pelvis* se ha utilizado el valor medio de la postura *sin ningún tipo de normalización* por sujeto. Una de las razones es que es la variable en la que el sujeto explica menor varianza. Otra razón es que al normalizar, se pierde la referencia con el asiento. Por tanto, aunque el valor sin normalizar dependa en cierta medida del sujeto, es un ángulo muy relacionado con el respaldo y el asiento, y puede ser comparado de forma absoluta, ya que mide la inclinación de la pelvis con la vertical. Además, si se utilizase una de las normalizaciones, se perdería el sentido de la interpretación con referencia al asiento, por lo que se utilizará sin normalizar.

V.3.3 REGISTROS TEMPORALES DE POSTURAS: HISTOGRAMAS

La observación de los registros temporales de posturas aporta información importante con relación al comportamiento de los sujetos y la coordinación de movimientos lumbar y de pelvis. La parte izquierda de la Figura V. 11, la Figura V. 12 y la Figura V. 13 muestran tres ejemplos típicos de registros de postura para la pelvis y para la flexión lumbar: uno de un intervalo bastante inmóvil, otro muy móvil y otro de movilidad intermedia. Cada registro de posturas viene acompañado por su correspondiente histograma acumulado de frecuencia de posturas. Los valores representados son las diferencias con la postura flexionada tanto para la inclinación de la pelvis como para la flexión lumbar. Por tanto, el criterio de signos es el que sigue:

- Ángulo lumbar: crecimiento indica mayor lordosis
- Ángulo de pelvis: crecimiento indica que la pelvis se inclina más hacia atrás.

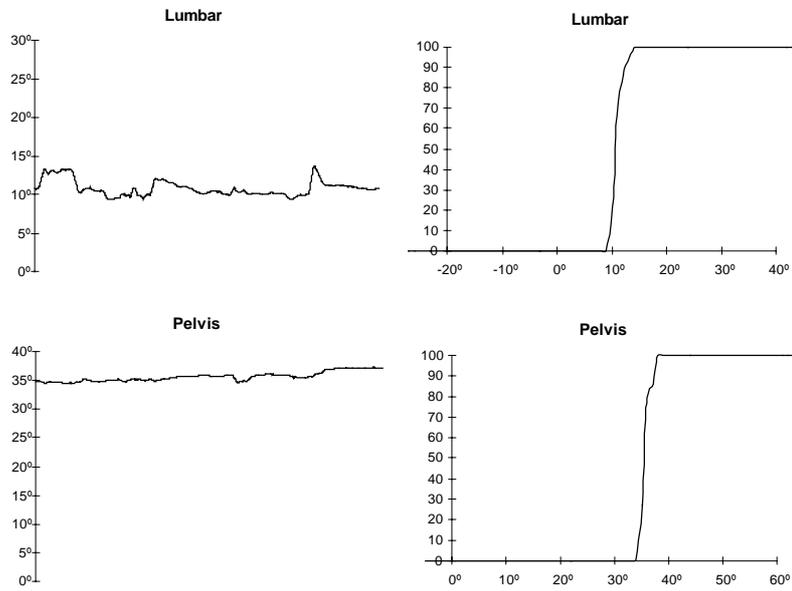


Figura V. 11. Ejemplo de registro (sujeto 5, silla 4, 2^o intervalo) e histograma acumulado.

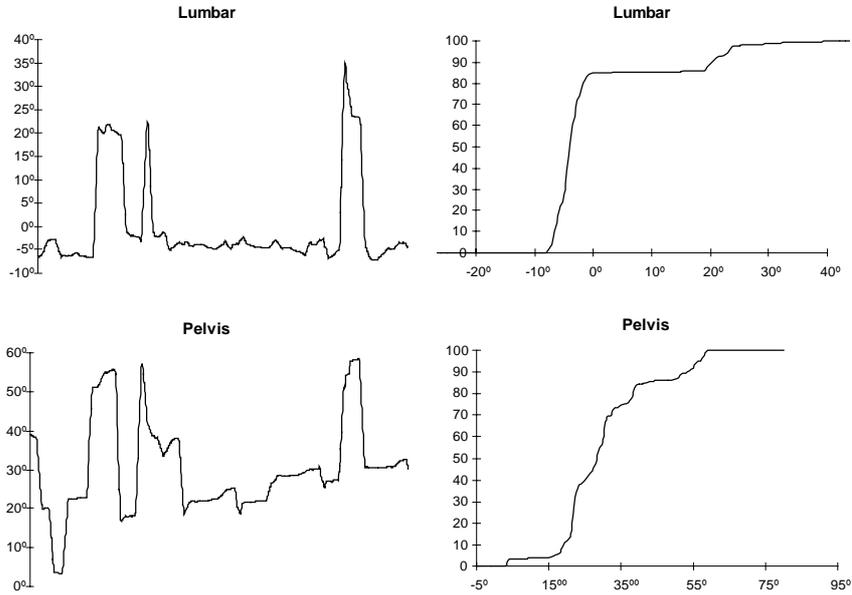


Figura V. 12. Ejemplo de registro (sujeto 2, silla 3, 2^o intervalo) e histograma acumulado.

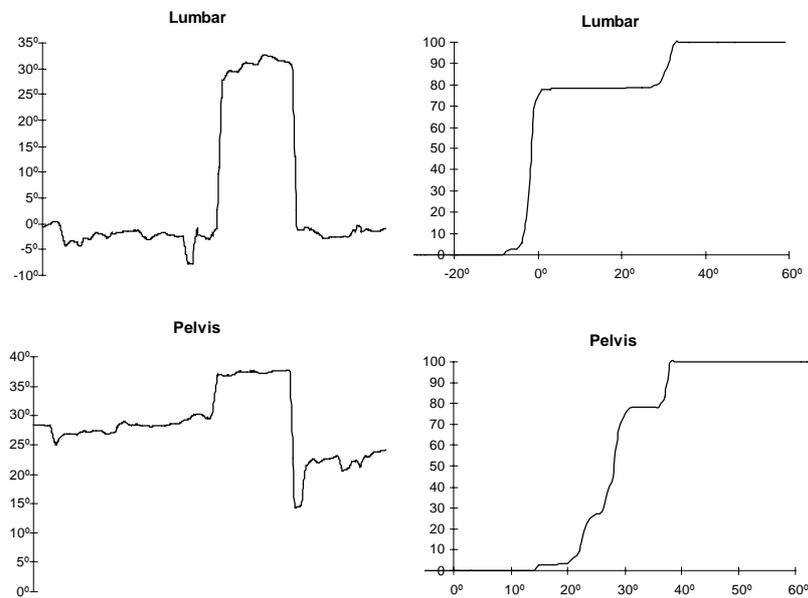


Figura V. 13. Ejemplo de registro (sujeto 4, silla 6, 3^o intervalo) e histograma acumulado.

De la observación directa de los registros se puede extraer un orden de magnitud de las posturas y su movilidad. Sin embargo, los histogramas ayudan a interpretar la estabilidad de las posturas adoptadas con mucha mayor fiabilidad. La interpretación de los histogramas acumulados es la siguiente:

- Un salto más o menos brusco en el histograma indica que a ese nivel existe una postura más o menos estable (se mantiene durante cierto tiempo) cuya duración relativa viene representada por la altura del escalón. Por tanto, el número de cambios bruscos en el histograma representa el número de posturas estables del sujeto, y la altura de cada salto su duración relativa.
- La anchura del salto es un indicador de la mayor o menor ‘estabilidad’ de dicha postura frente a los pequeños movimientos; si la anchura es pequeña, la postura se adopta con pequeñas variaciones alrededor de esa postura estable. Un salto muy brusco indica una postura inmóvil mantenida durante cierto periodo, mientras que una pendiente más gradual supone la presencia de pequeños movimientos alrededor de dicha postura.

En el ejemplo de la Figura V. 14 se ilustran estas relaciones. En este ejemplo se advierte que hay dos posturas estables, que se reflejan como dos saltos más o menos bruscos en los histogramas, de duración relativa diferente. La primera,

cercana al 0 que dura alrededor del 20% del tiempo y la segunda, alrededor del 1, se adopta durante un 80% del tiempo. Durante ese intervalo de tiempo se realizan varios cambios entre una y otra postura, pero esto no se ve reflejado en el histograma. En el histograma se aprecian las dos posturas, el tiempo relativo que se ha adoptado cada postura y si dichas posturas son móviles o no lo son.

Cuando la postura es más móvil (ejemplo inferior) se refleja como una pendiente menos brusca del salto en el histograma. La anchura en grados del salto representa la ‘movilidad’ de la postura.

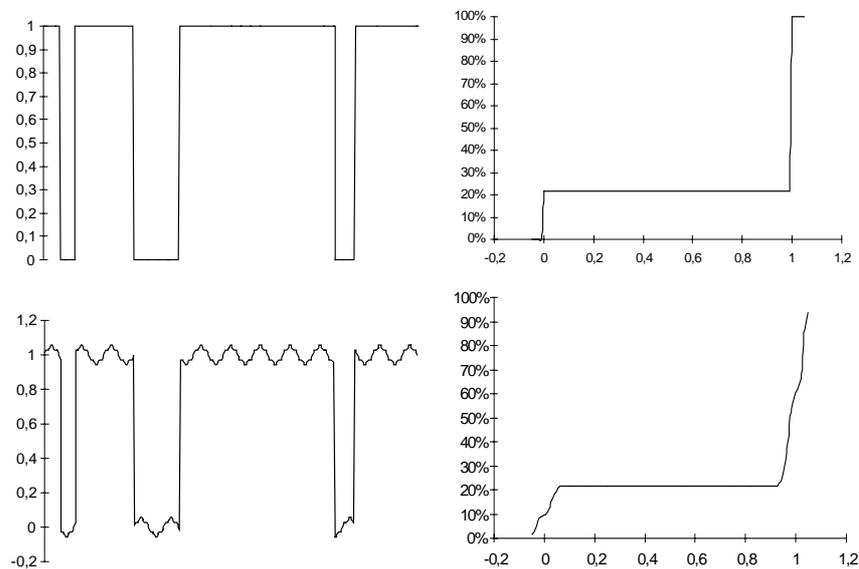


Figura V. 14. Ejemplo simulado de determinación de posturas estables y de su nivel de estabilidad con histogramas.

En base a este ejemplo es posible analizar los tres registros reales anteriores. Así, la observación del primer registro real de posturas, el más inmóvil, demuestra que el sujeto adopta una única postura bastante inmóvil tanto para la pelvis como para la zona lumbar.

En el segundo, el más móvil, se observan dos posturas estables para la zona lumbar, una alrededor de -5° (algo más flexionada que en la PFC), muy estable y en la que está la mayoría del tiempo, y otra postura de mucha menor flexión, no tan estable y que adopta durante poco tiempo. Sin embargo, en la postura de la pelvis, que ha sido mucho más móvil, las posturas estables no son tan fáciles de distinguir, aunque a priori parece que existan tres. Esto se debe sobretodo a que en la postura intermedia (entre 20° y 30°), en la que está la mayor parte del tiempo, existe

deslizamiento (tendencia a inclinar progresivamente la pelvis hacia atrás) y se llega a confundir con las otras dos.

En el tercer ejemplo, de movilidad intermedia, se distinguen claramente dos posturas muy estables para la zona lumbar y tres posturas para la pelvis, una de ellas (entre 20° y 30°) no muy estable.

De la observación de todos los registros de posturas y sus histogramas (que por motivos de espacio no se han incluido en esta memoria), se advierte que los sujetos tienen unas pocas posturas estables que van alternando con grandes cambios de postura, y alrededor de las cuales tienen pequeñas oscilaciones. Es decir, realizan grandes cambios de postura, más o menos voluntarios, hasta encontrar otra postura estable, en la que permanecen durante cierto tiempo, con pequeños movimientos alrededor de ella.

Además, si se comparan los diferentes registros de un mismo sujeto, el número de posturas estables de cada registro coincide. Además, las posturas estables son alrededor de los mismos niveles de flexión. Lo que varía de unos registros a otros de un mismo sujeto es el tiempo total que adopta cada una de esas posturas, pero los niveles de flexión de las posturas adoptadas son los mismos. Esto indica que cada sujeto está cómodo en un número determinado de posturas y que alternativamente adopta una u otra para relajar tensiones.

Este hecho se verifica de forma bastante precisa para la flexión lumbar en la mayoría de los sujetos, que tienen una o dos posturas estables. Sin embargo, para la inclinación de la pelvis, el hecho de que exista tendencia al deslizamiento, como se ha visto en algún ejemplo anterior, hace que en ciertas ocasiones el número de posturas estables para la pelvis sea de tres o cuatro, y la separación entre estas posturas es difícil de realizar.

El análisis de los histogramas da una idea de las posturas adoptadas y es útil para comprender el comportamiento de los sujetos. El número de posturas estables y el tiempo total que se adopta cada una son parámetros que podrían ser obtenidos a partir de los histogramas como medida de la movilidad. Sin embargo, este análisis no es completo, al no considerar la frecuencia de cambios entre las posturas. Además, la imposibilidad de definir los rangos precisos de cada postura en algunos registros, no permite la utilización de parámetros de movilidad basados en los histogramas, por lo que únicamente se han incluido para comprender mejor el comportamiento natural de los sujetos.

V.3.4 MOVILIDAD DE LAS POSTURAS

V.3.4.1 Selección de parámetros de movilidad

Ya se ha comentado que para la descripción de la postura adoptada es necesario utilizar parámetros que midan tanto la postura media adoptada, como la movilidad de la postura.

Los parámetros de movilidad deberían ser considerados a dos niveles, haciendo distinción entre grandes movimientos en intervalos de tiempo distantes y pequeños movimientos muy rápidos alrededor de una postura más o menos estable (lo que algunos autores denominan con el término inglés 'fidgeting').

Además de esta distinción, para cada tipo de movimiento serían necesarios parámetros que midan la *amplitud* de los movimientos, por una parte, y su *frecuencia* por otra.

Según Jurgens (1980) se pueden distinguir tres tipos de movimientos: las reacciones mínimas motoras (respirar, etc.); los movimientos planeados voluntarios; y por último los movimientos automáticos y no intencionados conocidos como inquietud o movimiento habitual (Figura V. 15). Estos últimos movimientos podrían ser un indicador del confort (Corlett, 1989). Se supone que si un sujeto cambia mucho de postura es porque está incómodo, si bien es algo difícil de comprobar ya que algunos cambios se deben realizar porque la tarea lo impone. En la práctica, los movimientos para compensar las situaciones incómodas pueden ser difíciles de distinguir de los movimientos planeados voluntarios. Dentro de los movimientos más o menos involuntarios, cabría distinguir a su vez entre el movimiento habitual o inquietud propia de una persona y el movimientos debido realmente a intentar compensar estas condiciones sentadas desfavorables.

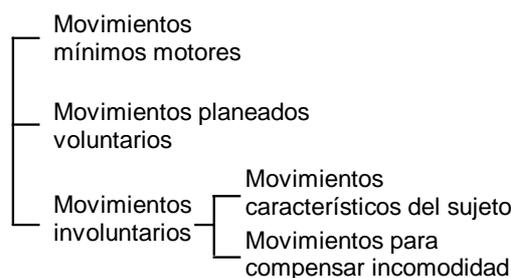


Figura V. 15. Tipos de movimientos.

Ha habido intentos de relacionar la cantidad e intensidad de movimientos con sensaciones subjetivas, pero salvo situaciones extremas no parecen dar idea del confort (Rieck, 1969), únicamente se ha encontrado relación con los grandes cambios de postura y no con los movimientos nerviosos (Branton, 1966). Esto

podría deberse a que estos movimientos nerviosos son característicos de la persona y no se ven influidos por la utilización de un asiento u otro.

Revisando la bibliografía, los parámetros de movilidad utilizados para diferentes zonas del cuerpo son los siguientes.

Como medida de la **frecuencia**:

- número de veces y tiempo (en porcentaje sobre el total) que se adoptan posturas determinadas, definidas de forma más o menos arbitraria al dividir el rango de movimiento total en diferentes zonas (Snidjers *et al.*, 1987; Derksen *et al.*, 1994),
- número de veces y tiempo que se adoptan posturas que se han definido a ‘grosso modo’ como tronco inclinado o erguido (Armstrong *et al.*, 1979; Keyserling, 1986; Rogan y Porter, 1990; Wells *et al.*, 1990, Shiraishi y Ueno, 1994),
- número de grandes cambios de postura (utilizando métodos fotográficos), definidos como cualquier cambio discernible de la postura entre un instante y el siguiente (Jensen y Bendix, 1992; Jianghong y Long, 1994),
- componentes en frecuencia de los movimientos con transformada de Fourier, aplicados a la evaluación de movimientos de la muñeca en tareas repetitivas (Radwin y Lin, 1993).

Como medida de la **amplitud**:

- histogramas de posturas y percentiles característicos (Marras y Schoenmarklin, 1990; Derksen *et al.*, 1994),

Parámetros **mixtos**:

- media ponderada entre número de movimientos y amplitud de movimiento (Bendix *et al.*, 1986),

En cuanto a los parámetros de frecuencia de movimientos, el primero de ellos es un falso índice de movilidad ya que sólo considera cambios de postura aquellos en los que se pasa de una región del rango de movimiento a otra. Teniendo en cuenta que los límites de dichas regiones se definen arbitrariamente, resulta obvio que no es una buena forma de medir la movilidad.

La utilización de los componentes en frecuencia de la señal puede resultar útil para el análisis de tareas repetitivas, pero es difícil que los movimientos normales en una silla sigan una frecuencia determinada.

Ante la necesidad de utilizar parámetros de movilidad que reflejen la frecuencia y amplitud de movimientos, se han intentado aproximaciones de diferentes formas: análisis espectral, percentiles de velocidades y posturas, filtrados de la señal, etc.

Los resultados de la utilización parámetros basados en los espectros de frecuencia de varios registros de posturas típicos, no han sido satisfactorios. Los espectros de frecuencia de las señales son bastante continuos, sin grandes picos, por lo que es difícil utilizar un parámetro que represente realmente a la frecuencia de movimiento, ni siquiera un parámetro que represente la movilidad total.

Se han intentado utilizar otros parámetros de movilidad como percentiles o medias de velocidades (o lo que es lo mismo amplitud de los cambios de postura entre dos instantes consecutivos), y varios percentiles de posturas como medida del rango. Ahora bien, el hecho de utilizar directamente la señal registrada, sin ningún tipo de filtrado, puede llevar a engaño. Por ejemplo, un movimiento brusco que se realiza rápidamente para aliviar alguna tensión, y se vuelve a la misma postura en la que se encontraba el sujeto con anterioridad, afectaría a estos parámetros, siendo considerado como un gran cambio de postura, cuando en realidad es un movimiento de gran amplitud alrededor de una postura más o menos de equilibrio.

Ante la necesidad de tener indicadores de lo que se consideran cambios entre posturas que se mantienen durante cierto tiempo y movimientos alrededor de una postura estable, y ya que no es recomendable utilizar directamente la señal, se plantea el filtrado de la señal de dos formas.

En el primer filtrado se han eliminado las componentes de frecuencia alta, quedando una señal que refleja los grandes cambios entre posturas bien diferenciadas y que se mantienen cierto tiempo (*macromovimientos*). En el segundo se ha filtrado para eliminar precisamente los componentes de baja frecuencia, quedando por tanto una señal que refleja los movimientos rápidos alrededor de posturas más o menos estables (*micromovimientos*).

Los filtrados se han realizado con herramientas del programa MATLAB (MATH WORKS Inc., 1992b).

Para los *macromovimientos* se ha utilizado un filtro digital de Butterworth de paso bajo y orden 4 con frecuencia de corte de 1 minuto 30 segundos. El filtro digital de Butterworth tiene la ventaja, frente a otros tipos de filtro digital (Ifeachor *et al.*, 1993), de que la ganancia en la banda de paso es totalmente plana, por lo que todos los componentes de frecuencia que deja pasar tienen la misma ganancia y, por tanto, los componentes de la señal en esas frecuencias no se ven alterados. En cuanto al orden del filtro, el utilizar uno de orden 4 en vez de uno de menor orden se debe precisamente a la misma causa anterior. Para conseguir el filtro plano en la zona de paso es necesario utilizar ordenes de este nivel. A efectos de lo que se pretende conseguir con su uso, éste es un filtro totalmente válido.

La frecuencia de corte se ha seleccionado tras realizar pruebas con distintas frecuencias a registros de posturas representativos. En principio se han probado

frecuencias de corte entre 1 y 3 minutos, ya que no se considera gran cambio de postura uno que dure menos de 1 minuto. La frecuencia que ha resultado ser más satisfactoria ha sido la de 1 minuto 30 segundos. Al utilizar esta frecuencia de corte, las amplitudes de la señal se ven poco alteradas y además no provoca pequeños rizados en la señal, que no son cambios reales de la postura.

Para el estudio de los *micromovimientos* se ha utilizado también un filtro digital de Butterworth, pero en este caso de paso alto y orden 4 con frecuencia de corte de 1 minuto. Este filtrado elimina la tendencia de la señal, dejando únicamente los movimientos rápidos alrededor de una postura fija.

El efecto de ambos filtrados en los ejemplos utilizados anteriormente para representar los histogramas se observa a continuación. Para cada uno de los ejemplos se muestra la señal 'bruta' registrada por los aparatos, y los efectos de ambos filtrados: macromovimientos y micromovimientos.

El uso de las señales filtradas facilita el cálculo automático de parámetros de movilidad. En concreto, se han tomado como parámetros representativos los siguientes.

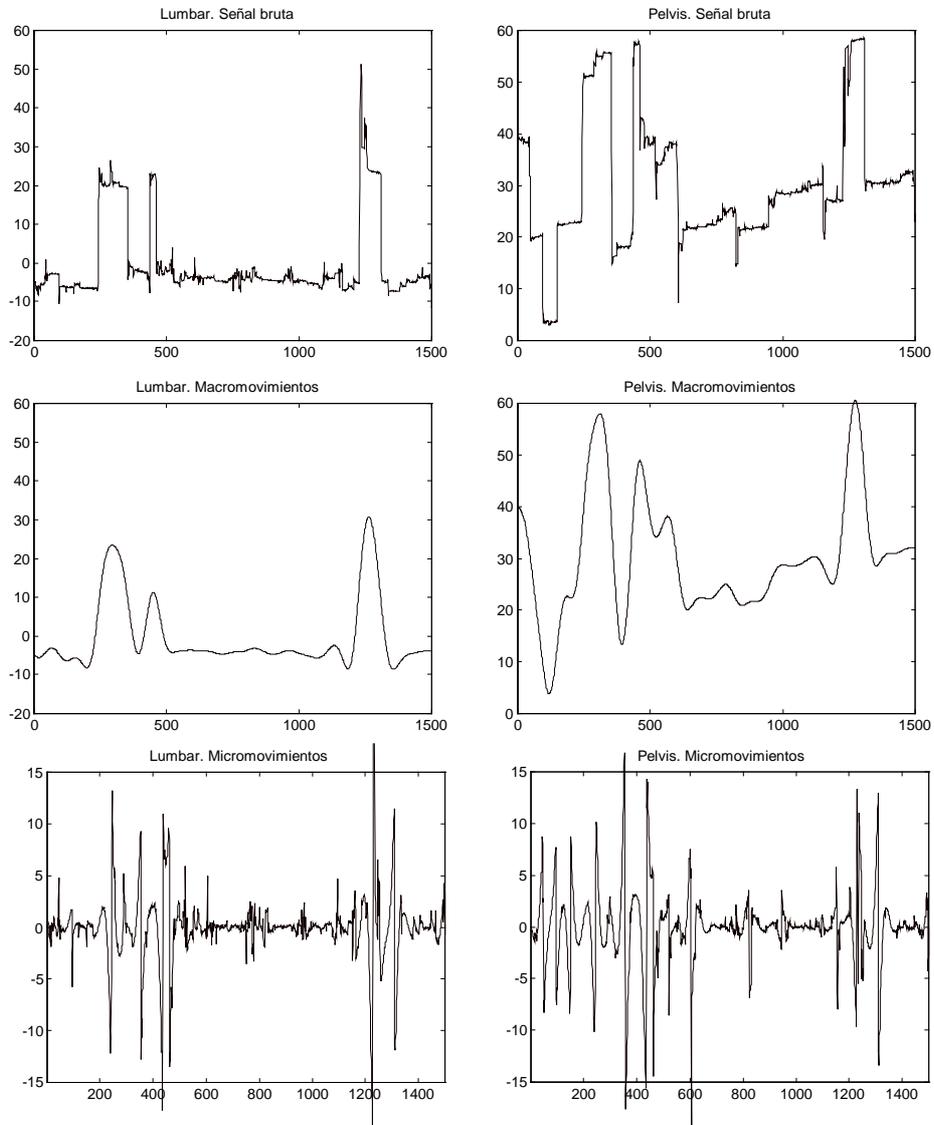
En los macromovimientos, tanto para la flexión lumbar como para la inclinación de la pelvis:

- la postura media, que coincide con la de la señal no filtrada,
- el rango de movimiento, calculado como la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo de la señal filtrada, que se diferencia del rango del movimiento de la señal bruta en que no tiene en cuenta aquellos movimientos extremos puntuales, y
- el número de cambios en la postura mayores de 5° , que junto al anterior indica la movilidad de la postura, en amplitud y frecuencia de movimientos.

En los micromovimientos lumbar y de pelvis:

- valor eficaz de la señal, como medida de la amplitud, ya que el valor medio es nulo,
- número de veces que pasa por cero, como medida de la frecuencia de los micromovimientos alrededor de una postura.

Los valores de dichos parámetros para los ejemplos anteriores se observan en las tablas que acompañan a cada figura.



	Lumbar	Pelvis
Macromov. Postura media	-0.37	30.20
Macromov. Rango de movimiento	39.34	56.59
Macromov. N° cambios de postura > 5°	7	11
Micromov. Valor eficaz	3.29	3.47
Micromov. Veces cero	192	148

Figura V. 16. Macromovimientos y micromovimientos lumbares y de pelvis (sujeto 2, silla 3, 2° intervalo). Unidades en °.

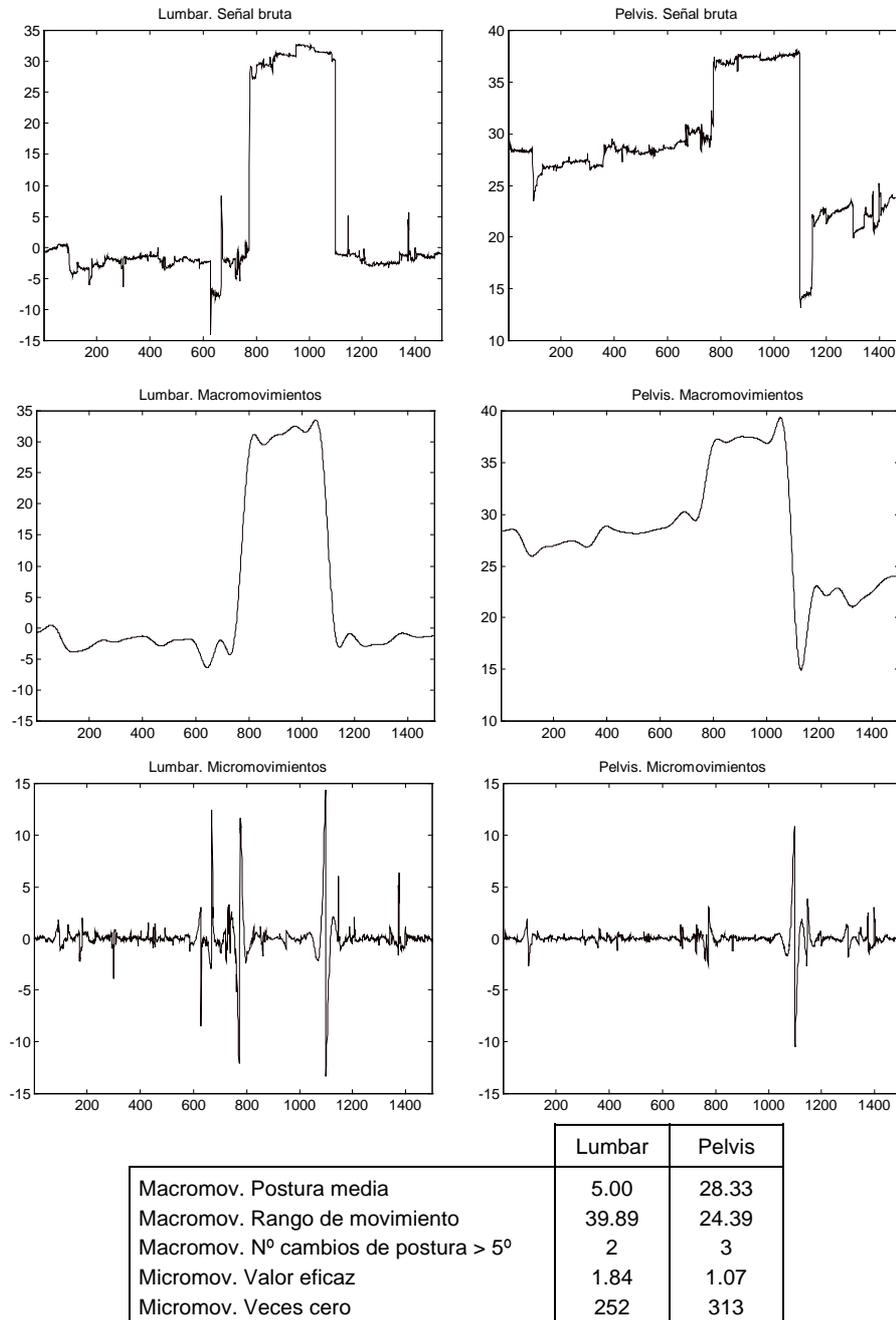
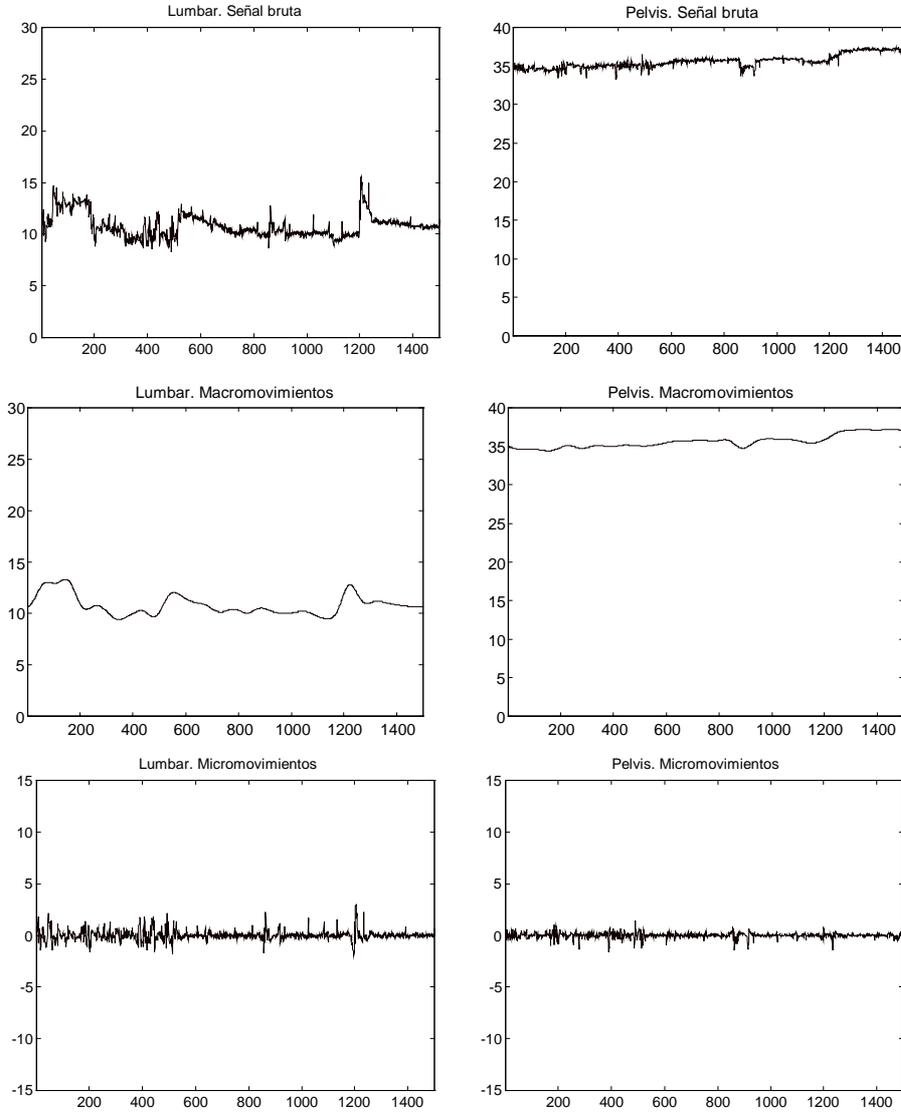


Figura V. 17. Macromovimientos y micromovimientos lumbares y de pelvis (sujeto 4, silla 6, 3° intervalo). Unidades en °.



	Lumbar	Pelvis
Macromov. Postura media	10.80	35.60
Macromov. Rango de movimiento	3.90	2.76
Macromov. N° cambios de postura > 5°	0	0
Micromov. Valor eficaz	0.47	0.25
Micromov. Veces cero	540	565

Figura V. 18. Macromovimientos y micromovimientos lumbares y de pelvis (sujeto 5, silla 4, 2° intervalo).
Unidades en °.

En este apartado y en otros posteriores se ha utilizado como referencia para los parámetros de movilidad y contactos las siglas de la Tabla V. 19.

Postura lumbar	Media (dif. con PMF)	ML(PMF)
	Macrom. Rango	RL
	Macrom. Nº cambios >5°	N5L
	Microm. Valor eficaz	VEL
	Microm. Veces cero	N0L
Postura pelvis	Media (sin norm.)	MP(SN)
	Macrom. Rango	RP
	Macrom. Nº cambios >5°	N5P
	Microm. Valor eficaz	VEP
	Microm. Veces cero	N0P
Formas contacto	% tiempo contacto lumbar	CONTL
	% tiempo contacto dorsal	CONTD
	% tiempo contacto ambos	CONTL D
	% tiempo sin contacto	SINCONT

Tabla V. 19. Siglas de referencia de parámetros

V.3.4.2 Descriptivo de la movilidad de las posturas adoptadas en las sillas

Los parámetros seleccionados para medir la movilidad permiten la distinción entre grandes cambios de postura y pequeños movimientos rápidos alrededor de posturas estables. Además, para cada tipo de movimiento se utiliza un parámetro de amplitud y otro de frecuencia. La Tabla V. 20 muestra los estadísticos de estos parámetros para todos los registros del experimento. Se muestran no sólo los parámetros de movilidad, sino también las posturas medias: para el nivel de flexión lumbar con referencia a la PMF y para la inclinación de la pelvis el valor medio registrado sin normalizar.

		Media	Mediana	Máximo	Mínimo	Desv. Típica	prueba norm.
Lumbar	Media (dif. con PMF)	12,51	12,39	27,34	-4,20	6,46	-
	Macrom. Rango	17,44	16,90	48,99	1,98	10,34	-
	Macrom. N° cambios >5°	4,38	4	12	0	3,54	**
	Microm. Valor eficaz	1,83	1,74	4,70	0,33	1,08	-
	Microm. Veces cero	289	276	668	140	90	-
Pelvis	Media (sin norm.)	-22,76	-21,73	-6,15	-51,15	8,48	-
	Macrom. Rango	20,98	19,46	70,51	1,61	14,43	-
	Macrom. N° cambios >5°	4,04	4	14	0	3,45	*
	Microm. Valor eficaz	1,60	1,45	5,42	0,08	0,95	-
	Microm. Veces cero	327	322	603	123	118	-

Tabla V. 20. Descriptivo de parámetros posturales. ** Diferencias significativas < 0,01 con la distribución normal. * Diferencias significativas < 0,05 con la distribución normal. Unidades en °. Flexión lumbar nula indica nivel de máxima flexión, valores positivos indican mayor lordosis. Inclínación de pelvis hacia delante positiva, y hacia atrás negativa.

A la vista de los resultados de se puede concluir:

- La postura media lumbar adoptada por los sujetos mientras utilizan las sillas de forma espontánea es muy flexionada. Tan sólo es 12° más erguida que la postura de máxima flexión (la media lumbar utilizada es la diferencia con la postura de máxima flexión de cada sujeto). La postura media de pelvis durante las pruebas es muy inclinada hacia atrás: más de 22° de inclinación media hacia detrás.
- El rango de movimiento medio de la pelvis es del orden de 21°, mientras que el de flexión lumbar es algo menor. Los movimientos grandes de pelvis y de flexión lumbar suelen presentarse de forma conjunta, tal y como se vio en la observación de registros temporales. Por tanto el número medio de grandes cambios de postura tanto de pelvis como de flexión lumbar es similar, rondando el valor de 4 cambios en cada intervalo de tiempo registrado de 25 minutos, lo cual quiere decir que el tiempo medio que se mantiene una misma postura es del orden de 5 a 6 minutos.
- Los pequeños movimientos alrededor de una misma postura son del orden de 1,6° para la pelvis y 1,8° para la flexión lumbar en valor eficaz, y se producen con frecuencias alrededor de 0,2 Hz, siendo los de pelvis algo más rápidos.
- Comparando los rangos y frecuencias de movimiento de la pelvis y la zona lumbar se puede comprobar que la pelvis cambia de postura con

más frecuencia y con rangos mayores. Además, las posturas que adopta la pelvis son más estables en lo que se refiere a la movilidad alrededor de ellas (micromovimientos).

- En cuanto a la normalidad de las distribuciones (necesario conocer para su uso en análisis posteriores) hay que señalar que de todas las variables de postura, las únicas que se alejan de la normalidad de forma significativa son las que miden el número de cambios de postura mayores de 5°, y se debe a que se trata de distribuciones asimétricas acotadas por la izquierda por un valor mínimo de cero.

Si se estudian estos parámetros para cada silla y cada sujeto (estadísticos en la Tabla V. 21 y la Tabla V. 22) se observa que existen grandes diferencias por sujeto, es decir, que aun habiendo normalizado la flexión lumbar y utilizado las mismas sillas, el comportamiento postural es muy diferente de unos sujetos a otros.

La Tabla V. 23 muestra las diferencias significativas de un análisis de la varianza con los factores silla y sujeto para los parámetros de movilidad. Para las variables de número de cambios de postura lumbar y de pelvis, la prueba utilizada no ha sido la del análisis de la varianza sino una prueba de Friedman con el factor silla, ya que las distribuciones de dichas variables no son normales. En dicha tabla sólo se muestran los niveles de significación del factor silla, ya que las diferencias entre sujetos son altamente significativas en todos los parámetros. El factor sujeto se ha incluido para eliminar variabilidad, ya que no sólo las posturas medias sino también los patrones de movimiento dependen en gran medida de características intrínsecas al sujeto.

Los parámetros que se ven afectados significativamente por las sillas en las que se desarrolla la prueba son además, de las posturas medias de pelvis y lumbar, el rango de movimiento lumbar y la amplitud de micromovimientos lumbares, y la frecuencia de micromovimientos de pelvis.

sujeto	ML(PMF)	RL	N5L	VEL	N0L	MP(SN)	RP	N5P	VEP	N0P
1	6,77	13,12	3,25	1,86	309	-22,01	12,16	3,08	1,55	338
2	7,07	25,63	7,46	3,28	194	-19,95	29,99	6,88	2,46	211
3	19,17	15,94	3,92	1,43	324	-34,93	22,60	2,71	1,44	331
4	15,47	23,18	3,21	1,77	285	-22,49	26,22	3,50	1,50	373
5	13,01	6,40	0,54	0,59	395	-22,22	5,41	0,33	0,45	486
6	13,60	20,36	7,92	2,03	227	-14,95	29,47	7,75	2,21	222

Tabla V. 21. Valores medios de los parámetros de movilidad por sujetos. Unidades en °. Ver siglas en Tabla V. 19. Niveles altos de ML indican mayor lordosis. Niveles altos de MP indican pelvis más inclinada hacia delante.

silla	ML(PMF)	RL	N5L	VEL	N0L	MP(SN)	RP	N5P	VEP	N0P
1	16,30	19,87	5,13	1,98	281	-23,54	20,45	3,83	1,62	335
2	12,68	13,22	3,29	1,35	307	-22,57	19,49	3,96	1,56	339
3	12,21	19,03	4,58	1,81	280	-23,90	23,27	4,50	1,72	306
4	14,32	17,29	4,92	1,86	299	-20,92	17,95	3,79	1,41	374
5	11,46	13,23	3,75	1,64	291	-19,40	21,65	4,04	1,70	313
6	8,13	21,99	4,63	2,32	275	-26,22	23,05	4,13	1,61	295

Tabla V. 22. Valores medios de los parámetros de movilidad por silla. Unidades en °. Ver siglas en Tabla V. 19. Niveles altos de ML indican mayor lordosis. Niveles altos de MP indican pelvis más inclinada hacia delante.

	Silla	
LUMBAR	ML(PMF). Media (dif. con postura máxima flexión)	**
	RL. Macrom. Rango	**
	N5L. Macrom. Nº cambios >5°	**
	VEL. Microm. Valor eficaz	**
	N0L. Microm. Veces cero	-
PELVIS	MP(SN). Media (sin norm.)	**
	RP. Macrom. Rango	-
	N5P. Macrom. Nº cambios >5°	-
	VEP. Microm. Valor eficaz	-
	N0P. Microm. Veces cero	**

Tabla V. 23. Nivel de significación del factor silla de una prueba de Friedman para N5L y N5P y de un ANOVA en el resto de parámetros de movilidad. Unidades en °. **<0,01; *<0,05; - no significativo

Si se observa la evolución media de los parámetros posturales con el tiempo (Figura V. 19) se comprueba que los parámetros que más cambian con el tiempo son los relacionados con la movilidad. A medida que transcurre el tiempo, aumentan los grandes cambios de postura, tanto en amplitud como en frecuencia. Los micromovimientos aumentan en amplitud y disminuyen en frecuencia.

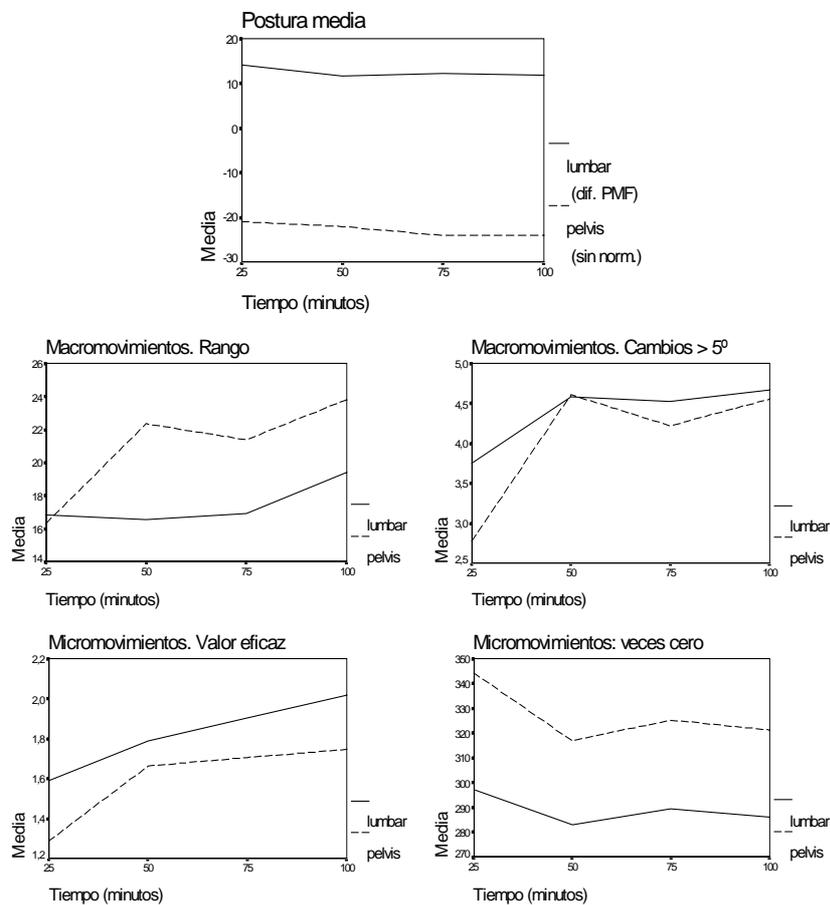


Figura V. 19. Evolución media de los parámetros posturales.

La Tabla V. 24 muestra los valores medios de los parámetros posturales con el tiempo y los coeficientes de correlación de los parámetros posturales con el tiempo. Para las variables de número de grandes cambios de postura se ha utilizado el coeficiente de Kendall, mientras que para el resto ha sido utilizado el de Pearson. La correlación es significativa únicamente para el rango de movimiento de la pelvis y la amplitud de micromovimientos de pelvis, aunque el coeficiente de correlación es muy bajo.

Tiempo (minutos)	25	50	75	100	r
Media (dif. con PMF)	14,203	11,749	12,185	11,92	-0,111
Macrom. Rango	16,843	16,582	16,922	19,409	0,087
Lumbar Macrom. N° cambios >5°	3,75	4,58	4,53	4,67	0,067
Microm. Valor eficaz	1,59	1,791	1,904	2,019	0,145
Microm. Veces cero	297	283	289	286	-0,033
Media (sin norm.)	-20,946	-22,016	-24,028	-24,041	-0,149
Macrom. Rango	16,334	22,357	21,389	23,822	0,167*
Pelvis Macrom. N° cambios >5°	2,78	4,61	4,22	4,56	0,123
Microm. Valor eficaz	1,288	1,664	1,707	1,747	0,169*
Microm. Veces cero	344	317	325	321	-0,057

Tabla V. 24. Evolución media de las posturas con el tiempo. Coeficiente de correlación de Kendall para N5L y N5P, y coeficiente de correlación de Pearson para el resto de parámetros. Nivel de significación de la correlación: **<0,01; *<0,05. Unidades en °.

En resumen, no se aprecian grandes cambios de los parámetros posturales con el tiempo. Únicamente los parámetros que miden la movilidad sufren cambios apreciables en el sentido de mayores rangos de movimiento y mayor frecuencia de movimientos a medida que transcurre el tiempo, aunque no son cambios significativos.

V.3.5 RELACIÓN ENTRE LOS PARÁMETROS DE POSTURAS

En los apartados anteriores se han descrito los parámetros posturales de uso del respaldo, posturas medias de pelvis y lumbar, y amplitud y frecuencia de movimientos. Estos parámetros posturales no son independientes entre sí. Por ejemplo, la utilización del respaldo de una forma u otra debe afectar a las posturas medias lumbar y de pelvis; los cambios de postura lumbar y de pelvis están relacionados; cuando se utiliza o no el respaldo los movimientos pueden ser diferentes, etc. El estudio de estas relaciones ayudará a profundizar en el conocimiento sobre los comportamientos posturales y la forma en que se relacionan el uso del respaldo, las posturas medias y la movilidad.

En este apartado se estudian estas posibles relaciones de forma general. Se ha utilizado como indicador de dicha relación el coeficiente de correlación. La Tabla V. 25 muestra los coeficientes de correlación de Pearson entre las variables de movilidad y contactos. La Tabla V. 26 muestra estos mismos coeficientes para todos los parámetros de movilidad y posturas medias entre sí.

	CONTLD	CONTD	CONTL	SINCONT
ML(PMF)	0,582**	0,115	-0,399**	-0,410**
RL	-0,255**	-0,060	-0,017	0,509**
N5L	-0,320**	0,030	0,130	0,312**
VEL	-0,474**	-0,060	0,257**	0,425**
N0L	0,393**	0,037	-0,197*	-0,372**
MP(SN)	-0,181*	-0,399**	0,159	0,317**
RP	-0,237**	0,358**	-0,170*	0,450**
N5P	-0,301**	0,050	0,004	0,478**
VEP	-0,359**	0,144	0,071	0,400**
N0P	0,432**	0,013	-0,165*	-0,475**

Tabla V. 25. Coeficientes de correlación entre las variables de porcentaje de tiempo de contacto y los parámetros posturales. (Ver siglas en Tabla V. 19). * nivel de significación <0.05; ** nivel de significación <0.01

	ML(PMF)	RL	N5L	VEL	N0L	MP(SN)	RP	N5P	VEP
RL	-0,026								
N5L	-0,064	0,663**							
VEL	-0,316**	0,683**	0,742**						
N0L	0,168*	-0,634**	-0,734**	-0,707**					
MP(SN)	-0,207*	0,164	0,286**	0,179*	-0,259**				
RP	-0,082	0,541**	0,519**	0,419**	-0,558**	-0,069			
N5P	-0,263**	0,569**	0,769**	0,624**	-0,684**	0,287**	0,670**		
VEP	-0,252**	0,549**	0,673**	0,652**	-0,679**	0,068	0,776**	0,854**	
N0P	0,265**	-0,559**	-0,717**	-0,657**	0,764**	-0,184*	-0,622**	-0,814**	-0,793**

Tabla V. 26. Coeficientes de correlación entre variables de parámetros posturales. (Ver siglas en Tabla V. 19). *) nivel de significación <0.05; ** nivel de significación <0.01

Se comprueba que las variables están muy correlacionadas entre sí. El uso del respaldo afecta no sólo a las posturas medias, sino también a la movilidad de las posturas. Los valores más altos de los coeficientes se presentan entre los diferentes parámetros de movilidad. Las correlaciones entre las posturas medias entre sí y con la movilidad son algo significativas, aunque los valores de los coeficientes de correlación son más bajos. Esto se explica porque no todas las posturas medias son igual de estables, por lo que influyen en cierta forma sobre los movimientos.

La observación de las correlaciones significativas y su signo lleva a las siguientes conclusiones:

- **Contacto con el respaldo y posturas medias.**

Cuando el porcentaje de tiempo en que no se utiliza el respaldo aumenta, la pelvis se inclina más hacia delante y la zona lumbar está más flexionada. Esto es razonable, ya que el hecho de no utilizar el respaldo indica que se inclina el tronco hacia delante para trabajar sobre la mesa, posiblemente apoyando los brazos sobre ella, y por tanto se gira la pelvis hacia delante y la zona lumbar se flexiona.

Cuando la espalda se apoya completamente en el respaldo durante porcentajes de tiempo altos, la lordosis lumbar se ve favorecida, sin embargo esto va asociado a una mayor inclinación de la pelvis hacia detrás. Este hecho resulta sorprendente, ya que contrasta con la relación descrita en otros estudios sobre el mecanismo de funcionamiento del respaldo como estabilizador de la pelvis para preservar la lordosis lumbar. Por el contrario, el uso del respaldo parece estabilizar la pelvis, pero girándola hacia atrás.

Los periodos de tiempo con alto porcentaje de contacto de la zona lumbar con el respaldo se corresponden con posturas lumbares muy flexionadas, mientras que no se aprecia relación significativa con la inclinación de la pelvis. Es decir, el uso del respaldo en la zona lumbar únicamente, no estabiliza la pelvis y además disminuye la lordosis lumbar.

El contacto de la zona dorsal con el respaldo se asocia a mayores inclinaciones de la pelvis hacia detrás, mientras que no presenta relación significativa con la postura media lumbar.

- **Contacto con el respaldo y movilidad.**

El contacto de ambas zonas de la espalda con el respaldo va asociado a una disminución de la movilidad en el sentido de que disminuyen tanto los rangos de movimiento y la frecuencia de los grandes cambios de postura, y disminuyen los micromovimientos en amplitud, pero se hacen más rápidos.

Los registros con porcentajes de tiempo altos en contacto dorsal van asociados a grandes rangos de movimiento de pelvis, pero no influye significativamente en ningún otro parámetro de movilidad.

El contacto del respaldo en la zona lumbar se corresponde con rangos de movimiento de pelvis pequeños y amplitudes de micromovimientos lumbares altas.

Por el contrario las posturas sin contacto con el respaldo, afectan en sentido opuesto al contacto completo. Es decir, cuando no se utiliza el respaldo, la amplitud y frecuencia de los grandes movimientos aumenta, mientras que los micromovimientos son de mayor amplitud y más lentos.

- **Posturas medias lumbar y de pelvis.**

Existe una ligera relación general, algo significativa, entre las posturas medias de pelvis y lumbar. Esta relación indica que cuando en la zona lumbar hay mayor lordosis, la pelvis está más inclinada hacia detrás, aunque la relación es muy baja.

- **Macromovimientos y micromovimientos.**

Las correlaciones entre los parámetros de movilidad indican que cuando los rangos de movimientos son grandes, la frecuencia con que se realizan es también alta, y además están asociados a micromovimientos de mayor amplitud y menor frecuencia. Es decir, los movimientos o son grandes cambios de postura frecuentes, o bien son pequeños cambios muy frecuentes alrededor de la postura básica.

- **Posturas medias con movilidad.**

Los coeficientes de correlación obtenidos indican que las posturas con la zona lumbar más lordótica son más inmóviles: los grandes movimientos de pelvis son menos frecuentes, y los micromovimientos son más rápidos y de menor amplitud.

Cuando la pelvis se inclina más hacia detrás, los grandes cambios de postura, tanto de pelvis como lumbar son menos frecuentes, mientras que los micromovimientos son más frecuentes y con amplitudes algo mayores.

Ambas relaciones pueden estar vinculadas con el uso del respaldo, que favorece la lordosis y la inclinación hacia detrás de la pelvis, por un lado, y además aumenta la frecuencia de micromovimientos y disminuye la de los grandes cambios de postura.

Por otra parte, de la observación de todos los registros se deduce que, en la mayoría de las ocasiones, los cambios bruscos de postura en inclinación de la pelvis y flexión lumbar se producen a la vez. Lo que ocurre es que el sentido de cambio no siempre es el mismo para todos los cambios; es decir, aunque los cambios se producen simultáneamente, no siempre un cambio de inclinación hacia atrás de la pelvis va acompañado de una mayor flexión lumbar sino que en ocasiones es a la inversa, y viceversa; y así se ve reflejado en la baja relación observada entre las posturas medias.

El gran nivel de asociación observado entre el uso del respaldo y el resto de parámetros posturales induce a la realización de un análisis más detallado en función del uso del respaldo.

V.3.6 GRUPOS DE POSTURAS Y DESCRIPTIVO POR GRUPOS

Vista la alta correlación entre variables, y la evidencia de diferentes formas de utilización del respaldo, se plantea la posibilidad de estudiar los parámetros posturales según la forma de utilizar el respaldo. Esta clasificación se realiza para simplificar la comprensión de los datos, y estudiar las similitudes y las diferencias entre las distintas formas de sentarse.

El objetivo de la clasificación de los registros en función de los porcentajes de tiempo en contacto con el respaldo pretende la detección de las diferentes combinaciones de formas de uso y tiempo de uso del respaldo que los sujetos realizan de forma espontánea. Si se detectan grupos de posturas y formas de sentarse perfectamente definidos, se podrá simplificar y completar el estudio de los parámetros posturales.

En este apartado se expone la forma de clasificación de los registros según la utilización del respaldo durante ese intervalo de tiempo, y el análisis de los parámetros posturales para cada grupo de registros.

V.3.6.1 Formación de los grupos

Para realizar la clasificación de los registros en grupos se ha utilizado un análisis de conglomerados (o 'clusters'). El análisis de conglomerados es una técnica de clasificación en la que los grupos o conglomerados se forman uniendo casos en grupos cada vez mayores. Por lo general el criterio de agrupamiento depende de la distancia (en las n dimensiones de las variables clasificadoras) entre los casos o entre el caso y el centro del grupo (Shennan, 1992).

Esta técnica de clasificación multivariante tiene la ventaja de que permite la creación de cualquier número de grupos y no requiere cumplir requisitos de normalidad de las variables (entre otros).

En concreto el análisis utilizado es uno de los que realiza el programa SPSS (Norusis, 1994). La técnica consiste en la asignación de un caso al grupo de cuyo centro está más cerca. Es decir, de entre los posibles análisis de conglomerados existentes se ha seleccionado un método no jerárquico y aglomerativo. La distancia calculada para la asignación de casos a grupos es la distancia euclídea. Para que la magnitud de medida de las variables no afecte a la distancia, las variables deben ser medidas en la misma magnitud o estandarizadas.

El proceso está claro una vez que se conocen los centros de los grupos: para asignar cada caso se calculan las distancias a los centros de los grupos en términos de las variables de clasificación y se asigna a aquel grupo de cuyo centro está más próximo.

En caso de que no se disponga de los centros, se debe utilizar un proceso iterativo para su obtención final y asignación de casos (Figura V. 20). Para comenzar el proceso iterativo, se suele partir de casos muy distantes entre sí como centros iniciales de los grupos. Un hecho que se debe comprobar es que partiendo de diferentes centros se debe llegar al mismo resultado de clasificación, ya que los grupos resultantes deben mostrar cohesión interna y aislamiento externo, y por tanto los resultados finales no deben depender de los puntos iniciales de partida. El paso siguiente es asignar los casos al conglomerado con centro más cercano y calcular la media de los casos de cada grupo, siendo ésta media el nuevo centro de grupo utilizado para la siguiente iteración, en la cual se vuelve a calcular la asignación de los casos y los nuevos centros de los grupos. El proceso iterativo termina cuando el centro del grupo no varía de una iteración a otra. Estos centros se utilizan finalmente para asignar los casos a los grupos y una vez asignados, se vuelven a calcular las medias de cada grupo, que constituyen los centros finales de grupo.

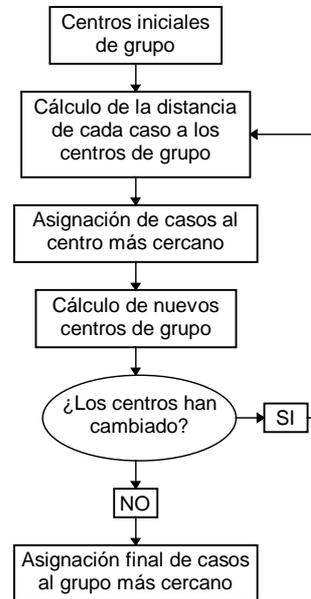


Figura V. 20. Proceso iterativo de formación de grupos.

Para el procedimiento de clasificación se han utilizado, como variables de clasificación, las variables de porcentaje de tiempo en las distintas formas de contacto. Es decir, que la distancia de cada caso al centro del grupo es la distancia euclídea en términos de las 4 variables de contacto. Al estar medidas en la misma magnitud no requieren de estandarización alguna.

Ya que este procedimiento precisa de la especificación inicial del número de grupos, se han realizado varios análisis con diferentes números de grupos, para estudiar cuál es el que mejor separa los registros, manteniendo alta similitud interna, con la máxima diferencia entre grupos. En concreto se han realizado análisis de hasta 5 grupos. La separación en 4 grupos produce conglomerados con centros muy distantes entre sí, de manera que los grupos creados tienen una alta afinidad interna y se distinguen fácilmente entre ellos. La separación en dos o tres grupos produce conglomerados no tan homogéneos entre ellos (en términos de las variables de contacto) y la separación en 5 grupos genera dos grupos muy similares entre sí. Por tanto se escoge como mejor clasificación la separación en 4 grupos.

Se ha realizado la prueba con centros iniciales diferentes y los resultados de la clasificación no varían. El algoritmo del programa SPSS procede de la siguiente manera para seleccionar los centros iniciales. Los primeros k casos del fichero de datos, siendo k el número de grupos solicitado, se toman como centros iniciales. A

medida que se procesan los siguientes casos, si la distancia de un caso al centro más cercano es mayor que la distancia entre ese centro y el más cercano a él o mayor que la distancia entre cualesquiera dos centros más cercanos, ese caso sustituye al centro del cual está más cerca. De esta forma los centros iniciales están muy separados. Para comprobar que la clasificación no varía, ha sido suficiente con ordenar de forma diferente los registros y realizar de nuevo la clasificación.

Los resultados de este análisis para los 4 grupos se muestran en la Figura V. 21.

Centros de los conglomerados finales

	Conglomerado			
	1	2	3	4
% tiempo contacto ambos	24,98	82,49	5,86	16,49
% tiempo contacto dorsal	1,91	2,51	,10	54,62
% tiempo contacto lumbar	14,41	9,00	80,02	14,27
% tiempo sin contacto	58,68	6,00	14,00	14,60

ANOVA

	Conglomerado		Error		F	Sig.
	Media cuadrática	gl	Media cuadrática	gl		
% tiempo contacto ambos	58666,124	3	212,221	140	276,439	,000
% tiempo contacto dorsal	8857,922	3	43,018	140	205,910	,000
% tiempo contacto lumbar	55571,723	3	211,794	140	262,385	,000
% tiempo sin contacto	14523,868	3	183,836	140	79,005	,000

Número de casos en cada conglomerado

Conglomerado	1	21,000
	2	54,000
	3	59,000
	4	10,000
Válidos		144,000
Perdidos		,000

Figura V. 21. Resultados del cluster con 4 grupos.

Los centros finales de los grupos muestran los siguientes grupos:

- **Grupo 1**

Se compone de los registros en los que durante más del 50% del tiempo no se utiliza el respaldo. El resto del tiempo se utiliza de diversas formas: bien apoyando toda la espalda, bien apoyando sólo la zona lumbar.

Los sujetos se sientan más o menos separados del respaldo, y cada cierto tiempo descansan el peso del cuerpo sobre él para aliviar tensiones.

- **Grupo 2**

Se compone de los registros en los que la mayoría del tiempo se está utilizando el respaldo en su totalidad.

Los sujetos se sientan en la parte trasera del asiento y apoyan toda la espalda sobre el respaldo.

- **Grupo 3**

Se compone de los intervalos de tiempo en que se utiliza el respaldo como apoyo para la parte baja de la espalda durante la mayoría del tiempo y se alterna con pequeños intervalos de tiempo sin utilización del respaldo.

Los sujetos se sientan en la parte trasera del asiento e inclinan el tronco hacia delante para trabajar sobre la mesa durante un alto porcentaje de tiempo.

- **Grupo 4**

Se compone de los registros en que alrededor del 50% del tiempo se utiliza el respaldo como apoyo para la zona dorsal, y el resto del tiempo se alterna entre los otros tipos de contacto.

Los sujetos intentan sentarse en la parte trasera del asiento, pero se deslizan hacia delante, de forma adoptan posturas desplomadas durante gran parte del tiempo. Cada cierto tiempo, intentan adoptar posturas más erguidas, y con más apoyo en el respaldo.

Analizando los valores de los centros de los grupos, se puede comprobar que las formas más ‘estables’ de utilización del respaldo son aquellas en las que la zona lumbar está apoyada. Efectivamente, los grupos con mayor porcentaje en contacto dorsal y sin contacto tienen de centro aproximadamente el 50% del tiempo, mientras que los de contacto lumbar o ambos el porcentaje es mayor del 80%.

Los resultados del análisis de la varianza indican que los valores de las variables en los grupos son muy diferentes. Los valores altos de F' y los niveles de significación bajos están asociados con variables que difieren mucho entre los grupos. Se observa pues que los 4 grupos son afines internamente y se distinguen fácilmente entre ellos.

El número de casos por grupo (21, 54, 59 y 10) no está muy equilibrado ya que no existen muchos casos en los que el contacto dorsal sea alto.

Los grupos se reparten más o menos equilibradamente por silla pero no por sujeto, ya que hay algunos sujetos que parecen preferir unos grupos u otros independientemente de la silla. Aún así, hay diferencias significativas por sillas en el grupo de contacto al que pertenecen los registros. Se observa que las sillas más cómodas no tienen tantos casos en el grupo de contacto dorsal como las menos cómodas, y sin embargo sí tienen más casos en contacto en ambas zonas.

En lo que se refiere al intervalo de tiempo en el que se hace la prueba, no se encuentran diferencias significativas en los grupos; es decir, que aunque se apreciaron algunos cambios con el tiempo de los porcentajes de tiempo de contacto, no son lo suficientemente grandes para asegurar un cambio de grupo.

La Figura V. 22 muestra varias gráficas en las que se ha representado cada uno de los registros en función de las variables de contacto. Se le ha asignado un símbolo diferente a cada grupo de contacto por lo que se puede apreciar cómo los grupos están muy bien diferenciados. El primer grupo está formado por aquellos registros en que el porcentaje de tiempo sin contacto es alto y tienen algún contacto lumbar o en ambas zonas pero sin contacto dorsal. El segundo grupo es aquel que tiene un gran porcentaje de tiempo en contacto en ambas zonas. El grupo 3 está formado por aquellos con un alto porcentaje de tiempo lumbar y ninguno dorsal, y por último el cuarto grupo está formado por aquellos con gran porcentaje de tiempo en contacto dorsal.

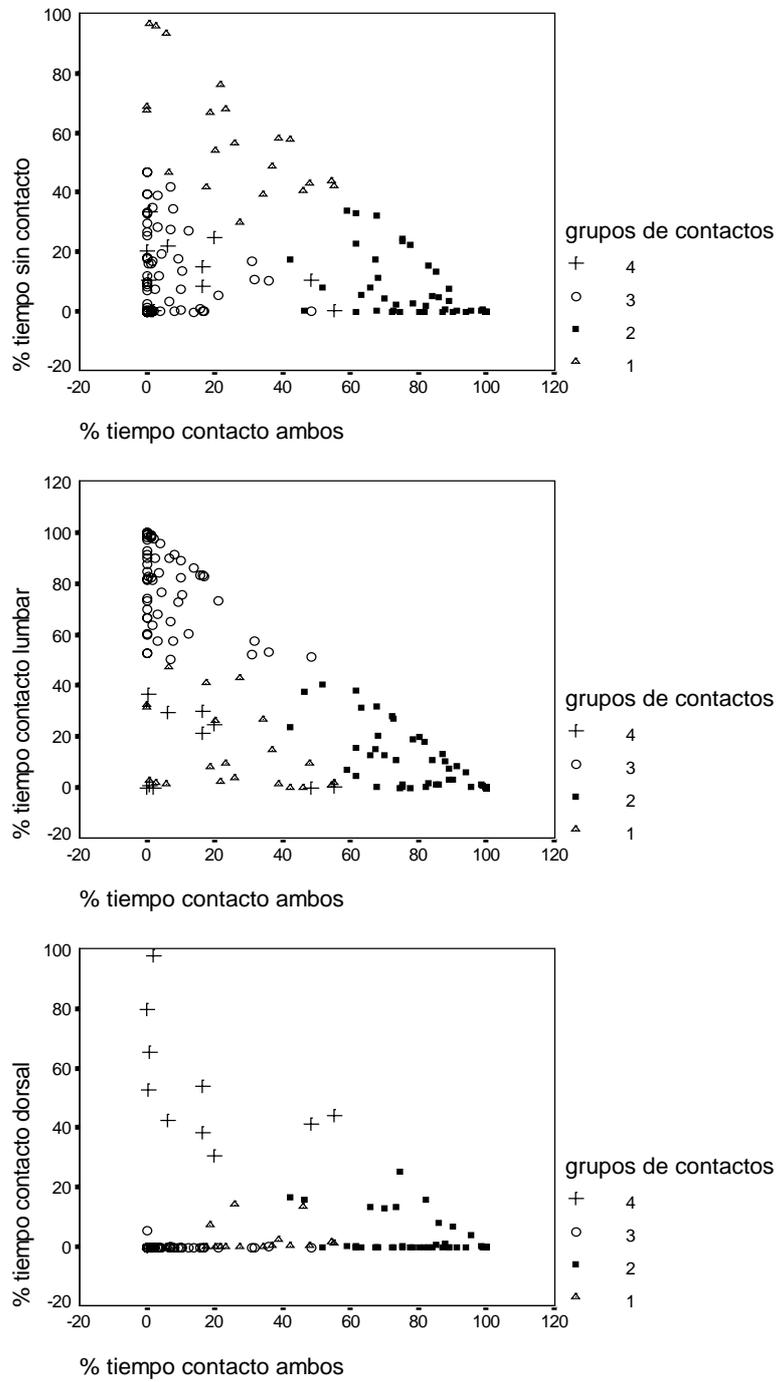


Figura V. 22. Asignación de los casos en función del tipo de contacto.

V.3.6.2 Descriptivo de posturas por grupos

Una vez definidos los grupos en función del tipo de contacto con el respaldo, se estudian los parámetros posturales dentro de cada uno de ellos, para comprobar las posturas medias y movilidad asociadas a dichos grupos. A la vista de los resultados puede comprobarse que la definición de grupos explica una gran parte de la variabilidad en todas las variables posturales y de movilidad, lo que demuestra que los grupos así definidos presentan un alto grado de homogeneidad interna. Por otra parte, las diferencias entre grupos son significativas para todas las variables. Es decir, con la definición de grupos se han conseguido unas mínimas diferencias dentro de los grupos y máximas diferencias entre grupos.

La Tabla V. 27 muestra el valor medio y la desviación típica de los parámetros de postura y movilidad dentro de cada uno de los grupos.

	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3		Grupo 4	
	Media	D. T.						
CONTRD	24,98	18,23	82,49	16,02	5,86	10,02	16,49	20,09
CONTD	1,91	4,31	2,51	5,74	0,10	0,72	54,62	20,76
CONTRL	14,41	16,22	9,00	11,72	80,02	16,07	14,27	15,39
SINCONT	58,69	19,36	6,00	9,70	14,00	14,51	14,60	10,74
ML(PMF)	10,23	4,54	17,09	5,42	8,88	5,62	14,06	3,60
RL	27,27	9,77	14,21	8,99	17,17	10,35	15,81	5,19
N5L	6,19	3,01	2,87	3,19	4,90	3,57	5,70	3,47
VEL	2,44	1,15	1,21	0,74	2,18	1,11	1,76	0,66
N0L	236,3	60,6	334,2	86,8	266,2	88,1	288,9	54,8
MP(SN)	-16,85	6,44	-25,18	7,90	-20,93	6,32	-32,89	13,15
RP	32,76	11,82	15,71	10,85	18,31	12,25	40,42	19,44
N5P	6,81	3,34	2,59	2,72	4,17	3,40	5,30	3,74
VEP	2,32	1,12	1,11	0,68	1,69	0,89	2,22	0,68
N0P	236,8	80,3	394,2	112,4	301,3	108,0	305,4	92,9

Tabla V. 27. Parámetros posturales en los diferentes grupos. Unidades en °. Ver siglas en Tabla V. 19. Niveles altos de flexión lumbar indican mayor lordosis. Niveles altos de inclinación de la pelvis indican mayor inclinación hacia delante.

La dispersión de los parámetros dentro de cada grupo es considerablemente más pequeña que la dispersión total. Además, en **todos** los parámetros posturales hay diferencias altamente significativas entre los grupos. El nivel de significación en una prueba de Kolmogorov-Smirnov es menor de 0,001 para todos los parámetros.

La Figura V. 23 muestra los diagramas de cajas de las posturas medias y parámetros de movilidad distinguiendo entre grupos. En los diagramas se vuelven a apreciar las diferencias existentes entre grupos.

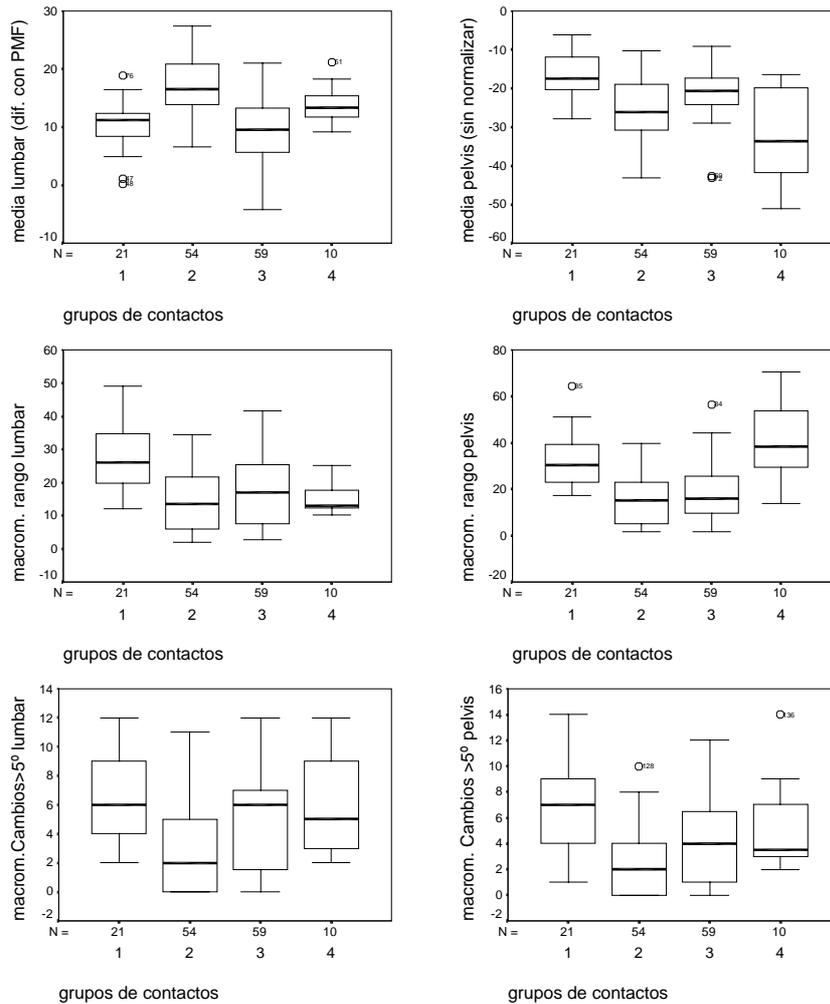
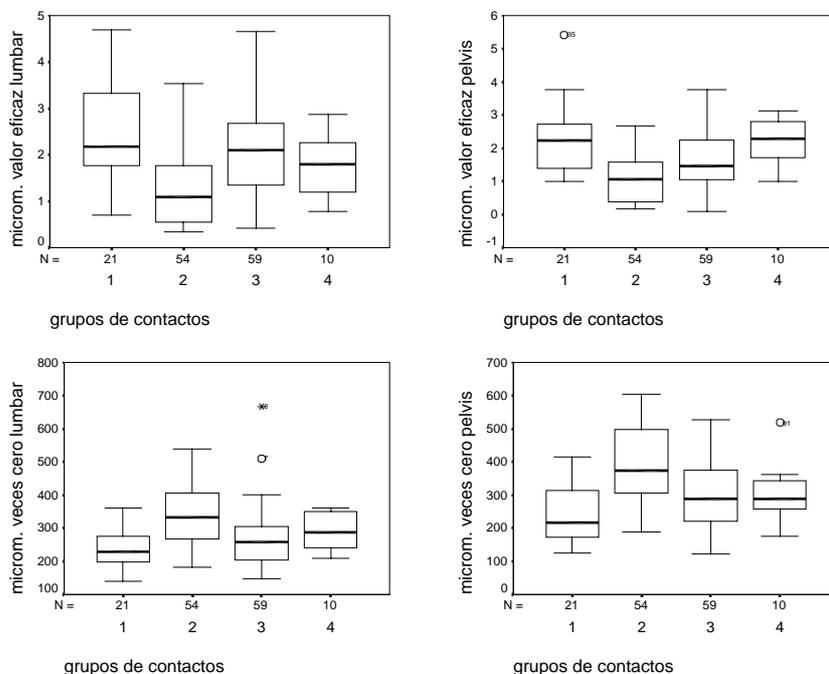


Figura V. 23. Diagramas de cajas de las variables posturales por grupo. Niveles altos de flexión lumbar indican mayor lordosis. Niveles altos de inclinación de la pelvis indican mayor inclinación hacia delante.



(Cont.) Figura V. 23. Diagramas de cajas de las variables posturales por grupo.

La observación de los diagramas y los estadísticos de los parámetros por grupo conduce a las siguientes conclusiones.

- **Grupo 1:**

Corresponde a aquellos registros con un menor uso del respaldo.

Estos casos se asocian con una elevada flexión de la zona lumbar. La pelvis está también bastante erguida (inclinada hacia delante). Son aquellas posturas en las que se inclina el tronco hacia delante para trabajar sobre la mesa, y se pierde el contacto con el respaldo.

Como consecuencia, y debido a que se alterna con otras posturas en las que sí existe apoyo en el respaldo, los rangos de flexión lumbar y rangos de inclinación de la pelvis son grandes.

Es una postura bastante inestable por el gran número de cambios de postura que implica (de media más de 6 cambios en 25 minutos).

Al realizar estos grandes cambios de postura, los micromovimientos son también de gran amplitud y baja frecuencia.

- **Grupo 2:**

Lo constituyen aquellos periodos de tiempo en que se utiliza el respaldo en su totalidad y la espalda está completamente apoyada en el respaldo.

Esta postura mantiene la zona lumbar poco flexionada mientras que la pelvis está algo inclinada hacia atrás. Es decir, el buen uso del respaldo, favorece la postura lordótica de la zona lumbar, pero no a costa de inclinar la pelvis hacia delante.

Es además una postura bastante estable en el sentido de que los rangos de movimiento son pequeños y el número de grandes cambios de postura que se realizan también lo es.

Sin embargo, el uso del respaldo parece favorecer los pequeños movimientos alrededor de dicha postura más o menos estable, siendo estos micromovimientos muy frecuentes y de pequeña amplitud.

- **Grupo 3:**

Está constituido por aquellos registros en los que se utiliza el respaldo únicamente como apoyo de la zona lumbar durante un alto porcentaje de tiempo.

Es en esta postura donde el respaldo cumple la función de estabilizador de la pelvis, ya que se observa una gran inclinación de la pelvis hacia delante y con pequeño rango de movimiento de ésta. Sin embargo, la zona lumbar se encuentra bastante flexionada. De hecho, es el grupo en el que la zona lumbar presenta los niveles más altos de flexión.

Además, el rango de movimiento de la zona lumbar no es muy alto mientras que el número de grandes cambios de flexión si lo es. Esto puede interpretarse por el hecho de que, aunque la pelvis esté bastante estabilizada hacia delante, no ayuda en absoluto a la estabilización del nivel de flexión lumbar, más aún, provoca grandes cambios de postura lumbar pero dentro de rangos de gran flexión lumbar.

Todo esto conlleva micromovimientos de pelvis de pequeña amplitud y frecuencia media y micromovimientos lumbares de gran amplitud y muy lentos.

- **Grupo 4:**

Son aquellos casos en los que se utiliza el respaldo en posturas desplomadas, apoyando sólo la zona dorsal durante una gran parte del tiempo y alternando esta postura con otras formas de apoyo e incluso de no apoyo.

Al ser posturas desplomadas, la pelvis está consecuentemente muy inclinada hacia detrás, mientras que, sorprendentemente, la zona lumbar no está excesivamente flexionada, como cabría esperar, sino que está en niveles intermedios de flexión.

Además, aunque los cambios de postura, tanto de pelvis como de la zona lumbar, son bastante frecuentes, el rango de flexión lumbar sobre el que se producen es pequeño. No ocurre lo mismo para la pelvis, donde el rango de posturas es muy amplio.

Los micromovimientos que acompañan a ambos son de frecuencia y amplitud medias.

Una conclusión general que se puede extraer del análisis de posturas en función del uso del respaldo es que, aunque la flexión lumbar y la inclinación de la pelvis estén muy relacionadas, el sentido de esta relación cambia cuando se observa la forma de contacto con el respaldo. Cuando se utiliza el respaldo con apoyo en ambas zonas, la zona lumbar está menos flexionada, pero también la pelvis está más inclinada hacia detrás. Por el contrario, cuando el respaldo se utiliza como estabilizador de la pelvis, la flexión lumbar es muy grande.

Esta cuestión pone en duda la teoría de que para conseguir mejorar la lordosis lumbar se debe estabilizar la pelvis con un apoyo que la incline hacia delante. Esta conclusión, contraria a las hipótesis de otros autores, puede deberse a que los sujetos no son aleccionados de cómo deben sentarse, sino que se sientan en las sillas sin ninguna indicación y durante la prueba adoptan en cada momento las posturas que prefieren. Si bien hay que matizar que esto parece ser cierto para el tipo de sillas ensayadas y para la tarea realizada.

Se vuelve a comprobar que las frecuencias altas de cambios de postura van acompañadas de grandes rangos de movimiento, y de bajas frecuencias y altas amplitudes de micromovimientos.

Otra conclusión importante es que la postura depende en gran medida del contacto con el respaldo. Es decir, que el uso del respaldo es un buen indicador de la postura. Podría medirse únicamente el contacto con el respaldo como un estimador 'grosero' de la postura, en el caso de que las sillas ensayadas sean del tipo utilizado en este experimento y para las tareas de lectura/escritura.

V.3.6.3 Diferencias de parámetros posturales por sillas para cada grupo

En un apartado anterior se ha comprobado que existen diferencias en las posturas adoptadas y la movilidad experimentada en cada silla. Se ha encontrado además que existen cuatro formas básicas de sentarse, a las que también se asocian diferentes posturas y movilidad. Cabría plantearse si las diferencias observadas en las sillas se deben únicamente a que cada silla facilita un uso u otro del respaldo (la

distribución de sillas por grupos no es completamente homogénea), o si por el contrario, dentro del mismo grupo o forma de uso del respaldo, existen diferencias en los parámetros posturales por sillas. Dicho de otro modo, si el uso del respaldo de una determinada manera determina completamente la postura, o si la silla influye algo aunque el respaldo se utilice de la misma forma.

Esto equivale a estudiar si existen diferencias de los parámetros posturales por sillas dentro de cada grupo. La Tabla V. 28 muestra los niveles de significación en un análisis de la varianza para el factor silla en los parámetros posturales. Cada análisis se ha realizado incluyendo además el factor sujeto y seleccionando únicamente los registros de cada grupo.

GRUPO	1	2	3	4
Media lumbar. ML(PMF)	-	**	**	-
Rango lumbar. RL	-	-	*	-
Nº cambios >5º lumbares. N5L	-	-	-	-
Valor eficaz microm. lumbar. VEL	**	-	**	-
Frecuencia microm. lumbar. N0L	-	*	-	-
Media pelvis. MP(SN)	**	-	**	*
Rango pelvis. RP	-	-	-	-
Nº cambios >5º pelvis. N5P	-	-	-	-
Valor eficaz microm. pelvis. VEP	-	-	-	-
Frecuencia microm. pelvis. N0P	-	-	-	-

Tabla V. 28. Nivel de significación en las variables de movilidad del factor silla en un ANOVA hecho para cada grupo de contacto.

Si se compara este análisis con otro en el que no se diferencia entre grupos, se observa que las diferencias entre sujetos se atenúan al tener en cuenta el grupo de contacto al que pertenece, mientras que las diferencias entre sillas cambian en cierta medida y son diferentes para cada grupo.

Cuando el tiempo en que se utiliza el respaldo es pequeño (grupo 1), las diferencias entre sillas en la mayoría de los parámetros no son grandes. Las diferencias por sillas en este grupo aparecen para la postura media de pelvis, que en principio puede verse afectada por la inclinación del asiento y la dureza del acolchado. Es decir, al no utilizar el respaldo, la única influencia posible de la silla es la del asiento.

Las diferencias por silla cuando se utiliza el respaldo en su totalidad (grupo 2), sólo se manifiestan en la postura media lumbar y en la frecuencia de

micromovimientos lumbares. Esto quiere decir que no todos los respaldos ayudan a mantener el mismo nivel de lordosis lumbar, y que hay respaldos que favorecen algo más los pequeños movimientos. Por tanto, la forma del respaldo sí que influye en el nivel de flexión lumbar cuando se utiliza como apoyo completo para la espalda.

Cuando se utiliza el respaldo apoyando la zona lumbar (grupo 3), aparecen diferencias por sillas en la postura media de la pelvis. Esto se explica porque en esta situación, el respaldo funciona como estabilizador de la pelvis, por lo que su inclinación puede afectar a la de la pelvis. Existen también diferencias por sillas en este grupo en la flexión media lumbar y el rango lumbar, posiblemente debidos a su relación con la postura de la pelvis y al pequeño uso del respaldo.

Por último, en el grupo 4, al estar en contacto dorsal, sólo existen diferencias significativas por silla en la postura media de la pelvis. Es decir, que la movilidad y la postura media lumbar no depende del sujeto ni de la silla al adoptar posturas desplomadas.

A la vista de los resultados se comprueba que, efectivamente, aún dentro de la misma forma de uso del respaldo, existen diferencias en los parámetros posturales por sillas, especialmente en las posturas medias lumbar y de pelvis, y en la movilidad lumbar. Es decir, el uso del respaldo de una determinada forma y durante un cierto tiempo no determina completamente la postura, puesto que la silla influye en cierta medida en los parámetros posturales. Por esta razón, la medición del uso del respaldo es únicamente una estimación 'grosera' de la postura, y es necesario una medición más precisa de la postura lumbar y de pelvis para la evaluación de asientos.

V.3.7 CONCLUSIONES DEL ANÁLISIS DE POSTURAS

A continuación se resumen las principales conclusiones obtenidas en el análisis de posturas.

En cuanto al uso del respaldo, no se han observado grandes diferencias del porcentaje de uso del respaldo a lo largo del tiempo. Sin embargo, el porcentaje de uso del respaldo en sus diferentes formas de contacto depende mucho más de los hábitos de los sujetos que de las sillas en sí mismas, aunque también existen diferencias entre sillas.

De la observación directa de los registros temporales de posturas y de los histogramas acumulados de posturas se ha obtenido información sobre el comportamiento de los sujetos. Todos los sujetos tienen unas pocas posturas estables que van alternando con grandes cambios de postura, y alrededor de las cuales tienen pequeñas oscilaciones. Es decir, realizan grandes cambios de postura, más o menos voluntarios, hasta encontrar otra postura estable, en la que

permanecen durante cierto tiempo, con pequeños movimientos alrededor de ella. El número de posturas estables depende de los sujetos mientras que el nivel de flexión de las mismas, el tiempo total que adopta cada una de esas posturas y el número de veces que pasa de una a otra depende en gran medida de la silla y el registro. Esto indica que cada sujeto está cómodo en un número determinado de posturas y que alternativamente adopta una u otra para relajar tensiones.

Por otra parte, se ha observado que la pelvis es mucho más móvil que la zona lumbar. Tiene un mayor número de posturas estables, y el hecho de que en algunas ocasiones exista deslizamiento, dificulta la posibilidad de diferenciar dichas posturas, llegando a confundirse unas con otras. Este hecho limita la utilización de los histogramas en el análisis de movilidad.

Además, la observación de los registros y el análisis de los histogramas es incompleto, al no considerar la frecuencia de cambios entre las posturas. Por ello se han utilizado como parámetros de movilidad los calculados a partir de dos filtrados diferentes de los registros. En uno de ellos se han eliminado los movimientos de frecuencias altas, de manera que se ha obtenido una señal que indica los grandes cambios de posturas realizados durante el ensayo. Son lo que se ha denominado macromovimientos. En el otro filtrado se ha eliminado precisamente esos grandes cambios de postura, dejando únicamente los movimientos alrededor de las posturas estables, o micromovimientos. Para ambos, se han seleccionado parámetros que reflejan tanto la amplitud como la frecuencia de dichos movimientos.

El nivel de flexión lumbar se ha normalizado como la diferencia del valor registrado durante el uso de la silla y el nivel de máxima flexión medido al comienzo y al final de la prueba sobre el taburete. Las razones de esta normalización han sido las siguientes:

- Las posturas más flexionadas tienen errores de repetibilidad menores que la postura erguida.
- Esta normalización disminuye al máximo la variabilidad entre sujetos, objetivo primordial de cualquier normalización.
- Es preferible a otras formas de normalización que dependen de otras características del sujeto o de elementos externos, ya que es una referencia que indica un nivel de flexión similar entre los sujetos.

Sin embargo para la inclinación de la pelvis se ha seleccionado la inclinación directa sin ningún tipo de normalización por razones similares. Una de ellas es que el valor directo registrado de inclinación de la pelvis es la forma que presenta menos variabilidad entre sujetos, y otra razón es que así no se pierde la referencia con la inclinación del asiento.

Tras normalizar los registros y filtrarlos, los parámetros posturales analizados finalmente a partir de la postura registrada de inclinación de la pelvis y nivel de flexión lumbar han sido los siguientes:

- posturas medias
- rango de macromovimientos
- frecuencia de macromovimientos mayores de 5°
- valor eficaz de micromovimientos
- frecuencia de micromovimientos.

Se ha observado que existen grandes diferencias por sillas en todos estos parámetros posturales. Sin embargo, las diferencias a lo largo del tiempo son menores, únicamente se aprecian ligeras diferencias en algunos parámetros de movilidad.

Por otra parte, las posturas adoptadas de forma espontánea tienen altos niveles de flexión lumbar y la pelvis está muy inclinada hacia detrás. Los macromovimientos de pelvis son de amplitud y frecuencia ligeramente superior a los lumbares.

Así, se ha comprobado que existe una relación general entre los parámetros de movilidad. Cuando se producen muchos cambios de postura los rangos de movimientos son también amplios, y éstos, a su vez, van acompañados de micromovimientos de gran amplitud y baja frecuencia.

Además existe una gran relación entre los parámetros posturales que depende en gran medida de la forma de uso del respaldo. Por ello, se ha estudiado la forma de utilización del respaldo, y se han encontrado 4 grupos básicos de posturas basados en el porcentaje de uso del respaldo. Estos grupos se corresponden en cierta forma con las posturas adoptadas.

Los grupos básicos de posturas y los parámetros asociados se pueden resumir de la siguiente forma:

- Cuando *no se utiliza el respaldo*, la zona lumbar está muy flexionada y la pelvis bastante erguida. Esta postura no es muy estable ya que se ha detectado que se alterna con otras en las que se apoya la zona baja de la espalda. Por ello se corresponde con grandes cambios de postura de amplio rango y también bastante frecuentes.
- El *uso completo del respaldo* es una postura estable, ya que se han detectado muchos casos en los que se mantiene la espalda apoyada durante grandes periodos de tiempo y los cambios de postura son menos frecuentes. El uso del respaldo mantiene la zona lumbar poco flexionada, pero no a costa de inclinar la pelvis hacia delante, sino todo lo contrario, es uno de los grupos con mayor inclinación de pelvis hacia detrás. El uso del respaldo favorece también los micromovimientos rápidos de poca amplitud.
- Otra de las posturas detectadas es aquella en la que se utiliza el respaldo como *apoyo para la zona lumbar* solamente. Es una postura que se puede

mantener durante bastante tiempo ya que estabiliza la pelvis inclinándola hacia delante. Sin embargo no estabiliza la zona lumbar, que cambia con gran frecuencia su nivel de flexión, pero siempre dentro de rangos altos de cifosis.

- Por último, la cuarta postura detectada es aquella en la que se adoptan *posturas desplomadas*, con la pelvis muy inclinada hacia detrás, y sin embargo con niveles de flexión lumbar no muy altos. No es una postura estable, ya que se alterna con otros tipos de apoyo y los cambios de postura son también frecuentes.

Al observar estas relaciones se comprueba que la forma de uso del respaldo constituye un evaluador grosero de la postura, ya que si bien es cierto que limita los parámetros posturales, siguen existiendo diferencias entre sillas incluso dentro de la misma forma de utilización del respaldo. Por tanto es necesaria la medición precisa de la inclinación de la pelvis y especialmente del nivel de flexión lumbar.

Una conclusión general importante que hay que matizar es la relación entre pelvis y lumbar. Se ha comprobado que aunque los grandes cambios de postura de ambas zonas se realizan a la vez, no siempre los cambios se realizan en el mismo sentido. Además se han detectado posturas con la pelvis muy inclinada hacia detrás y la zona lumbar lordótica. Esta cuestión pone en duda la teoría de otros autores de que para conseguir mejorar la lordosis lumbar se debe estabilizar la pelvis con un apoyo que la incline hacia delante. Esto es cierto cuando se pasa de estar de pie a sentado, sin embargo, una vez sentado sin ninguna indicación más que la de adoptar en cada momento la postura preferida, esta relación no parece ser tan cierta, al menos para el tipo de sillas ensayadas y para la tarea realizada.

V.4 RESULTADOS DE LOS TESTS SUBJETIVOS

Los sujetos contestaron a diversos tests subjetivos durante las pruebas de cada silla: nivel de comodidad general a intervalos de tiempo, nivel de molestias a intervalos de tiempo y tests de opiniones sobre características de las sillas y opinión general de la silla al final de la prueba. Finalmente, una vez ensayadas todas las sillas, se pidió una ordenación de las sillas de mayor a menor comodidad. En este apartado se muestran los resultados de todos los test subjetivos que los sujetos contestaron durante las pruebas.

En primer lugar se muestran los resultados del test de confort general para cada silla. Se muestran asimismo los resultados de los tests de dolor en partes del cuerpo y se analiza la relación entre las molestias y la comodidad general, de forma que se comprueba cuáles son aquellos dolores que más influyen en las sensaciones de comodidad general. Se estudia además la incidencia de molestias por grupos de formas de contacto, antes definidos. Por último, se muestran los resultados de los tests de juicios subjetivos sobre características de las sillas y se comparan los niveles de comodidad con la opinión general y la ordenación final de las sillas por comodidad.

V.4.1 COMODIDAD GENERAL

Los resultados de los tests de comodidad general indican que no hay grandes diferencias por sillas en la comodidad media expresada a lo largo de la prueba. La Tabla V. 29 muestra dichos valores medios. Una prueba de Friedman con todos los niveles de comodidad, no detecta diferencias significativas entre sillas.

La Figura V. 24 muestra la evolución del nivel medio de comodidad general para cada silla y para cada sujeto. El nivel 10 corresponde con la situación de máxima comodidad (extremadamente cómodo) y el nivel 0 corresponde con la máxima incomodidad (extremadamente incómodo), siendo el valor 5 de indiferente, ni cómodo ni incómodo.

SILLA	Comodidad media
1	7
2	7,5
3	7,533
4	7,467
5	7,3
6	6,333

Tabla V. 29. Niveles de comodidad medios en las sillas. 0. Extremadamente incómodo, 5. Indiferente, 10. Extremadamente cómodo.

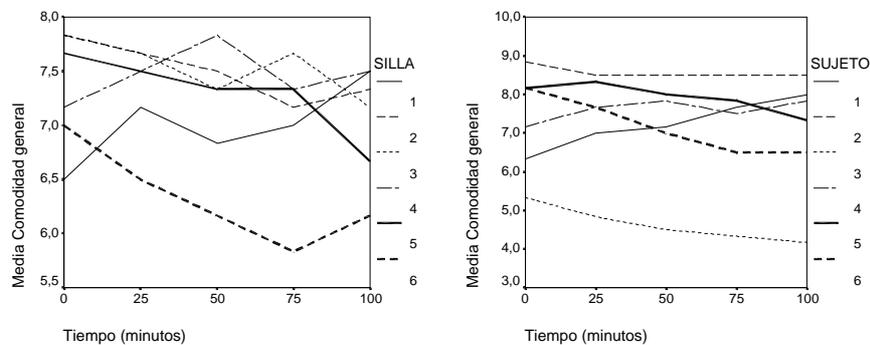


Figura V. 24. Evolución de la comodidad general por silla y por sujeto.

Aunque las diferencias entre niveles de comodidad no resultan estadísticamente significativas, se distinguen claramente niveles de comodidad menores en la silla 6 que en el resto. Esto concuerda con los resultados de los tests sobre características que los sujetos contestaron al final de cada prueba, y que se comentan más adelante. No se aprecian grandes diferencias entre el resto de sillas. El nivel de comodidad medio en las sillas está siempre por encima de 5, lo cual indica que se trata de sillas de comodidad media/alta, como suele ser común entre las sillas de oficina y en particular las utilizadas en este ensayo.

Se observa que, en el momento de sentarse en las sillas, el estado de comodidad inicial medio de unas sillas a otras varía algo más de 1 punto entre algunas de ellas. Sin embargo, si se observan los cambios de comodidad medios a lo largo del tiempo, no existe ninguna silla en la que ocurran cambios de comodidad de ese orden.

Observando la evolución media por sujeto se comprueba que los sujetos no parten de niveles de comodidad similares, ni siguen la misma evolución media de comodidad. Una prueba de Kruskal-Wallis detecta diferencias altamente significativas entre los niveles de comodidad medios (nivel de significación $<0,0001$) e iniciales (n.s. $<0,005$) de los diferentes sujetos. Ahora bien, cada sujeto

sí que detecta diferencias significativas ($n.s.<0,05$ para todos los sujetos) entre las sillas. Es decir, que cada uno aisladamente sí que es capaz de distinguir diferencias de comodidad entre las sillas.

El hecho de que existan diferencias muy significativas entre sujetos en los niveles de comodidad medios indica que los niveles absolutos de comodidad general no son comparables entre diferentes sujetos. Una causa puede ser que cada sujeto perciba de forma diferente un mismo estado de comodidad, ya que son sensaciones subjetivas difíciles de interpretar.

Sin embargo, sí que se ha detectado que cada sujeto percibe diferencias significativas de comodidad entre sillas. Esto indica que el nivel de comodidad absoluto de las sillas es comparable siempre y cuando sean los mismos sujetos los que las ensayan. De la misma forma, también son comparables los incrementos de comodidad dentro de una misma sesión entre diferentes sujetos.

V.4.2 NIVEL DE MOLESTIAS

Los resultados de los tests de molestias en zonas del cuerpo que los sujetos han contestado cada 25 minutos a lo largo de las pruebas se han analizado para obtener la frecuencia de cada dolor y la evolución de dichas molestias. De la misma forma, se ha analizado la relación entre las molestias en las diferentes zonas del cuerpo y la influencia de la aparición de dichas molestias en los cambios del nivel de comodidad general.

V.4.2.1 Frecuencia y evolución de molestias

Las molestias en el cuerpo aparecen a causa de las posturas adoptadas en las sillas y de la tarea que se realiza. Por tanto, no se espera el mismo nivel de molestias en cada zona del cuerpo. La Tabla V. 30 muestra la frecuencia con que se presentan molestias en cada zona del cuerpo. Las zonas se encuentran ordenadas por frecuencia de molestias. Los dolores más frecuentes aparecen en el cuello, seguido de la zona lumbar, y en menor medida las nalgas, la zona dorsal y los muslos. Los dolores o molestias en las zonas del cuerpo no incluidas en la tabla corresponden a zonas en las que no se ha manifestado ninguna molestia. Esto concuerda con los resultados de un estudio de campo sobre sillas de oficina (IBV, 1996).

ZONA	FRECUENCIA
cuello	37,5%
lumbar	18,1%
nalgas	11,8%
dorsal	10,4%
muslos	8,3%
corvas	4,2%
hombro derecho	2,1%
piernas	2,1%
hombro izquierdo	0,7%

Tabla V. 30. Frecuencia de dolores o molestias en cada zona del cuerpo.

La Figura V. 25 muestra la evolución media de las molestias más frecuentes para todas las sillas. El nivel 1 corresponde con molestias ligeras y el nivel 5 corresponde con dolor o molestias acusadas. Se observa que existen molestias que aparecen y se estabilizan, mientras que otras siguen creciendo constantemente.

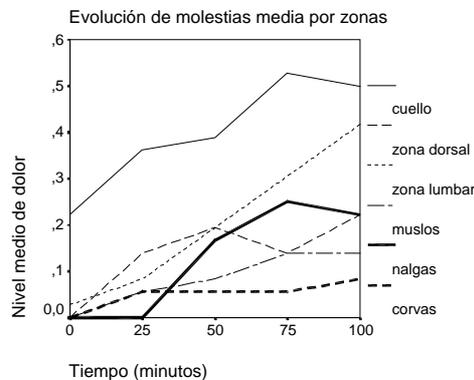


Figura V. 25. Evolución media de molestias más frecuentes. 0. Molestias ligeras, 5. Dolor o molestias acusadas.

Se observa que las molestias en el cuello empiezan en un nivel relativamente alto, es decir, que hay sujetos que al comenzar la prueba ya sienten molestias en esta zona. Esto se debe a causas externas a las sillas ensayadas. A efectos de análisis posteriores, este hecho no afecta, ya que se han utilizado únicamente los incrementos de molestias sufridos durante la prueba y en cada intervalo de tiempo, que son los que verdaderamente pueden ser causa de las sillas o la tarea.

Para comprobar cómo afectan las sillas en la aparición de molestias se analizan las frecuencias de molestias en cada zona para cada silla (Tabla V. 31). Aunque se aprecian diferencias en la incidencia de molestias provocadas por cada silla, sólo se encuentran diferencias significativas (prueba de Kruskal-Wallis) en el dolor dorsal y en el dolor en piernas.

Las frecuencias de molestias en cada zona para cada sujeto pueden observarse en la Tabla V. 32. De la misma forma que existen diferencias en los niveles de comodidad general entre sujetos, las diferencias en la aparición de molestias por zonas entre los diferentes sujetos también son apreciables.

SILLA	1	2	3	4	5	6
Corvas	4	13	-	-	8	-
cuello	13	13	38	29	13	29
dorsal	-	29	13	4	-	17
hombde	-	8	4	-	-	-
hombiz	-	-	4	-	-	-
lumbar	17	13	13	33	8	17
muslos	17	4	-	4	17	8
nalgas	4	17	8	4	13	25
piernas	-	-	-	-	13	-

Tabla V. 31. Frecuencia de molestias por silla (%).

SUJETO	1	2	3	4	5	6
Corvas	-	-	-	-	25	-
cuello	4	-	50	46	-	33
dorsal	25	-	-	13	-	25
hombde	-	-	-	13	-	-
hombiz	-	-	-	4	-	-
lumbar	8	4	4	8	-	75
muslos	-	-	-	-	50	-
nalgas	4	-	-	-	38	29
piernas	-	-	-	-	13	-

Tabla V. 32. Frecuencia de molestias por sujeto (%).

V.4.2.2 Relación entre molestias en diferentes zonas

La aparición de molestias en diferentes zonas del cuerpo pueden estar relacionadas. Por ejemplo, se puede esperar que si las molestias en las nalgas aparecen cuando el asiento es demasiado duro, aparezcan también molestias en los muslos. De esta forma, el estudio de la relación entre molestias puede ayudar a la comprensión de las causas que las producen.

Una forma de comprobar la relación entre las molestias es con coeficientes de correlación. La Tabla V. 33 muestra los coeficientes de correlación de Kendall entre los niveles absolutos de molestias en las distintas zonas del cuerpo y también la correlación de éstas con el tiempo. La utilización del coeficiente de Kendall se justifica porque las variables de niveles de molestias no son continuas sino ordinales (por lo que se rechaza el de Pearson) y además tienen pocos niveles con lo que es más apropiado que el de Spearman, ya que existirá un gran número de empates (Shennan, 1992).

	corvas	cuello	dorsal	hombde	hombiz	lumbar	muslos	nalgas	piernas
tiempo	0,060	0,126	0,136*	-0,027	-0,047	0,222**	0,128	0,226**	0,083
piernas	0,467**	-0,081	-0,039	-0,017	-0,010	-0,052	0,487**	-0,042	
nalgas	0,166*	0,011	-0,027	-0,042	-0,024	0,144*	0,146*		
muslos	0,450**	-0,166*	-0,079	-0,035	-0,020	-0,107			
lumbar	-0,074	0,456**	0,213**	-0,052	-0,030				
hombiz	-0,014	-0,047	-0,022	0,574**					
hombde	-0,024	-0,082	-0,039						
dorsal	-0,055	0,186**							
cuello	-0,116								

Tabla V. 33. Coeficientes de correlación de Kendall entre el nivel de dolor expresado en diferentes zonas del cuerpo y el tiempo (* $n.s. \leq 0,05$; ** $n.s. \leq 0,01$)

Un signo positivo en el coeficiente indica que ambas molestias cambian paralelamente, mientras que un signo negativo indicaría que cuando una molestia crece la otra disminuye, o bien que una molestia enmascara la otra. Sólo hay una correlación negativa algo significativa (muslos/cuello).

Se observa que hay correlaciones altas positivas entre los niveles de molestias de distintas zonas del cuerpo. Por ejemplo, los dolores en las corvas, piernas, nalgas y muslos tienen correlaciones significativas entre sí altas y positivas. Ocurre lo mismo con los dolores en el cuello, zona lumbar y zona dorsal por una parte, y con los dolores en ambos hombros por otra. Esto indica que en dichas zonas las molestias siguen una evolución similar. Este hecho puede deberse a que las molestias tienen la misma causa. Una postura muy flexionada de la espalda puede ser la causa de dolores en el cuello, en la zona dorsal y en la zona lumbar, por lo que dichas molestias pueden aparecer a la vez.

La correlación positiva de algunas molestias con el tiempo indica que existen zonas en las que el dolor sigue aumentando, como son las nalgas, la zona lumbar y en menor medida la zona dorsal.

Si se analiza esta misma relación pero utilizando los incrementos de molestias entre intervalos de tiempo consecutivos, los resultados son similares para la relación entre corvas/piernas/muslos, aunque desaparecen las nalgas del grupo (presentaban además la relación más débil), y tampoco se mantiene la relación entre cuello/dorsal/lumbar. La Tabla V. 34 muestra los coeficientes de correlación de Kendall entre los niveles de cambios de molestias en diferentes zonas. Las variables de incrementos pueden ser tratadas de dos formas: por el nivel de cambio, o simplemente como aumento (+1) o disminución (-1). Por ejemplo, un cambio

entre intervalos de tiempo consecutivos que pase de nivel 0 de molestias a nivel 2 puede ser tratado como nivel de cambio (2) o como aumento (1) simplemente. En ambos casos los resultados son similares.

	corvas	cuello	dorsal	hombde	hombiz	lumbar	muslos	nalgas
piernas	0,266**	-0,022	-0,019	0	0	-0,037	0,212*	-0,019
nalgas	0,111	-0,030	-0,103	0	0	0,033	-0,014	
muslos	0,355**	-0,020	-0,017	0	0	-0,033		
lumbar	-0,030	-0,052	0,084	0	0			
hombiz	0	-0,131	0	0,575**				
hombde	0	-0,075	0					
dorsal	-0,015	-0,008						
cuello	-0,018							

Tabla V. 34. Coeficientes de correlación de Kendall entre los aumentos del nivel de dolor expresado en diferentes zonas del cuerpo (* $n.s. \leq 0,05$; ** $n.s. \leq 0,01$)

V.4.3 RELACIÓN ENTRE COMODIDAD Y MOLESTIAS

Los cambios en los niveles de comodidad general son el efecto conjunto de la aparición o existencia de molestias en varias zonas del cuerpo. Ahora bien, no es de esperar que todas las zonas del cuerpo influyan por igual en la sensación general de confort. En este apartado se estudia la relación existente entre las molestias (presencia o cambio) y los cambios de comodidad. No se utilizan los niveles de comodidad general por la razón expuesta anteriormente de que no son comparables entre sujetos.

Una forma de medir esta relación es con coeficientes de correlación. De nuevo el coeficiente más apropiado es el de Kendall. El incremento de comodidad puede ser tratado, al igual que en los cambios de molestias, de dos formas: por el nivel de cambio o simplemente como aumento (+1) o disminución (-1). La Tabla V. 35 muestra los coeficientes de correlación de Kendall entre los niveles de cambios de molestias y los niveles de cambios de confort general. Los coeficientes en el caso de que las variables sean tratadas como aumento o disminución son similares.

Corvas	cuello	dorsal	hombde	hombiz	lumbar	muslos	nalgas	piernas
-0,074	-0,160*	-0,156*	-0,024	0,161*	-0,257**	0,068	0,013	-0,156*

Tabla V. 35. Coeficientes de correlación de Kendall entre los aumentos del nivel de dolor expresado en diferentes zonas del cuerpo y los aumentos del nivel de comodidad (* $n.s. \leq 0,05$; ** $n.s. \leq 0,01$)

Un signo negativo indicaría que un incremento del nivel de molestia va acompañado de una disminución de la sensación de confort, mientras que un signo positivo indicaría que el aumento de la molestia aumentaría la sensación de confort, cosa que no parece lógica. Si la molestia en una zona es importante para el sujeto, al aparecer o aumentar influirá en el nivel de confort general y esto aparecerá como un valor negativo de gran magnitud en el coeficiente de correlación. Los valores de los coeficientes no son altos, pero hay que tener en cuenta que son coeficientes de Kendall y los niveles de aumento o disminución son valores enteros entre -2 y +2.

Se observa que el dolor más influyente en los cambios de las sensaciones de comodidad es el dolor en la zona lumbar. En menor medida influyen el dolor en el cuello, zona dorsal y piernas. Aparece una relación significativa entre el confort y las molestias en el hombro izquierdo, pero con signo positivo. El resto de molestias no parecen influir significativamente en la disminución de la comodidad general.

La presencia continua de una molestia, aún no cambiando en intensidad, podría ocasionar también la disminución de comodidad. La Tabla V. 36 muestra los coeficientes de correlación de Kendall entre el aumento de confort y la presencia (1) / ausencia (0) de molestias.

Corvas	cuello	dorsal	hombde	hombiz	lumbar	muslos	nalgas	piernas
-0,136	-0,114	-0,088	-0,009	0,119	-0,184*	-0,043	-0,028	-0,216**

Tabla V. 36. Coeficientes de correlación de Kendall entre la presencia/ ausencia de molestias y el aumento de confort (* $n.s. \leq 0,05$; ** $n.s. \leq 0,01$)

Se observa que la existencia de dolor lumbar está correlacionada con el aumento de confort general. Esto refuerza aún más la intensa relación entre las molestias en la zona lumbar y la comodidad. Esto viene a decir que hay molestias en determinadas zonas como la del cuello que causa una disminución de la sensación de comodidad cuando aparece o aumenta el nivel de la molestia, pero una vez existe no afecta a los cambios de sensaciones de comodidad, es decir que uno se 'acostumbra' a esa molestia. Mientras que con las molestias en la zona lumbar no ocurre lo mismo, no sólo afectan a la disminución de comodidad cuando aparecen

o aumentan de nivel, sino que también lo hacen cuando la molestia persiste, aunque el nivel de molestia no crezca.

La alta correlación entre la existencia de molestias en piernas con la disminución de la comodidad general, dada la escasa frecuencia con que aparece, puede ser una relación casual.

Los coeficientes de correlación entre el aumento de molestias en cada zona y los incrementos del nivel de comodidad son una medida de la importancia que tiene la aparición de dichas molestias en la sensación de comodidad general. En la Figura V. 26 se ha representado cada zona del cuerpo en función de la importancia que tiene en la comodidad general (- coeficiente de correlación) y la frecuencia con que aparecen molestias en dicha zona. Los valores de importancia por debajo de 0,1 no son relaciones significativas. En esta representación se puede apreciar que las molestias que realmente causan disminución de los niveles de comodidad, son únicamente las molestias lumbares, de cuello y dorsal, en este orden, y además son las más frecuentes. El cuello, aunque es una molestia muy frecuente no es tan importante como la lumbar. A destacar son las molestias en las nalgas, que aunque son bastante frecuentes, no afectan a los cambios de comodidad general, así como el resto de molestias.

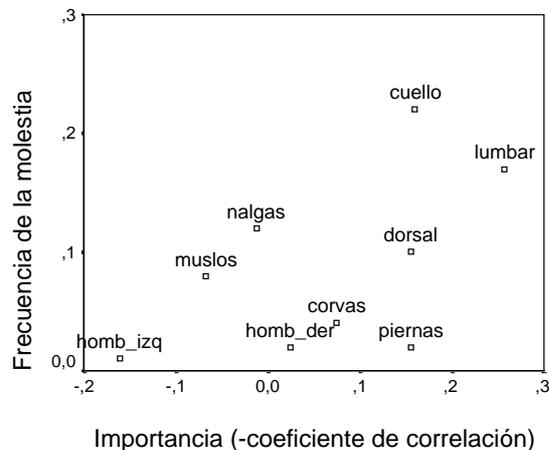


Figura V. 26. Importancia relativa de la aparición de molestias en cada zona.

V.4.4 COMODIDAD Y MOLESTIAS POR GRUPOS

Se han analizado los niveles de molestias y el nivel de comodidad general para todos los sujetos y sillas, así como las relaciones entre ellos. Se ha comprobado

además que existen 4 formas de sentarse en función del porcentaje de uso del respaldo, que además determinan en cierta medida las posturas medias adoptadas y su movilidad. Como paso previo al análisis de la relación entre la comodidad y las posturas, se analizan los diferentes niveles de molestias y comodidad para cada uno de los 4 grupos de formas de sentarse.

El análisis de los niveles de comodidad por grupos indica que hay diferencias significativas (<0.05 en una prueba de Kruskal-Wallis) entre el grupo 4 (posturas desplomadas) y el resto, siendo menores en dicho grupo. La Tabla V. 37 muestra los niveles medios de comodidad para cada grupo. Sin embargo, en los niveles de cambio de comodidad no hay diferencias significativas entre grupos.

GRUPO	1	2	3	4
Nivel medio de comodidad	7,24	6,89	7,61	5,70

Tabla V. 37. Nivel medio de comodidad por grupos. 0. Molestias ligeras, 5. Dolor o molestias acusadas.

Las frecuencias de molestias más significativas por grupos de posturas se muestran en la Tabla V. 38. Aunque se aprecian diferencias en los niveles de molestias por grupos, únicamente hay diferencias significativas (nivel de significación de una prueba K-S $<0,01$) entre grupos en la presencia de dolor de cuello, siendo mayor cuando no se utiliza el respaldo y menor cuando se utiliza sólo como apoyo de la zona lumbar. Este mismo análisis realizado para los niveles de aumento de molestias refleja los niveles medios de la Tabla V. 39, pero sin diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las zonas.

	GRUPO 1 (21)	GRUPO 2 (54)	GRUPO 3 (59)	GRUPO 4 (10)
Frecuencia dolor corvas	-	7,4	3,4	-
Frecuencia dolor cuello	42,9	29,6	6,8	30
Frecuencia dolor dorsal	19	5,6	11,9	10
Frecuencia dolor lumbar	23,8	14,8	11,9	40
Frecuencia dolor muslos	-	11,1	10,2	-
Frecuencia dolor nalgas	23,8	11,1	10,2	-

Tabla V. 38. Frecuencia de molestias por grupo (%). Entre paréntesis el número de registros que integran cada grupo.

GRUPO	1	2	3	4
Aumento dolor en corvas	-	0,02	0,03	-
Aumento dolor en cuello	0,14	0,15	0,02	-0,20
Aumento dolor dorsal	0,19	0,02	0,05	-
Aumento dolor lumbar	0,14	0,13	0,03	0,20
Aumento dolor en muslos	-	0,07	0,02	-
Aumento dolor en nalgas	0,10	0,07	0,03	-

Tabla V. 39. Nivel medio de aumento de molestias en cada zona del cuerpo para cada grupo de formas de uso del respaldo.

V.4.5 JUICIOS SOBRE CARACTERÍSTICAS DE LAS SILLAS

El último test subjetivo que contestaron los sujetos en el experimento fue el de opiniones sobre características de las sillas. Una vez analizados los resultados de los diferentes tests de confort, el siguiente paso sería estudiar la relación entre las características de las sillas y las posturas/movilidad que fomentan. Este análisis requiere de un experimento adicional en el que se puedan controlar los parámetros de las sillas. De todas formas, esta relación ha sido ya estudiada por muchos autores, aunque no siempre en términos de movilidad y en ensayos de uso espontáneo y continuo de las sillas (Andersson *et al.*, 1979; Chaffin y Andersson, 1990; Andersson, 1986; Colombini *et al.*, 1986; Bendix, 1987; Messenger y Griffin, 1990; Bendix, 1987).

En este apartado se muestran los resultados de la valoración subjetiva de las características de las sillas y se comparan las diferentes valoraciones globales realizadas: comodidad general (media, inicial, final), valoración global de la silla y ordenación final de las 6 sillas de mayor a menor comodidad. El estudio de la relación entre las características de las sillas todavía no estudiadas y las posturas/movilidad puede ser objeto de posteriores trabajos.

En la Tabla V. 40 se muestran las frecuencias de defectos encontrados en las sillas por los 6 sujetos. Los resultados están agrupados, al igual que las preguntas del test, por opiniones del asiento, los reposabrazos y el respaldo.

A) Asiento		SILLA	1	2	3	4	5	6
altura asiento	bajo					1		2
	correcto	6	6	6	5		5	4
	alto						1	
anchura asiento	estrecho	1					1	1
	correcto	5	4	5	5	4	4	5
	ancho		2	1	1	1		
profundidad asiento	corto	4		1	2	2	2	2
	correcto	2	5	5	4	4	4	4
	profundo		1					
inclinación asiento	muy hacia delante	1	2	1	1			1
	correcto	5	4	5	5	6	2	2
	muy hacia detrás							3
espacio libre bajo asiento	poco	1	1	1	1			
	correcto	5	5	5	5	6	6	
material asiento	blando							
	correcto	6	5	6	6	5	1	
	duro		1				1	5
forma asiento	muy plano	2			2			1
	correcto	4	6	6	4	6	5	
	muy contorneado							
se clava borde delantero asiento	sí							
	no	6	6	6	6	6	6	6

B) Reposabrazos		SILLA	1	2	3	4	5	6
separación reposabrazos	juntos						1	2
	correcta	5		2	2	2	2	4
	separados	1	6	4	4	3		
altura reposabrazos	bajos	2	5	2	2			2
	correctos	4	1	3	4	6	3	
	altos			1				1
anchura reposabrazos	estrechos	2	4		2	3	4	
	adecuada	4	2	6	4	3	2	
longitud reposabrazos	cortos	1	1	1	2	1	1	
	correctos	4	5	5	3	4	3	
	largos	1			1	1	2	
forma reposabrazos	plana	2	1	1	1			
	correcta	4	5	5	5	1	2	
	curvada						5	4

Tabla V. 40. Frecuencias de defectos encontrados en las sillas por los 6 sujetos.

C) Respaldo		SILLA	1	2	3	4	5	6
altura borde inferior respaldo o apoyo lumbar	bajo		2				1	1
	correcto		4	6	6	5	4	4
	alto					1	1	1
altura borde superior respaldo	bajo		1	2	1		3	1
	correcto		4	4	5	6	3	5
	alto		1					
anchura respaldo	estrecho							2
	correcto		6	4	5	6	6	4
	ancho			2	1			
inclinación respaldo	muy vertical							
	correcto		6	6	4	5	5	1
	muy hacia detrás				2	1	1	5
perfil vertical respaldo	plano			1	1	1	2	1
	correcto		6	5	4	4	4	4
	contorneado				1	1		1
perfil horizontal respaldo	plano		1	1	1	1	2	
	correcto		5	5	5	4	4	3
	contorneado					1		3
clava respaldo	borde inferior					1		
	no		6	6	6	5	5	5
	borde superior						1	1
material respaldo	blando							
	correcto		6	6	6	6	6	2
	duro							4

(Cont.) Tabla V. 40. Frecuencias de defectos encontrados en las sillas por los 6 sujetos.

En resumen, los defectos encontrados en cada silla son :

Silla 1:

- Forma asiento: algo plana
- Profundidad asiento: bastante corta
- Respaldo: altura apoyo lumbar algo baja
- Reposabrazos: algo bajos, algo estrechos y forma algo plana

Silla 2:

- Asiento: algo ancho y algo inclinado hacia delante
- Respaldo: algo ancho, borde superior algo bajo
- Reposabrazos: muy bajos, bastante estrechos y excesivamente separados

Silla 3:

- Respaldo algo inclinado hacia detrás
- Reposabrazos bastante separados

Silla 4:

- Asiento: algo plano y algo corto
- Reposabrazos: algo bajos, algo estrechos y bastante separados

Silla 5:

- Asiento algo corto
- Reposabrazos: muy curvados, estrechos, y algo separados
- Respaldo: algo plano en perfil vertical y en perfil horizontal, borde superior bajo

Silla 6:

- Asiento algo bajo y algo corto
- Asiento inclinado hacia atrás
- Material del asiento muy duro
- Respaldo: algo estrecho,, muy inclinado hacia atrás, material bastante duro y contorneado en su perfil horizontal
- Reposabrazos: bastante estrechos, bastante curvados y algo juntos

En cuanto a las diferentes valoraciones globales de las sillas, los resultados obtenidos se muestran en la Tabla V. 41. La valoración corresponde a la pregunta realizada al final del test de juicios subjetivos sobre el nivel de comodidad de la silla en base a una escala de 5 grados: muy cómoda, cómoda, normal, algo incómoda, incómoda. El ranking corresponde a la ordenación final que cada sujeto realizó de las sillas en función del nivel de comodidad tras haberlas ensayado todas. La comodidad inicial corresponde al nivel de comodidad general a los 25 minutos de la prueba, la comodidad final en el último instante (100 minutos) y la comodidad media al valor medio a lo largo de la prueba. Todas ellas en base a una escala de 11 grados que va desde extremadamente cómodo a extremadamente incómodo.

Aunque se aprecian ligeras diferencias entre las distintas valoraciones entre sillas, no son estadísticamente significativas en una prueba de Friedman para ninguna de las formas de valoración global.

Salvo el caso de la silla nº 6, que se presenta como la más incómoda en todos los casos, el resto de sillas se presentan con órdenes diferentes de comodidad en función del parámetro que se utilice. Esto se debe a que las diferencias entre unas y otras son muy pequeñas, pudiendo asegurarse que son todas de un orden de comodidad similar. De hecho, no se aprecian diferencias significativas, como ya se ha comentado.

Aún así, se observa que los rankings medios de comodidad expresados al final de todas las pruebas coinciden con los niveles de comodidad medios y finales, mientras que no lo hacen con los valores iniciales, en los que sillas mal valoradas

inicialmente como la nº 1 es una de las mejor valoradas al final de todas las pruebas. Esto puede indicar que la percepción al inicio no es tan válida como al final de la prueba, y que se necesita cierto tiempo para emitir juicios sobre las sillas. También coinciden, salvo pequeñas diferencias, las valoraciones globales de las sillas emitidas al final de cada prueba.

Es decir, que de todas las valoraciones globales, la única que aporta resultados diferentes es la de la valoración inicial de la comodidad general. Esto implica que la valoración de las sillas se debe realizar tras un periodo de prueba superior a los 25 minutos.

Además, cualquiera de las valoraciones realizadas tras cierto tiempo de prueba de la silla coinciden, aunque transcurran incluso días desde que se realizó la prueba.

SILLA	valoración (1)	ranking (3)	comod. inicial (2)	comod. final (2)	comod. media (2)
1	2,00	3,67	7,17	7,50	7,13
2	1,67	2,67	7,67	7,33	7,42
3	1,83	2,33	7,67	7,17	7,46
4	2,33	3,33	7,50	7,50	7,54
5	2,67	4,00	7,50	6,67	7,21
6	3,00	5,00	6,50	6,17	6,17

Tabla V. 41. Comparación de juicios subjetivos globales sobre sillas. (1) 1 = muy cómoda, 2 = cómoda, 3 = normal, 4 = algo incómoda, 5 = incómoda; (2) 10 = extremadamente cómodo, 5 = indiferente, 0 = extremadamente incómodo; (3) 1 la más cómoda, 6 la más incómoda

V.4.6 CONCLUSIONES DEL ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS JUICIOS SUBJETIVOS

Del análisis de resultados de los juicios subjetivos se ha comprobado que los niveles absolutos de comodidad general no son comparables entre diferentes sujetos. Por tanto, la utilización de este tipo de test se reduce a la comparación del nivel de comodidad absoluto de las sillas, siempre y cuando sean los mismos sujetos los que las ensayan. Esto se debe a que cada sujeto percibe los niveles absolutos del test de comodidad general de forma diferente y de esta forma, dichos niveles no pueden ser comparados entre sí. Lo que sí son comparables entre diferentes sujetos son los incrementos de comodidad dentro de una misma sesión. Es decir, que los sujetos perciben los cambios de comodidad de la misma manera, aunque no sus niveles absolutos.

Estos resultados abren una línea de trabajo en el estudio y mejora de los tests de confort, con el objetivo de diseñar tests de confort más fiables y que constituyan

evaluadores absolutos de comodidad. De hecho, ya se están realizando estudios a este respecto (Helander y Zhang, 1997).

Por otra parte, se ha constatado que los dolores más frecuentes en las tareas sobre una mesa aparecen en el cuello, seguido de la zona lumbar, y en menor medida las nalgas, la zona dorsal y los muslos. Aunque se ha realizado una prueba con pocos sujetos para realizar conclusiones epidemiológicas, los resultados concuerdan con los obtenidos en otros estudios de campo sobre sillas y mesas de oficina con un mayor número de sujetos (IBV, 1996).

Sin embargo, el que una molestia sea frecuente no indica que sea importante en la percepción de la sensación general de comodidad. Al cruzar los resultados de aumento de molestias con disminución de comodidad, se ha comprobado que la molestia que influye verdaderamente en los niveles de comodidad general es la molestia en la zona lumbar (que además es la más frecuente). Las molestias lumbares no sólo afectan a la disminución de la comodidad el aumento de dicha molestia, sino que su sola presencia, aun sin aumentar en nivel, provoca disminución de la comodidad.

Otras molestias que influyen en la disminución del confort en menor grado son las molestias en el cuello y la zona dorsal, aunque lo hacen únicamente cuando existen cambios en los niveles de dichas molestias. El resto de zonas del cuerpo no influyen significativamente sobre la disminución del confort, ni siquiera las molestias en la zona de las nalgas, que son además muy frecuentes.

Es decir, se ha comprobado que hay molestias en determinadas zonas como el cuello y la zona dorsal que causan una disminución de la sensación de comodidad cuando aparece o aumenta el nivel de la molestia, pero una vez existe no afecta a los cambios de sensaciones de comodidad, el sujeto se acostumbra a la molestia. Mientras que, con las molestias en la zona lumbar, no ocurre lo mismo. No sólo afectan a la disminución de comodidad cuando aparecen o aumentan de nivel, sino que también lo hacen cuando la molestia persiste, aunque el nivel de molestia no crezca.

Por último, se ha comprobado que las valoraciones de las sillas se deben realizar tras un periodo mínimo de prueba, y que tras ese periodo, no importa mucho la forma o escala de valoración, ya que los resultados coinciden.

V.5 RELACIÓN ENTRE LA COMODIDAD Y LA POSTURA

En los apartados anteriores se ha comprobado que existen cuatro formas básicas de sentarse en función del porcentaje de tiempo que se utiliza el respaldo y de la forma de utilizarlo. Se han estudiado tres tipos de parámetros posturales: posturas medias, grandes cambios de posturas, o macromovimientos, y pequeños cambios alrededor de posturas estables, o micromovimientos. Además de estudiar la mejor manera de medir estos parámetros, se ha analizado la relación existente entre ellos, observándose una gran correlación, diferente para cada forma de sentarse. Se ha comprobado también que el efecto de las sillas en las posturas es apreciable.

En cuanto a los test subjetivos pasados a los largo de la prueba, se han descrito también sus resultados para cada silla, y su evolución con el tiempo. Se ha comprobado que los resultados absolutos del test de confort general sólo pueden utilizarse cuando se comparan valores de un mismo sujeto o de un mismo grupo de sujetos. Por el contrario los incrementos del nivel de comodidad en cada intervalo de tiempo presentan menos variabilidad entre sujetos y, por tanto son más robustos para analizar la evolución del confort general. Se ha comprobado también la relación existente entre las molestias por zonas de cuerpo y la comodidad general, llegando a la conclusión de que las molestias realmente importantes en las sensaciones de comodidad son, en este orden, las de la zona lumbar, el cuello y la zona dorsal, estas dos últimas en menor grado. Se han observado también diferencias de molestias y comodidad para cada silla.

Es decir, hasta el momento se han analizado independientemente los parámetros del segundo nivel y los del tercer nivel del modelo causa-efecto planteado en el apartado I.3. Tal y como se planteó en los objetivos, el siguiente paso es el de relacionar ambos niveles, es decir, estudiar si existe relación entre los parámetros posturales y la comodidad, y determinar cuáles son los parámetros que mejor explican esta relación.

El estudio detallado de los resultados anteriores es necesario para conocer sobre qué parámetros, tanto posturales como subjetivos, es posible estudiar la relación entre la postura y la comodidad. Así, por ejemplo, la comodidad debe medirse en términos de disminución de comodidad general, aumento de molestias importantes, o presencia de molestias importantes (lumbar, cuello y dorsal).

En este apartado se estudian las diferencias entre los parámetros posturales para los grupos con diferentes niveles de molestias o diferentes cambios de molestias o comodidad. Se estudia además la influencia conjunta de los parámetros posturales sobre esos niveles de molestias.

V.5.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE LOS PARÁMETROS POSTURALES POR NIVELES DE MOLESTIAS O COMODIDAD

Se ha comprobado que la disminución del confort general se debe a la aparición o aumento conjunto del nivel de molestias en determinadas zonas del cuerpo y que cada una de ellas influye con diferente intensidad. La aparición de dolor en estas zonas puede ser el efecto de haber mantenido una postura inadecuada, aunque también podría verse afectada por los pequeños movimientos alrededor de dicha postura. Para comprobarlo, se estudia a continuación las posibles diferencias entre los grupos de casos en que ha aumentado o no el nivel de molestias en las zonas importantes, o en que ha disminuido o no el nivel de comodidad general.

Como ya se ha expuesto, el estudio se debe realizar por grupos en los que disminuye la comodidad, aumentan los dolores lumbar, de cuello o dorsal, o están presentes las molestias en cuello, en la zona dorsal o en la zona lumbar.

Como todos los parámetros posturales ya han sido descritos en detalle, en este apartado sólo se han incluido aquellos datos significativos para entender el mecanismo causa/efecto, es decir, se ah incluido cuándo existen diferencias significativas en los parámetros posturales en función del nivel de molestias, y cuál es el sentido de estas diferencias. De esta forma se podrán detectar cuáles son las posturas asociadas a una mayor incidencia de molestias. Así en los apartados siguientes se estudia la asociación entre los diferentes parámetros posturales en función de los niveles de molestias.

V.5.1.1 Asociación posturas medias / niveles de molestias

El nivel de asociación entre las posturas medias de pelvis y lumbar se muestra en la Tabla V. 42. Se presenta, para cada grupo de niveles de molestias, si existen o no diferencias significativas en las posturas medias lumbar y de pelvis, y en caso de que existan se muestra el sentido de esta diferencia. Los gráficos de la Figura V. 27 muestran los diagramas de cajas por grupos de molestias de la postura media lumbar para los casos en los que existen diferencias significativas. Así mismo, en la XX se muestran para la postura media de pelvis.

	Disminución confort general	Aumento dolor			Presencia dolor		
		lumbar	cuello	dorsal	lumbar	cuello	dorsal
ML (PMF) ¹	o	o	+	-	o	++	o
MP (SN) ²	o	+	o	+	++	o	+

Tabla V. 42. Nivel de significación de los diferentes niveles de molestias o confort para las posturas medias en un test de Kruskal-Wallis. +/- n.s.<0.05; ++/-- n.s <0,01; o no significativo. + aumenta el valor de la variable en ese grupo; - disminuye. Ver siglas en Tabla V. 19.

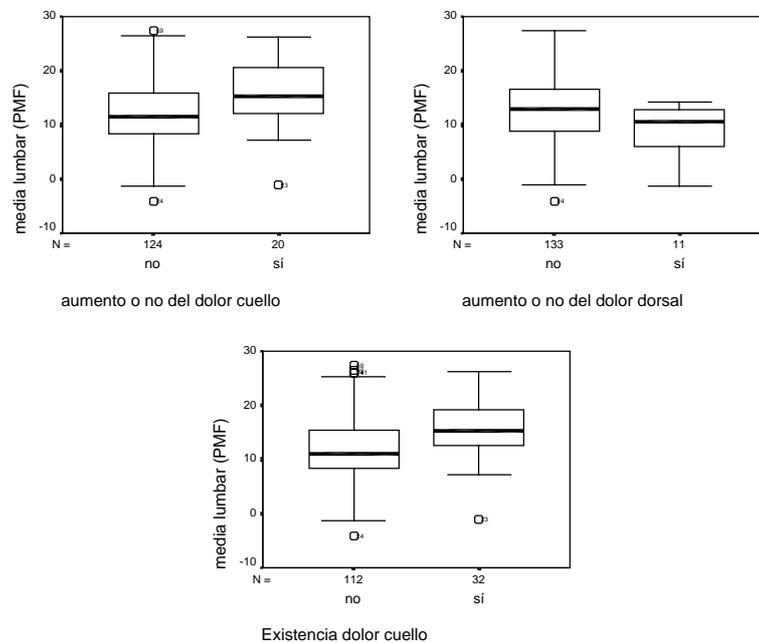


Figura V. 27. Diagramas de cajas de la postura media lumbar para aquellos grupos de niveles de molestias en los que las diferencias son significativas.

¹ La variable de postura media lumbar está tomada como la diferencia con la de máxima flexión. Por tanto, valores grandes de la postura media lumbar indican mayor lordosis, valores pequeños indican mayor flexión.

² La variable de postura media de pelvis es la inclinación con la vertical. Valores positivos indican inclinación de la pelvis hacia delante y valores negativos indican inclinación de pelvis atrás.

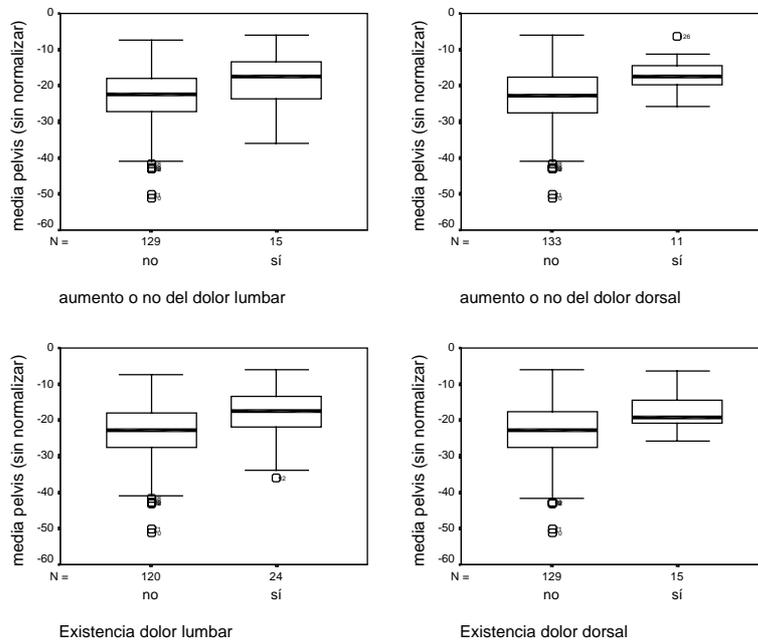


Figura V. 28. Diagramas de cajas de la postura media de pelvis para aquellos grupos de niveles de molestias en los que las diferencias son significativas.

De los resultados anteriores se observa que las posturas medias de pelvis o lumbar no parecen afectar significativamente a disminuir la comodidad general. Únicamente afectan en las molestias por zonas.

Las posturas con la zona lumbar más lordótica se asocian con aumentos significativos del dolor en el cuello, mientras que las posturas lumbares más flexionadas se corresponden con aumento del dolor dorsal. Sin embargo, la postura media lumbar no parece afectar al dolor en esta misma zona.

En cuanto a las posturas medias de pelvis las diferencias significativas se encuentran entre los grupos en los que aumenta el dolor lumbar o el dolor dorsal. Estos aumentos se asocian con posturas de medias pelvis inclinadas hacia delante.

V.5.1.2 Asociación micromovimientos / niveles de molestias

Los niveles de asociación entre las variables de micromovimientos y las molestias se muestran en la Tabla V. 43. Se observan los niveles de significación de un test de Kruskal-Wallis de los grupos con diferentes niveles de molestias para las variables de amplitud y frecuencia de micromovimientos lumbares y de pelvis. La Figura V. 29 muestra los diagramas de cajas para los grupos en los que existen

diferencias significativas para los parámetros de micromovimientos lumbares. La Figura V. 30 lo muestra para los parámetros de micromovimientos de pelvis.

	Disminución confort general	Aumento dolor			Presencia dolor		
		lumbar	cuello	dorsal	lumbar	cuello	dorsal
VEL	o	o	o	o	+	o	o
NOL	o	-	o	o	--	o	o
VEP	o	+	o	o	++	o	o
NOP	o	o	o	o	--	o	o

Tabla V. 43. Nivel de significación de los diferentes niveles de molestias o confort para los micromovimientos lumbar y de pelvis en un test de Kruskal-Walis. +/- n.s.<0.05; ++/- n.s <0,01; o no significativo. + aumenta el valor de la variable en ese grupo; - disminuye. Ver siglas en Tabla V. 19.

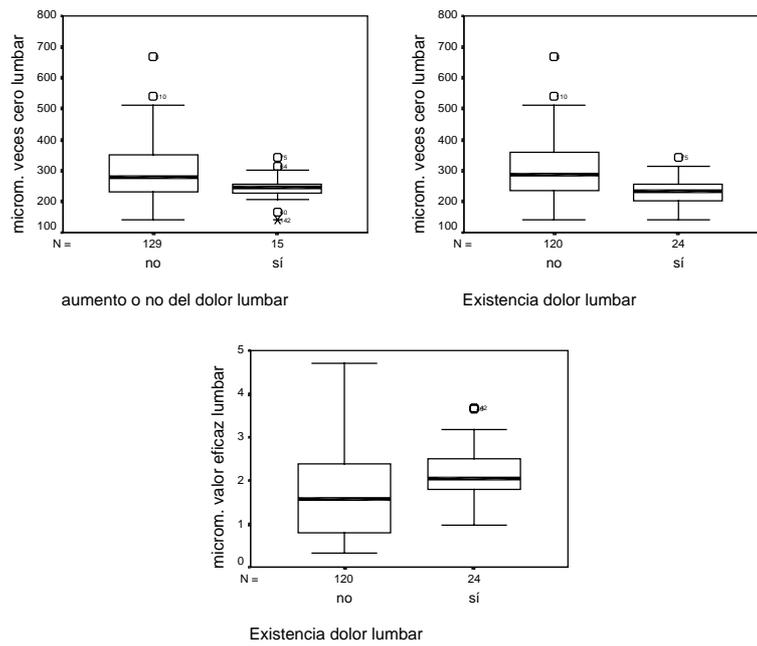


Figura V. 29. Diagramas de cajas de los micromovimientos lumbar para aquellos grupos de molestias en los que existen diferencias significativas.

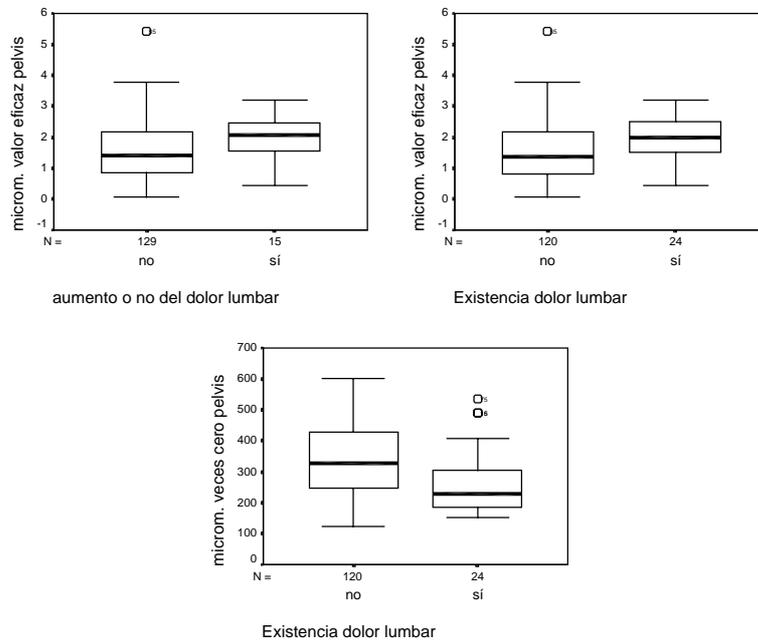


Figura V. 30. Diagramas de cajas de los micromovimientos de pelvis para aquellos grupos de molestias en los que existen diferencias significativas.

La observación de estos resultados indica que los micromovimientos de gran amplitud de pelvis y con baja frecuencia lumbar, es decir los micromovimientos lentos y amplios, se asocian con el aumento del dolor lumbar, y también con la presencia del dolor lumbar, o sea, con situaciones de más incomodidad. Esto puede estar relacionado por el hecho de que los grandes cambios de postura (macromovimientos amplios y frecuentes) llevan asociados micromovimientos de gran amplitud y baja frecuencia. Cuando el sujeto se siente incómodo realiza grandes cambios de postura, y por tanto aparecen micromovimientos lentos y amplios.

Por otra parte, se puede interpretar también que los micromovimientos rápidos y pequeños se asocian con situaciones de mayor comodidad en las que la postura es estable y se realizan pocos cambios grandes de postura.

V.5.1.3 Asociación macromovimientos / niveles de molestias

Los niveles de asociación entre las variables de macromovimientos y los niveles de molestias se muestran en la Tabla V. 44. Como en los apartados anteriores, se formulan estos niveles de asociación como los niveles de significación de los grupos de molestias en una prueba de Kruskal-Wallis. La Figura V. 31 muestra los diagramas de cajas de los macromovimientos lumbares para los grupos en los que

las diferencias son significativas. Del mismo modo la Figura V. 32 muestra los diagramas de cajas para los que existen diferencias en los macromovimientos de pelvis.

	Disminución confort general	Aumento dolor			Presencia dolor		
		lumbar	cuello	dorsal	lumbar	cuello	dorsal
RL	o	o	+	o	o	+	o
N5L	o	++	o	o	++	o	o
RP	o	++	+	o	++	++	o
N5P	o	+	o	+	++	o	o

Tabla V. 44. Nivel de significación de los diferentes niveles de molestias o confort para los macromovimientos lumbar y de pelvis en un test de Kruskal-Walis. +/- n.s.<0.05; ++/-- n.s <0,01; o no significativo. + aumenta el valor de la variable en ese grupo; - disminuye. Ver siglas en Tabla V. 19.

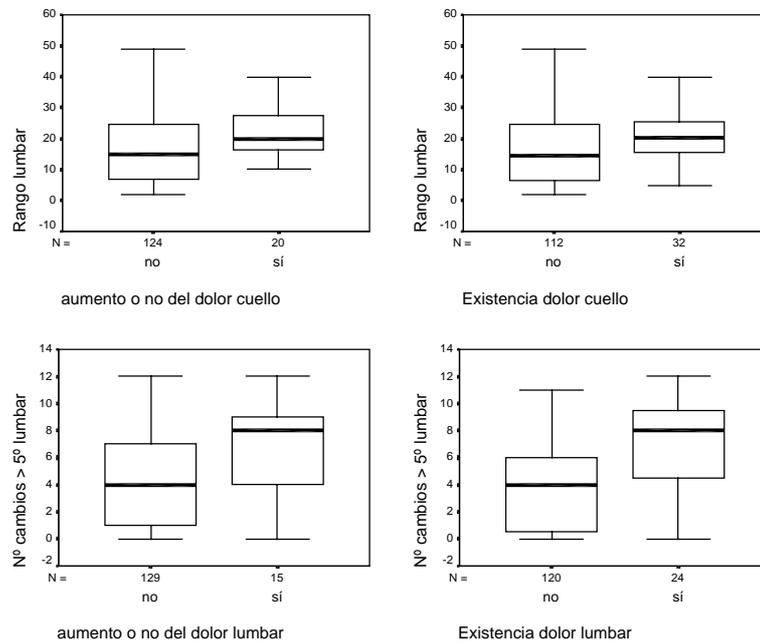


Figura V. 31. Diagramas de cajas de macromovimientos lumbares para aquellos grupos de molestias en los que existen diferencias significativas.

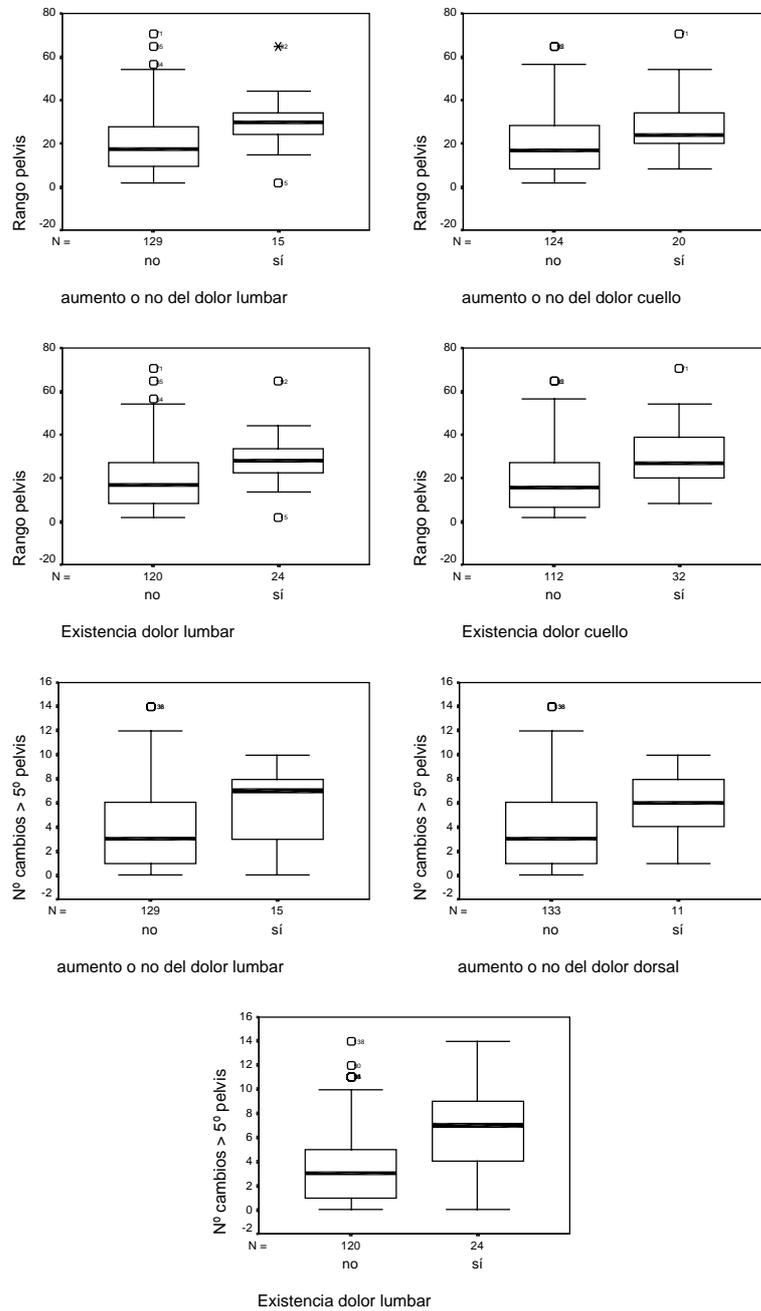


Figura V. 32. Diagramas de cajas de macromovimientos de pelvis para aquellos grupos de molestias en los que existen diferencias significativas.

Al igual que en los casos anteriores, no existen diferencias significativas de los macromovimientos entre el grupo de disminución de comodidad y el de no disminución.

La frecuencia de movimientos lumbares y la amplitud y frecuencia de movimientos de pelvis se relacionan con periodos de tiempo en los que aumenta el dolor lumbar, aunque esta asociación es mucho más fuerte con los periodos en los que esta molestia está presente.

Los grandes rangos de movimiento parecen estar asociados también con periodos en los que aumenta el dolor en el cuello, mientras que la frecuencia de movimientos de pelvis se asocia con aumentos del dolor dorsal.

Estos resultados ratifican la enorme importancia del dolor lumbar, que, además de ser el que más afecta a las sensaciones de comodidad, se asocia con los cambios de postura más frecuentes y de mayor amplitud.

V.5.1.4 Asociación contacto con el respaldo / niveles de molestias

Como en los apartados anteriores la Tabla V. 45 muestra para qué grupos de diferentes niveles de molestias existen diferencias significativas en los porcentajes de tiempo en contacto con el respaldo.

	Disminución confort general	Aumento dolor			Presencia dolor		
		lumbar	cuello	dorsal	lumbar	cuello	dorsal
CONTL	o	o	-	o	o	--	o
CONTD	o	o	o	o	+	++	o
CONTLD	o	o	o	o	o	+	o
SINCONT	o	o	+	+	+	+	o

Tabla V. 45. Nivel de significación de los diferentes niveles de molestias o confort para los porcentajes de tiempo en los diferentes contactos en un test de Kruskal-Wallis. +/- n.s.<0.05; ++/-- n.s.<0,01; o no significativo. + aumenta el valor de la variable en ese grupo; - disminuye. Ver siglas en Tabla V. 19.

Se observa que los periodos con mayores molestias lumbares se corresponden con usos del respaldo en los que se apoya únicamente la zona dorsal o con periodos en los que no se utiliza el respaldo.

Los registros con menor uso del respaldo se asocian con aumento del dolor de cuello y aumento del dolor dorsal.

En cuanto al dolor de cuello, no parece estar relacionado exclusivamente con un tipo de contacto, ya que las diferencias indican que cuando la presencia de la

molestia se asocia con mayor porcentaje de tiempo en contacto dorsal, en contacto de ambas zonas, o sin contacto, y con menor tiempo en contacto lumbar.

V.5.1.5 Conclusiones

La primera conclusión que se extrae es que no hay diferencias significativas en ninguno de los parámetros posturales en los grupos en los que disminuye o no la comodidad general. Sin embargo sí que existen variables con diferencias significativas entre los grupos en los que cambia o no el nivel de molestias de todas las zonas importantes.

La explicación de que no existan diferencias significativas entre disminución o no del confort general podría ser la siguiente. Un hecho que se ha comprobado es que los cambios de comodidad se deben a la aparición o aumento conjunto de varias molestias, con una importancia relativa de cada una de ellas diferente. Ahora bien, no todas las posturas favorecen la aparición del dolor en las mismas zonas, como también se deduce de los apartados anteriores. Por tanto, existen posturas, muy diferentes entre sí, que causan cambios de comodidad, pero debidos a molestias en zonas del cuerpo diferentes. De esta forma, el grupo de posturas que generan incomodidad puede resultar tan amplio, que las diferencias con las posturas que no generan incomodidad no resultan ser significativas. El estudio de la relación entre la comodidad y la postura se debe abordar teniendo en cuenta únicamente las molestias en las zonas importantes y no con los cambios en los niveles de comodidad general.

Otra conclusión que se extrae es que las situaciones con aumento de las molestias lumbares están asociadas a posturas con la pelvis más inclinada hacia delante y movimientos de pelvis con mayor amplitud y mayor frecuencia. Además, se asocian también a cambios de postura lumbar más frecuentes y micromovimientos más lentos y de mayor amplitud.

Los registros en los que aumentan las molestias en el cuello son los que menos relación tienen con las posturas lumbar y de pelvis. Se corresponden con periodos de mucho tiempo sin uso del respaldo y poco tiempo en contacto lumbar únicamente, con rangos de movimiento amplios y posturas lumbares más lordóticas.

Los registros en los que aumenta el dolor en la zona dorsal se asocian con mayores porcentajes de tiempo sin contacto con el respaldo. Estas molestias se corresponden por tanto con posturas en las que la pelvis está más inclinada hacia delante y la zona lumbar más flexionada, y también con cambios de postura de pelvis más frecuentes.

Por tanto, los dolores en la zona lumbar y la zona dorsal se relacionan mucho más con la postura lumbar que los dolores en el cuello. Esto es lógico ya que, aunque la postura de la pelvis afecte indirectamente a la del cuello, no la determina completamente.

En el apartado V.3.4 se expuso que una reacción típica para evitar la incomodidad son los cambios grandes de postura. Se observa que los grandes cambios de posturas, tanto en frecuencia como en rango, son mayores en los casos en que el dolor lumbar está presente. Además son también mayores en los periodos en que el dolor lumbar aumenta. Este resultado se debe a que no hay grandes diferencias en el número de registros de uno u otro tipo, ya que el dolor lumbar sigue aumentando continuamente en cuanto aparece, y los grupos de casos en los que aumenta o está presente el dolor lumbar son casi los mismos.

La gran diferencia de amplitudes y frecuencia de macromovimientos observada entre los registros con o sin molestias lumbares refuerza la importancia del dolor en la zona lumbar, ya que es el dolor que más afecta a los grandes cambios de postura.

Según este resultado, se comprueba que los grandes cambios de postura pueden ser un buen indicador del nivel de comodidad general. Cuando duele la zona lumbar, los grandes cambios de postura son más frecuentes y de mayor amplitud, y ambas cosas son síntomas de incomodidad. Este hecho hace replantearse la ubicación de los macromovimientos dentro de la cadena causa/efecto. En un principio, los macromovimientos se plantearon en el segundo nivel de la cadena (apartado I.3) pero cabría replantearse su localización tras comprobar su asociación con el disconfort.

Cuando un sujeto está incómodo, intenta evitar esa incomodidad con cambios de postura grandes. Es decir, que los grandes cambios de postura (macromovimientos) son el *efecto* de la aparición de molestias. Se espera (y así se ha comprobado) que un sujeto cambie con más frecuencia y con mayor amplitud de cambio cuando está más incómodo, y no al revés, es decir, no está incómodo a causa de moverse más. Por tanto, los macromovimientos estarían en el tercer nivel de la cadena causa/efecto, al igual que la incomodidad. Por esta razón, los macromovimientos pueden utilizarse como indicador de la existencia de molestias o como indicador del nivel de incomodidad. Se podría obtener cuál es el nivel de grandes movimientos que indica que ya existen molestias significativas. Por tanto el modelo causa/efecto podría replantearse según la Figura V. 33.

Los macromovimientos podrían ser causa a su vez de la aparición o no de molestias. Es decir, los grandes cambios de postura podrían ocasionar aumento o disminución de molestias, sin embargo, la gran relación encontrada y la evidencia de que cuando un sujeto empieza a moverse es porque ya está incómodo, hacen rechazar esta posibilidad.

El problema de la predicción de qué posturas provocan la aparición de molestias se debe resolver, por lo tanto, con los micromovimientos y las posturas medias, que son verdaderamente las *causas* de los cambios de comodidad. Una postura de pelvis o lumbar inadecuada puede ser la causa de aparición de molestias. Además, los pequeños movimientos alrededor de una postura pueden dilatar el tiempo de aparición de molestias, ya que contribuyen a la disminución de tensiones

localmente. De ahí la tendencia de los fabricantes de sillas por aumentar la flexibilidad de los respaldos. La evolución de las sillas de oficina ha sido la de permitir más movimientos estando sentado (Festervoll, 1994), ya que suelen ser más cómodas las sillas con respaldos flexibles y los ajustes de las sillas se utilizan pocas veces (Lueder, 1994). En este aspecto, ha habido ya diversas generaciones de sillas denominadas de contacto total (Suzuki *et al.*, 1994), que intentan favorecer los pequeños movimientos sin dejar el contacto con el respaldo.

Por tanto, se presentan dos posibles formas de enfocar el estudio de la relación entre comodidad y postura. La primera consistiría en observar la causa: establecer las posturas medias y micromovimientos que facilitan la no aparición de molestias o la no disminución de comodidad (Figura V. 33. A). La segunda consistiría en observar el efecto: establecer los grandes movimientos que separan las situaciones de mayor o menor comodidad, o lo que es lo mismo, las situaciones con presencia o ausencia de dolor (Figura V. 33. B).

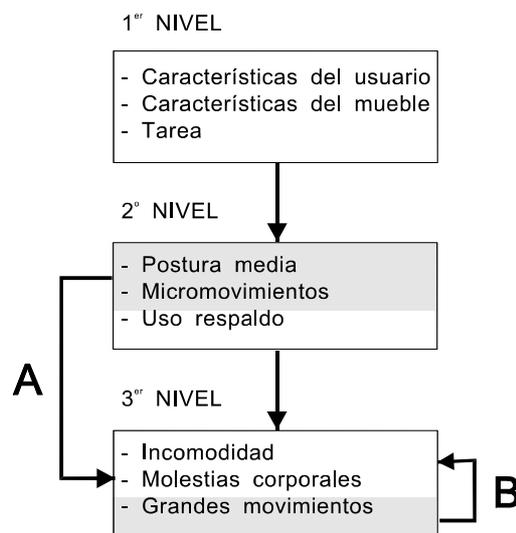


Figura V. 33. Replanteamiento del modelo causa/efecto con una nueva ubicación de los macromovimientos.

En el siguiente apartado se plantea el estudio de ambas relaciones.

V.5.2 RELACIÓN ENTRE COMODIDAD Y POSTURA. ANÁLISIS MULTIVARIANTE

En el apartado anterior, se ha comprobado que los registros con o sin molestias se diferencian en los valores de los parámetros posturales. Para todos los grupos de casos con o sin molestias en las zonas del cuerpo importantes se ha encontrado que existen diferencias significativas en diversos parámetros de posturas medias lumbar y de pelvis, en los parámetros de movilidad y en los de formas de uso del respaldo. En especial se ha comprobado que las molestias lumbares y dorsales son las que más relación tienen con dichos parámetros, y principalmente las molestias lumbares. Además se comprobó que precisamente las molestias lumbares son las más importantes de todas, ya que en la comodidad general no sólo influye su aumento, sino también su presencia.

Una vez comprobadas estas relaciones, se plantea como siguiente objetivo el de ver qué combinación de parámetros posturales se relaciona con el aumento de discomfort, y determinar para dichos parámetros si existen valores límite que delimiten las situaciones de molestias. El objetivo de todo ello es, por una parte, predecir el posible aumento o presencia de molestias, y por otra, interpretar en qué medida afecta cada parámetro cuando se analizan conjuntamente.

En el apartado V.3.5 se comprobó además que las variables posturales están muy correlacionadas entre sí, por lo que algunas de esas diferencias observadas entre los grupos de molestias podrían deberse a la correlación existente entre ellas. De hecho, estas diferencias de las variables entre grupos no son definitivas para concluir que son esos valores de las variables posturales los que provocan o no molestias. Podría ocurrir además que, aunque a nivel individual, los valores de las variables no sean diferentes entre los grupos de molestias, cuando se combinan entre ellas, sí que existan diferencias. Por ejemplo, una postura con la zona lumbar flexionada no produce aumento de dolor lumbar, pero cuando se la combina con micromovimientos poco frecuentes podría producirlo.

Por esta razón, para determinar cuáles son las variables posturales que realmente determinan esos cambios de comodidad, se debe plantear la realización de un análisis estadístico multivariante. Es decir, habría que seleccionar una técnica de análisis multivariante capaz de interpretar las asociaciones de variables que separen los casos con molestias durante ese intervalo de tiempo de los que no las tienen. Como se ha expuesto, el estudio se puede hacer a dos niveles: en primer lugar, determinar cuales son las posturas medias y micromovimientos que provocan aumento de molestias, y, en segundo lugar, cuáles son los niveles de grandes movimientos que delimitan situaciones con molestias o sin ellas.

En los procedimientos estadísticos multivariantes, la ventaja está en analizar las variables conjuntamente y no de una en una. Al considerar las variables simultáneamente, se puede incorporar información importante sobre sus relaciones. Por otra parte, en todos los análisis multivariantes, las interdependencias

entre variables afectan a los análisis, y como se verá más adelante, requiere de la utilización de variables incorrelacionadas.

Los análisis multivariantes disponibles para la discriminación entre grupos de casos se basan en la utilización de un modelo basado en una función de las variables predictoras. Los parámetros del modelo se ajustan de forma que la función proporciona la mejor discriminación posible entre los grupos. Dichas funciones se generan a partir de una muestra de casos para los que se conoce la pertenencia al grupo, y una vez conocidas, se pueden aplicar esas mismas funciones a nuevos casos, de los que se conocen los valores de las variables predictoras, para predecir la pertenencia al grupo.

Normalmente, cualquier modelo se ajusta a la muestra de la cual se ha obtenido mejor que a cualquier otra muestra de la población. Por tanto el porcentaje de casos clasificados correctamente es un estimador sobrestimado del ajuste real a la población.

Hay varias formas de obtener un mejor estimador del verdadero ajuste del modelo. Si la muestra es lo suficientemente grande para ser dividida en dos partes aleatoriamente, se puede utilizar una de ellas para ajustar el modelo y la otra para comprobar su ajuste. Sin embargo, esto requiere grandes muestras y no se hace un buen uso de toda la información disponible. Otra técnica es la de dejar un caso sin clasificar. Consiste en dejar fuera cada uno de los casos, calculando la función basada en los $n-1$ casos restantes, y clasificar con ella al caso que se ha dejado.

Por otra parte, si se utiliza el porcentaje de casos bien clasificados como índice de la efectividad de una función habrá que tener en cuenta lo siguiente. Si se clasifican dos grupos con probabilidades iniciales iguales, haciendo una clasificación aleatoria se acertaría el 50% de los casos. Por tanto una función discriminante que no clasifique bien más del 50% de los casos no funciona mejor que el azar. Como mínimo se deberían exigir porcentajes por encima del 60%.

Cuando uno de los grupos es mucho menor que el otro puede resultar un porcentaje de clasificación correcta muy alto, incluso cuando la mayoría de los casos del grupo minoritario estén mal clasificados. El grupo de casos de existencia o aumento de dolor es un grupo minoritario y, sin embargo, es más interesante clasificar correctamente estos casos. Es decir, el resultado ideal no es obtener un mayor porcentaje de clasificación total del número de casos, sino identificar la mayoría de los casos del grupo pequeño. En concreto, clasificando todos los casos en el grupo de no dolor o no aumento de dolor, los porcentajes de clasificación resultantes serían muy altos, ya que es un grupo mayoritario. Sin embargo este resultado no es útil en absoluto, ya que el objetivo de la clasificación es identificar los casos con dolor. Una solución a los diferentes tamaños de grupo es la de ponderar los casos de forma que la probabilidad inicial de pertenecer a cada caso es la misma, es decir, ponderar de forma que haya el mismo número de casos con o sin molestias.

Existen varias técnicas de discriminación multivariantes que podrían ser utilizadas. Entre ellas se encuentran el análisis discriminante y la regresión logística.

El **análisis discriminante** utiliza una función discriminante lineal, o, para más de dos grupos, un conjunto de funciones discriminantes lineales. Es decir, ajusta los coeficientes de la combinación lineal de las variables predictoras que proporciona la mejor discriminación entre los grupos. El análisis discriminante (Norusis, 1994), aunque tiene la ventaja de poder clasificar en más de dos grupos, tiene la desventaja de que se deben cumplir ciertos supuestos algo restrictivos. Entre otros supuestos, se debe cumplir que las variables predictoras tengan una distribución normal multivariada, y que las matrices de varianza-covarianza intra-grupos sean iguales en todos los grupos. Como se comprobó en el apartado V.3.4, no todas las variables posturales siguen una distribución normal y en muchos casos las varianzas tampoco son iguales. Con ello se elimina su posibilidad de aplicación.

La **regresión logística** es otra alternativa que parte de supuestos no tan rigurosos, por lo que su utilización es más generalizada (Norusis, 1993). A diferencia del análisis discriminante sólo clasifica en dos grupos pero, por el contrario, puede incluir variables categóricas entre las variables predictoras, y no precisa cumplir supuestos distribucionales en las variables. Adicionalmente, al igual que con otras formas de regresión, la multicolinealidad entre los predictores puede llevar a estimaciones sesgadas y a errores típicos excesivos.

El modelo de regresión logística predice directamente la probabilidad de que el caso pertenezca a uno u otro grupo según un modelo exponencial:

$$prob(grupo) = \frac{1}{1 + e^{-Z}}$$

Donde Z es una combinación lineal de las variables predictoras, cuyos coeficientes se ajustan para obtener la solución más probable, a través también de una muestra de casos para los que se conoce su pertenencia al grupo.

Los coeficientes de regresión logística pueden utilizarse para estimar las razones de probabilidades de cada variable independiente del modelo. La razón entre la probabilidad de pertenecer a un grupo y la de no pertenecer será:

$$\frac{prob(grupo)}{prob(no\ grupo)} = e^Z = e^{B_0 + B_1 X_1 + \dots + B_n X_n} = e^{B_0} e^{B_1 X_1} \dots e^{B_n X_n}$$

Por tanto, se pueden interpretar los coeficientes de la siguiente forma. La exponencial del coeficiente B_i es el factor por el que cambia la razón de probabilidades cuando la variable independiente i aumenta en una unidad. Si el coeficiente es positivo, la razón aumenta, y viceversa.

La selección del mejor modelo de predicción se realiza introduciendo o eliminando variables. En cada caso hay que comprobar si la predicción mejora o no. En resumen, se trata de seleccionar el modelo más simple que mejor prediga los resultados. Para realizar la selección del modelo existen diferentes posibilidades.

Una de ellas se basa en la comprobación de la significación de cada uno de los coeficientes. La prueba de que uno de los coeficientes sea cero se basa en el estadístico de Wald, que desafortunadamente tiene una propiedad no deseable de forma que cuando el valor del coeficiente es grande, no se puede confiar en él para comprobar hipótesis. En su lugar, se debe construir un modelo con y sin la variable, y basar la hipótesis de nulidad en el cambio de la razón de verosimilitud.

La verosimilitud se calcula como la probabilidad de que ocurran los resultados reales con los parámetros estimados del modelo. Al ser éste un valor pequeño (<1) se suele utilizar en su lugar -2 veces su logaritmo ($-2\log V$). Un buen modelo tendrá un valor grande de verosimilitud, por tanto un valor pequeño de $-2\log V$. La razón de verosimilitud (RV) se calcula dividiendo la verosimilitud del modelo reducido entre la verosimilitud del modelo completo (con todas las variables). De nuevo, el valor de -2 veces el logaritmo de la RV sigue una distribución chi-cuadrado con r grados de libertad, siendo r la diferencia entre el número de términos del modelo reducido y el completo.

El programa estadístico SPSS permite una selección automática del modelo que mejor se ajusta basado en la RV. El proceso de selección de variables adelante consiste en añadir variables de una en una en función del nivel de significación del estadístico de puntuación. Una vez introducida en el modelo se ajustan los coeficientes y se comprueba si alguna variable puede ser eliminada con el test de RV del modelo.

Una vez ajustados los coeficientes del modelo de predicción de probabilidades, se calculan los porcentajes de aciertos en la clasificación, normalmente con valor de probabilidad de corte de 0.5 para asignar a un grupo o a otro.

En un modelo de regresión logística, la contribución de cada variable depende de las otras variables del modelo. Esto es un problema, sobretodo cuando las variables están muy correlacionadas. Para comprobar la correlación parcial entre cada variable y las demás se utiliza el estadístico R . Valores pequeños de R indican que la variable tiene una contribución parcial muy pequeña al modelo.

Tal y como se comentó antes, para todos los análisis multivariantes, la alta correlación entre variables puede afectar además a los resultados del análisis. Una posible solución es reducir las variables a otras no correlacionadas entre sí utilizando los factores resultantes de un análisis factorial. La utilización de esta técnica está siendo cada vez más común en el campo de la ergonomía (Clancy, 1997; Helander y Zhang, 1997).

El **análisis factorial** (Norusis, 1994) intenta identificar variables subyacentes, o factores, que expliquen la configuración de correlaciones dentro de un conjunto de variables observadas. El análisis factorial se utiliza con frecuencia en la reducción de datos, identificando un pequeño número de factores que explique la mayoría de la varianza observada en un número mayor de variables. Los factores representan a las variables originales con una pérdida mínima de información. El análisis factorial se utiliza también para inspeccionar variables: se investiga el número de factores

subyacentes y además, en muchos casos, se puede identificar lo que los factores representan conceptualmente. Además, se pueden calcular los valores de los factores para cada caso, que pueden utilizarse en análisis posteriores.

Por supuesto, este análisis tiene sentido cuando las variables están muy correlacionadas, ya que utiliza dichos coeficientes para identificar los factores. En el caso de las variables de micromovimientos, por ejemplo, se observan coeficientes de correlación entre ellas muy altos, y posiblemente podría explicarse la mayoría de la varianza de dichas variables con un único factor que mida directamente la micromovilidad.

Los pasos a seguir en un análisis factorial son los siguientes. En primer lugar, se debe comprobar que la nube de puntos en el espacio no forma una 'esfera', y que realmente puede explicarse la variabilidad con pocos factores. Si los puntos se distribuyeran con forma de esfera, querría decir que las variables no están intercorrelacionadas. Para ello se utiliza el test de esfericidad de Barlett, que comprueba la hipótesis de que la matriz de correlaciones sea la matriz identidad.

A continuación se extraen los factores necesarios para representar los datos. El método de extracción conocido como análisis de componentes principales es el más utilizado. En él, los factores se forman con combinaciones lineales de las variables. El primer factor es la combinación lineal de las variables que explica el mayor porcentaje de varianza. El segundo factor es la combinación que explica el mayor porcentaje de la varianza residual, y así sucesivamente. De esta forma, los sucesivos factores explican cada vez menos varianza.

Se podrían extraer tantos componentes como variables, pero esto tiene poco sentido, pues lo que interesa es el mínimo número de factores que explican un máximo de la variabilidad total. La selección de este número mínimo se realiza en función de la varianza explicada por cada factor. En el método de componentes principales (Norusis, 1994), por simplicidad, todas las variables y factores se representan en forma estandarizada, con media 0 y desviación estándar 1. A la varianza explicada por cada variable se le denomina *comunalidad* de la variable, que, al estar normalizadas, toma el valor de 1 para todas las variables. La varianza explicada por cada factor se denomina *autovalor*. Una forma muy extendida de selección de factores es el criterio de que los autovalores sean mayor que 1, es decir, se extraen únicamente aquellos factores que explican algo más que una sola de las variables originales aislada. Otra forma de seleccionar el número de factores es observando el porcentaje de varianza total explicada por cada factor, y conservar los factores que expliquen un porcentaje mínimo de varianza.

Por las razones expuestas, la técnica estadística que se utilizará para la obtención de la relación entre los valores de parámetros posturales y la incomodidad será la regresión logística. Para eliminar el efecto del tamaño de grupo, se ponderarán los casos de los grupos de molestias de forma que inicialmente la probabilidad de pertenecer a cada uno sea la misma. Además, para el caso de las variables de

micromovimientos y posturas medias se realizará este análisis con los factores resultantes de un análisis factorial.

A continuación se exponen los resultados de dichos análisis.

V.5.2.1 Relación de micromovimientos y posturas medias con el aumento de molestias

En principio, tal y como se expuso en el apartado V.5.1.5 se pretende conocer la combinación de valores de las variables de micromovimientos y posturas medias que delimitan las situaciones en que aumentan las molestias de las situaciones en que no las aumentan. Otra posibilidad sería delimitar directamente las situaciones en que disminuye la comodidad de las que no. Sin embargo, como se expuso en ese mismo apartado, no tiene sentido intentar clasificar estos grupos ya que la incomodidad es el efecto conjunto y relativo de diferentes molestias, y por tanto los grupos de posturas que disminuyen la comodidad no son homogéneos. Por tanto, únicamente se muestra la clasificación de los grupos de molestias importantes.

Debido a la alta correlación de variables, se plantea además la utilización de las puntuaciones de los factores obtenidos en un análisis factorial, en vez de utilizar las variables originales.

A continuación se exponen los resultados del análisis factorial para micromovimientos y posturas medias y, posteriormente, los resultados de la regresión logística con los factores.

V.5.2.1.1 Obtención y descripción de factores

El proceso utilizado para la obtención de los factores subyacentes a todas las variables de posturas medias y micromovimientos lumbares y de pelvis ha sido un análisis factorial, tal y como se ha descrito anteriormente. Los parámetros de macromovimientos, según se expuso en un apartado anterior, no entran en este análisis, al ser considerados como un indicador directo de la incomodidad y no como una causa de ella. La prueba de esfericidad de Barlett indica que es posible efectuar el análisis, ya que la nube de puntos no es esférica. Los resultados en cuanto a autovalores y varianzas explicadas pueden observarse en la Tabla V. 46.

Componente	Autovalores iniciales	% de varianza	% acumulado
1	3,303	55,043	55,043
2	1,054	17,564	72,608
3	0,825	13,746	86,354
4	0,386	6,425	92,779
5	0,258	4,308	97,087
6	0,175	2,913	100,000

Tabla V. 46. Autovalores y varianza explicada por todos los componentes.

Se observa que sólo los dos primeros factores tienen autovalores mayores que 1. Sin embargo, como resultado final se han seleccionado tres factores ya que, aunque el autovalor del tercer factor sea menor que 1, explica un alto porcentaje de varianza, de un orden similar al explicado por el segundo factor. En total, los tres factores explican un 86% de la varianza, por lo que no se pierde mucha información con relación a las variables originales.

Los componentes de cada factor para las variables se muestran en la Tabla V. 47. Se han remarcado las relaciones más significativas. En el anexo 3 se muestran los coeficientes necesarios para calcular las puntuaciones de los tres factores extraídos.

	Componente		
	1	2	3
Media lumbar (PMF)	0,406	-0,583	0,697
Microm. Valor eficaz lumbar	-0,850	-0,046	-0,047
Microm. Veces cero lumbar	0,877	0,106	-0,230
Media pelvis (sin normalizar)	-0,298	0,788	0,526
Microm. Valor eficaz pelvis	-0,863	-0,246	-0,079
Microm. Veces cero pelvis	0,901	0,141	-0,036

Tabla V. 47. Matriz de componentes del análisis factorial.

El primer componente se correlaciona básicamente con las variables de micromovimientos. Al aumentar la frecuencia de micromovimientos (número de ceros lumbar y pelvis) y disminuir la amplitud (valor eficaz de pelvis y lumbar), crece. Es decir, es un factor que mide la *movilidad*, y es mayor con los micromovimientos rápidos de baja amplitud, y menor con los micromovimientos lentos y de gran amplitud.

Tanto el segundo como el tercer factor se correlacionan básicamente con las posturas medias lumbar y de pelvis, pero lo hacen en sentidos opuestos. La Figura V. 34 muestra un esquema de ambos factores.

Así, el segundo factor toma valores altos con posturas lumbares flexionadas con la pelvis inclinada hacia delante, y valores bajos para las posturas lumbares lordóticas con la pelvis inclinada hacia atrás. Es decir, mide el nivel de *cifosis* y *pelvis inclinada hacia adelante*.

Por el contrario, el tercer factor opone a un lado las posturas lumbares lordóticas con la pelvis inclinada hacia delante, y al otro las posturas lumbares flexionadas con la pelvis inclinada hacia atrás. Toma valores altos con *lordosis* y *pelvis inclinada hacia adelante*.

Figura V. 34. Esquema de factores de posturas medias.

La interpretación de estos dos últimos factores no es tan directa como la del primer factor. Analizando los valores de los factores para cada uno de los grupos básicos de posturas, encontrados en función de la utilización del respaldo, se puede esclarecer el significado de cada factor.

La Tabla V. 48 muestra los parámetros descriptivos de estos tres factores para los cuatro grupos de contacto. La Figura V. 35 muestra los diagramas de cajas para estos mismos factores y grupos. Cabe recordar que los factores son normalizados de media 0 y desviación típica 1. Hay diferencias altamente significativas (<0.01) en los valores de los tres factores entre los grupos de contactos (prueba de Kruskal-Wallis).

Así, el factor 1 mide la *movilidad* dentro de posturas estables. La micromovilidad es alta cuando se usa el respaldo completamente, mientras que tiene un valor pequeño cuando no se utiliza. Esto implica que el uso correcto del respaldo favorece los micromovimientos en el sentido de una mayor frecuencia de movimiento y una menor amplitud.

El segundo factor separa los registros correspondientes a posiciones cifóticas con pelvis poco inclinada hacia detrás, frente a posturas con el tronco más reclinado, la pelvis más girada hacia detrás y mayor lordosis. Lo primero ocurre cuando no se utiliza el respaldo o cuando se utiliza como apoyo para la pelvis, es decir, cuando se trabaja inclinado hacia la mesa. Lo segundo ocurre cuando se trabaja reclinado hacia atrás. Es decir, es un factor que representa la forma o hábito de trabajar, con más apoyo en la parte superior de la espalda (valores negativos),

frente a posiciones inclinadas hacia delante con apoyo en la mesa. Puede ser un factor asociado a los *hábitos de trabajo*.

FACTOR		Grupos de contactos			
		1	2	3	4
Factor 1. Movilidad	Media	-,815	,683	-,323	-,070
	Desv. típ.	,797	,780	,906	,753
	Mínimo	-2,352	-,925	-1,874	-1,092
	Máximo	,649	2,037	2,091	1,209
Factor 2. Hábito Cifosis + pelvis adelante	Media	,354	-,334	,383	-1,201
	Desv. típ.	,724	1,009	,783	1,122
	Mínimo	-1,578	-2,127	-2,903	-2,680
	Máximo	1,720	1,504	1,675	,459
Factor 3. Anatómico Lordosis + pelvis adelante	Media	,237	,333	-,286	-,611
	Desv. típ.	,895	,956	,947	1,094
	Mínimo	-1,922	-1,256	-2,377	-2,590
	Máximo	1,259	2,360	1,527	,730

Tabla V. 48. Descriptivo de factores por grupos de contacto.

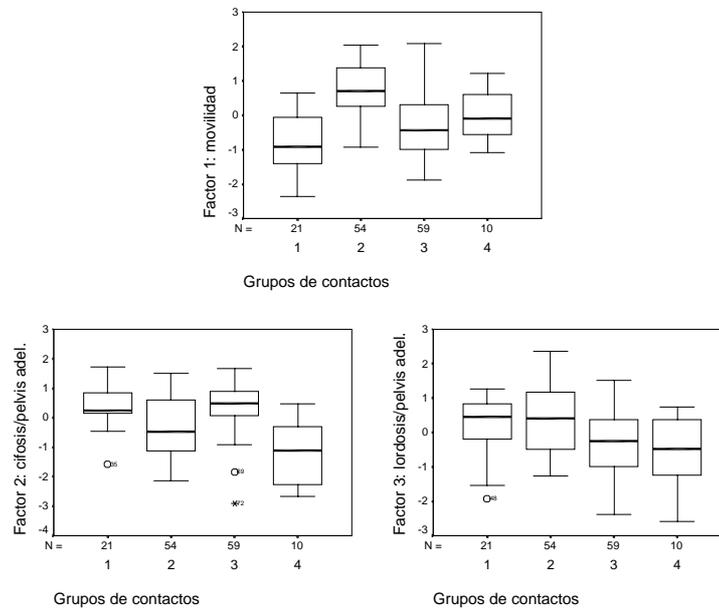


Figura V. 35. Diagramas de cajas de factores por grupos de contacto.

Sin embargo, el factor 3 separa los registros con lordosis y pelvis hacia delante de los registros con la pelvis hacia atrás y cifosis. Se corresponde con la relación *anatómica* descrita en la literatura donde se asocia la cifosis lumbar con el giro hacia atrás de la pelvis (valores negativos del factor), frente a posturas lordóticas con la pelvis no girada (valores positivos del factor). Curiosamente, este factor, en el que se centran la mayoría de los trabajos de laboratorio y que suele ser tomado como evaluador de lo saludable que es una postura (mayor lordosis y menor giro hacia atrás de la pelvis es más sano), explica mucha menos variabilidad que otros factores como la movilidad o el hábito postural cuando las posturas son espontáneas. En el siguiente apartado se discutirá también su validez como evaluador de la bondad de la postura, al analizar su efecto sobre la incidencia de molestias.

Un resultado a destacar es que el factor de *hábito* es independiente del factor *anatómico*. El hecho de que los dos últimos factores incluyan las posturas medias lumbar y de pelvis, pero en sentidos opuestos, confirma el hecho de que ambas zonas siguen trayectorias más o menos individuales, pero no independientes, ya que la variabilidad se agrupa en dos factores independientes. Esto implica que dentro de cada uno de los hábitos de trabajo, que afecta en un sentido a la relación, se puede encontrar variabilidad del tercer factor, pero ya con mucha menos influencia que el factor de hábito. En resumen, la pelvis puede estar inclinada hacia delante con y sin lordosis, y puede estar inclinada hacia detrás con y sin lordosis, sin embargo, esta variabilidad se encuentra distribuida con una relación mayor en el sentido de pelvis hacia delante con cifosis o pelvis hacia atrás con lordosis. Esto indica que *la relación lordosis/inclinación de la pelvis no es absoluta* y está matizada por la forma de sentarse, factor que, de hecho, afecta más a dicha relación que la propia condición anatómica contenida en el tercer factor.

La ventaja de utilizar los factores en vez de las variables posturales es que, al no estar correlacionados entre sí, los resultados de la regresión logística son más fiables. La desventaja es que la utilización de los factores para una predicción futura se hace más engorrosa, ya que se deben calcular todas las variables iniciales y realizar transformaciones posteriores, resultando algo más difícil la interpretación física (es más difícil interpretar movilidad = 0.3, que un determinado valor para el número de movimientos por minuto o amplitud del movimiento).

Sin embargo, en aras de una mayor fiabilidad de los resultados, en el apartado siguiente, se muestran únicamente los resultados del estudio de la relación entre comodidad y los tres factores resultantes del análisis factorial.

V.5.2.1.2 Relación entre factores posturales y molestias

Se ha comprobado que la postura espontánea de los sujetos en las sillas puede describirse con tres factores independientes (movilidad, hábito y anatomía) y, según se expuso en la introducción del apartado V.5.2, el análisis de la relación entre la comodidad y la postura debía realizarse con una regresión logística en la que se

utilizasen los factores de los parámetros posturales como variables predictoras de los grupos en los que las molestias en zonas importantes aumentan.

En este apartado se incluyen los resultados de varios análisis de regresión logística. En cada uno de ellos se ha intentado clasificar los registros según la pertenencia al grupo de aumento o no aumento de molestias lumbar, en cuello y dorsales, respectivamente, utilizando los valores de los tres factores para la clasificación.

Para el análisis de cada molestia, se han ponderado los casos de tal forma que la probabilidad de cada grupo sea la misma, y así evitar el efecto del tamaño de grupo. Como se comentó en el apartado en que se describieron las técnicas de análisis multivariante, la ponderación de los casos es necesaria en caso de que uno de los grupos en los que se intenta clasificar es minoritario, y esto ocurre en el caso de todas las zonas.

Sin embargo, la utilización de la ponderación de los casos tiene una desventaja en la interpretación de resultados. El modelo de regresión logística predice la probabilidad de pertenecer al grupo de aumento de molestias según un modelo exponencial. Al ponderar los casos esta probabilidad se falsea. Si por ejemplo el grupo minoritario está en una relación de 1:5, lo que se hace al ponderar es contabilizar los casos de molestias 5 veces y los otros una sola vez, para tener inicialmente idéntica probabilidad de pertenecer a uno u a otro. La Figura V. 36 muestra el efecto de la ponderación de los casos en los grupos. La gráfica A muestra las frecuencias reales de ambos grupos. Se observa que el grupo minoritario toma valores menores de la variable representada. Al ponderar, es decir, aumentar la frecuencia de los casos minoritarios (gráfica B), las diferencias reales existentes en cuanto a los valores de las variables de clasificación se hacen más patentes (aunque siguen siendo las mismas). Sin embargo, en la predicción de la probabilidad real de pertenecer al grupo de molestias se están falseando los resultados. En el ejemplo representado, para cualquier valor de la variable, la probabilidad de pertenecer al grupo minoritario es siempre menor que la de pertenecer al mayoritario, sin embargo al ponderar ya no es así.

Una consecuencia importante de lo expuesto es que los únicos coeficientes fiables del modelo son los que acompañan a las variables, mientras que es la constante del modelo la que está falseada. Como se vio, la exponencial del coeficiente es el factor por el que se multiplica la razón de probabilidades de pertenecer a los grupos cuando la variable aumenta en una unidad. Según esto, los coeficientes que acompañan a las variables son los que realmente muestran las diferencias entre grupos, mientras que la constante, es un factor que depende del número de casos de cada grupo.

Figura V. 36. Efecto de la ponderación de los casos.

En la selección de las variables de los modelos se ha seguido el proceso de selección hacia delante descrito anteriormente. Se ha utilizado un nivel de significación en el estadístico de puntuación de 0,05 para la entrada de nuevas variables al modelo, y de 0,10 en el nivel de significación de la RV para la salida de variables del modelo.

Las tablas de resultados de los modelos muestran los valores de los siguientes parámetros:

- los coeficientes ajustados (B_i) de las variables seleccionadas para el modelo,
- el error estándar de dichos coeficientes (S.E.),
- el valor del estadístico de Wald (Wald),
- el nivel de significación (Sig) de que el coeficiente sea cero,
- el nivel de contribución parcial de la variable al modelo con el estadístico R (R) y, por último,
- el valor de $\exp(B_i)$, que como se explicó es el factor por el que cambia la razón de probabilidades ($prob(molestias) / prob(no_molestias)$) cuando la variable independiente i aumenta en una unidad.

No se muestra el valor de la contante del modelo por la razón expuesta anteriormente.

En este caso, como los factores son variables normales de media 0 y desviación típica 1, los coeficientes B, al igual que los valores de R, son comparables entre los factores, al estar medidos en la misma ‘magnitud’.

- **Aumento de molestias lumbares**

En este caso el grupo de clasificación es el de aumento de molestias en la zona lumbar y las variables con que se predice son los factores de movilidad, hábito y anatómico.

Los resultados de clasificación de casos arrojan un porcentaje de aciertos del 67,29%. El modelo es altamente significativo y no se han detectado

casos que afecten en demasía al modelo, por lo que este porcentaje es válido. Los valores de los coeficientes y estadísticos del modelo se encuentran en la Tabla V. 49.

Factor	B	S.E.	Wald	Sig	R	Exp(B)
F1. Movilidad	-0,601	0,074	65,547	0,0000	-0,189	0,549
F2. Hábito de trabajo	-0,326	0,079	17,304	0,0000	-0,093	0,722
F3. Anatómico	0,975	0,076	164,791	0,0000	0,302	2,650

Tabla V. 49. Resultados de clasificación de aumento de molestias lumbares con los factores sin rotar.

Como puede observarse, el factor que más influye en el aumento de molestias ($R = 0,3$ y $\text{Exp}(B) = 2,65$) es el *factor anatómico*, pero en sentido contrario al descrito en numerosas monografías sobre postura sentada. Así, los valores altos del factor (lordosis y pelvis no girada hacia atrás) corresponden a valores más altos de Z y por tanto a una mayor probabilidad de padecer molestias lumbares. Este resultado es similar al descrito por Bishu *et al.* (1991) y no concuerda con las suposiciones de otros autores que, sin establecer relaciones confort/postura basadas en la experimentación, han aceptado a priori criterios de bondad de la postura basados en la similitud con la postura de pie.

El segundo factor más influyente ($R = -0,19$) es el de *movilidad* de manera que las posiciones más estáticas corresponden a mayores probabilidades de incomodidad, mientras que los pequeños movimientos frecuentes favorecen la comodidad a nivel de la espalda. Este hecho ya ha sido intuido por los fabricantes, que cada vez con más frecuencia sacan al mercado sillas con respaldos flexibles (también denominadas de contacto total o contacto permanente) que permiten cierta movilidad de la espalda sin dejar de apoyar la espalda en el respaldo.

El tercer factor, con mucha menor influencia es el del *hábito* con una R de sólo 0,09 y una $\text{exp}(B)$ de 0,72. Este resultado es lógico si se trata de un factor de hábito que depende de la persona, que acaba sentándose como más le conviene.

En definitiva, como deducción de los resultados se demuestra que la lordosis en sí misma no tiene el efecto impuesto sobre el confort, a corto plazo al menos y en sujetos sanos, sino justo lo contrario. La explicación de este hecho está asociada a la necesidad de esfuerzo estático en la zona lumbar para mantener la lordosis lumbar, aun con uso del respaldo. Las posturas lordóticas se mantienen con mayores esfuerzos musculares, por lo que existe mayor probabilidad de aparición de molestias. Sin embargo, las posturas cifóticas son más estables, posiblemente por el apoyo de los brazos

en la mesa, por tanto, se realizan menores esfuerzos estáticos para mantenerlas y existe menos probabilidad de molestias.

Llegado este punto, se puede analizar el papel del respaldo en la disminución del esfuerzo estático que provoca molestias. Si se repite este mismo análisis de regresión logística pero añadiendo entre las posibles variables predictoras una variable adicional que mida el tener algún tipo de apoyo en el respaldo, se puede derivar el efecto del respaldo. Los resultados de un análisis introduciendo una variable categórica con un valor para los grupos de casos clasificados en el grupo 1 (sin contacto) y otro valor diferente para el resto (algún contacto) se muestran en la Tabla V. 50.

Variable	B	S.E.	Wald	Sig	R	Exp(B)
F1. Movilidad	-0,512	0,080	40,859	0,0000	-0,147	0,600
F2. Hábito de trabajo	-0,390	0,082	22,583	0,0000	-0,107	0,677
F3. Anatómico	0,978	0,076	163,571	0,0000	0,301	2,658
Sin contacto	0,533	0,179	8,847	0,0029	0,062	1,704

Tabla V. 50. Resultados de una regresión logística incluyendo además de los factores el efecto de uso del respaldo.

Se observa que los resultados en cuanto a las variables son prácticamente idénticos, pero se muestra que el efecto del apoyo en el respaldo influye significativamente, con un factor en la razón de probabilidades de 1,7 en cuanto al riesgo de padecer molestias cuando no se usa el respaldo frente a cuando sí se utiliza. Esto indica que el uso del respaldo, en cualquiera de sus posibilidades mejora la comodidad. Cualquier uso del respaldo implica que se descansa mayor peso sobre él y por tanto los esfuerzos estáticos desarrollados para mantener la postura son menores.

Este resultado refuerza la conclusión de que el confort está mucho más asociado a esfuerzos musculares de la zona en cuestión que a otros argumentos relacionados con la presión intradiscal, la imitación de la postura natural de pie, etc.

Por tanto, las molestias lumbares, al menos a corto plazo, se deben básicamente a los esfuerzos musculares en dicha zona para mantener posturas lordóticas, existiendo factores como la frecuencia de pequeños movimientos alrededor de dicha postura y el uso del respaldo que favorecen la disminución de molestias lumbares.

- **Aumento de molestias en cuello**

Tal y como se comprobó al analizar las diferencias entre grupos de molestias para los parámetros posturales, las molestias en el cuello son las que menor relación tienen con las posturas lumbar y de pelvis. El análisis de

regresión logística confirma este hecho. Los resultados de clasificación con los factores arrojan un porcentaje de aciertos del 59,35%. Este valor de clasificación no es excesivamente alto, es decir no mejora mucho el porcentaje respecto a una clasificación al azar (50%). Esto indica que las variables posturales elegidas no son buenas para predecir las molestias en el cuello, tal y como se preveía.

De alguna forma, este resultado es razonable, ya que las molestias en el cuello se deben más a la inclinación de la cabeza que a la postura lumbar o de la pelvis, y aunque en cierto sentido todas están relacionadas, no lo están de forma tan directa.

- **Aumento de molestias dorsales**

En este caso el grupo de clasificación es el de aumento de molestias en la zona dorsal y las variables predictoras son los factores de movilidad, hábito y anatómico. Los resultados de clasificación con los factores (Tabla V. 51) arrojan un porcentaje de aciertos del 72,49%.

Factor	B	S.E.	Wald	Sig	R	Exp(B)
F1. Movilidad	-1,030	0,061	285,353	0,0000	-0,264	0,357
F2. Hábito de trabajo	1,611	0,084	372,229	0,0000	0,302	5,006
F3. Anatómico	0,192	0,045	18,187	0,0000	0,063	1,211

Tabla V. 51. Resultados de clasificación de aumento de molestias dorsales con los factores sin rotar.

Se observa que el factor que más influye es el factor de *hábito* que tiene un valor del factor por el que aumenta la razón de probabilidades (Exp(B)) superior a 5. Esto indica que prácticamente es el factor decisivo en el aumento de molestias dorsales. En hábitos de trabajo inclinados hacia delante la probabilidad de padecer molestias dorsales es muy superior a la de sufrirlas cuando se trabaja con la parte alta de la espalda apoyada en el respaldo.

El siguiente factor que afecta es el de *movilidad*, aunque lo hace en menor medida. Al igual que en las molestias lumbares, los movimientos rápidos alrededor de posturas estables (proporcionadas por el uso del respaldo) disminuyen la probabilidad de aumento de molestias dorsales. Aunque, la postura de la zona dorsal no haya sido registrada, la movilidad de la zona lumbar afecta indirectamente. Esto se debe a la continuidad de la espalda, ya que, como ocurre con las movilidades de la pelvis y la zona lumbar, los movimientos de una zona provocan movimientos de la otra.

Por último, el factor anatómico influye muy poco en comparación con los anteriores, aunque sigue siendo significativo. La influencia es en el mismo sentido que para las molestias lumbares. Así, posturas más lordóticas

con pelvis no girada tienen probabilidad de molestias dorsales también mayor.

V.5.2.1.3 Conclusiones

Como se indicó anteriormente al reubicar dentro de la cadena causa/efecto a los macromovimientos, un primer análisis de la relación postura/confort consiste en la observación de la causa de las molestias. Se trataría de establecer las posturas medias y micromovimientos que facilitan la no aparición de molestias (Figura V. 33. A). La aplicación de técnicas de análisis multivariante en el estudio de la relación entre la aparición de molestias importantes y los parámetros posturales de micromovimientos y posturas medias lumbar y de pelvis conduce a las siguientes conclusiones.

La alta correlación entre las variables ha hecho necesaria la aplicación de un análisis factorial para estudiar la estructura interna de estas variables y para la utilización de los factores en un análisis posterior. Se han identificado tres factores en las variables posturales:

- Un primer factor mide la *movilidad* dentro de posturas estables. Al aumentar la frecuencia de micromovimientos y disminuir la amplitud de los mismos, el valor del factor crece. Se ha comprobado que el uso del respaldo favorece la movilidad.
- El segundo factor corresponde a los *hábitos de trabajo* reclinado o no en el respaldo. Separa los registros en los que el tronco se inclina hacia delante (cifosis con pelvis poco inclinada hacia detrás) de las posturas con el tronco más reclinado (pelvis más girada hacia detrás y mayor lordosis).
- El tercer factor corresponde a la relación *anatómica* descrita en la literatura. Separa los registros con lordosis y pelvis hacia delante de los registros con la pelvis hacia atrás y cifosis.

Es este tercer factor en el que se han centrado la mayoría de los trabajos de análisis postural en postura sentada, sin embargo es el que menos varianza explica cuando las posturas son espontáneas.

Otro resultado destacable es la independencia entre el factor de *hábito* y el factor *anatómico*. Este resultado indica que *la relación lordosis/inclinación de la pelvis no es absoluta* y está matizada por la forma de sentarse, factor que, de hecho, afecta más a dicha relación que la propia condición anatómica contenida en el tercer factor.

Cruzando los factores obtenidos con los aumentos de molestias en las zonas del cuerpo que más influyen en el confort general (lumbar, cuello y dorsal) se han obtenido las siguientes conclusiones sobre las causas que generan incomodidad.

El factor que más influye en la aparición de molestias lumbares es el factor *anatómico*, sin embargo el efecto en el confort a corto plazo tiene el sentido opuesto

al supuesto en la mayoría de los trabajos: las posturas lordóticas con la pelvis inclinada hacia delante favorecen la aparición de molestias lumbares. Aunque existe algún otro trabajo en la literatura (Bishu *et al.*, 1991) con conclusiones similares, estos resultados hay que tomarlos con precaución. Por una parte, no hay que desestimar que las posturas cómodas a corto plazo puedan ser perjudiciales a largo plazo (Lueder, 1983), por lo que estos resultados deberían ser validados a largo plazo. Por otra parte, no hay que olvidar el ámbito en el que se ha desarrollado la prueba: con sillas de oficina, trabajo sobre una mesa y sujetos sanos. De hecho se han descrito trabajos (Williams *et al.*, 1991) en los que, para pacientes con dolores de espalda crónicos, los dolores lumbares disminuyen con posturas más lordóticas, y cabría la posibilidad de que en otras condiciones de trabajo diferentes, como en puestos de trabajo con ordenador, ocurrieran situaciones similares.

El segundo factor que afecta a la relación con las molestias lumbares es el de *movilidad*. Los pequeños movimientos rápidos alrededor de posturas estables disminuyen la probabilidad de aumento de molestias lumbares. Este es un hecho ya presentado por los fabricantes de sillas, las cuales han ido evolucionando hacia una mayor flexibilidad de los respaldos, y tratado en algunos trabajos (Reinecke y Hazard, 1994).

Por último, el factor de *hábito* afecta en menor medida, y lo hace en el sentido de menores molestias en los registros en que se trabaja reclinado sobre el respaldo.

La observación de estas relaciones y la constatación de que el uso del respaldo disminuye las molestias lumbares, induce a interpretar los esfuerzos musculares estáticos en la zona lumbar como la única causa de las molestias en dicha zona. El mantenimiento de la lordosis lumbar se realiza a costa de esfuerzo muscular estático, esfuerzo que se ve aliviado por el apoyo del tronco sobre el respaldo y los pequeños movimientos de la zona lumbar si el respaldo tiene cierta flexibilidad.

En cuanto a las molestias del cuello, se ha comprobado que la postura de la pelvis y zona lumbar no tienen una relación directa con ellas.

Con relación a las molestias dorsales, se ha comprobado que el factor que más influye en la aparición de molestias es el factor de *hábito*, siendo más cómodo el apoyo de la parte alta de la espalda sobre el respaldo y que también influyen la movilidad de la postura, en el mismo sentido que para las molestias lumbares. Estos resultados confirman que las molestias relacionadas con la comodidad a corto plazo tienen origen muscular. El apoyo de la zona dorsal en el respaldo y los pequeños movimientos frecuentes relajan los músculos de dicha zona, y por tanto, mejoran la comodidad experimentada.

V.5.2.2 **Análisis del nivel de macromovimientos como indicador objetivo de incomodidad**

Tal y como se expuso en un apartado anterior, los grandes cambios de postura no son en sí mismos una causa de incomodidad, sino que realmente son el efecto de la aparición de molestias o incomodidad. Como se ha comprobado, la aparición de las molestias que provocan situaciones de incomodidad se deben a causas relacionadas con las posturas medias y los pequeños movimientos alrededor de posturas estables. Mientras que cuando un sujeto ya está incómodo, su reacción se manifiesta como una mayor frecuencia de grandes cambios de postura.

En este apartado se analizan los macromovimientos como indicadores objetivos de la comodidad. Es decir, se pretende conocer cuál es el nivel de grandes cambios de postura que indica que un sujeto ya está incómodo. Para ello, se utilizarán, asimismo, técnicas de análisis multivariante.

Se ha confirmado que las molestias más importantes a efectos del confort son las que ocurren en la zona lumbar, y además son estas molestias las que más afectan a los cambios de comodidad. Por esta razón, como indicador de incomodidad se ha utilizado la presencia de molestias lumbares, que, de las molestias importantes, son las que más dependen de la silla que se utiliza, y en definitiva lo que se pretende valorar en este estudio.

En un apartado anterior se confirmó la alta correlación existente entre todas las variables de macromovimientos. Así, al igual que en el caso anterior, la aplicación de un análisis factorial resulta beneficioso para identificar la relación intrínseca existente entre las variables de macromovimientos y poder utilizar las puntuaciones de los factores en análisis posteriores. La prueba de esfericidad de Barlett indica que es posible efectuar el análisis factorial, ya que la nube de puntos no es esférica. La Tabla V. 52 muestra los resultados de autovalores y varianzas explicadas de un análisis factorial con las cuatro variables de micromovimientos, a saber: rango de movimiento y número de cambios de postura mayores de 5°, tanto para la zona lumbar como para la pelvis.

Componente	Autovalores iniciales	% de varianza	% acumulado
1	2,872	71,790	71,790
2	,518	12,952	84,742
3	,434	10,845	95,587
4	,177	4,413	100,000

Tabla V. 52. Autovalores y varianza explicada por los componentes en un análisis factorial de los macromovimientos.

Se observa que únicamente el primer factor tiene autovalor mayor que la unidad y explica un alto porcentaje de varianza (71,8%). El segundo factor explica muy poca varianza y tiene autovalor muy por debajo de 1. Por esta razón se extrae únicamente un factor. Los componentes del factor se muestran en la Tabla V. 53. Los coeficientes para el cálculo de las puntuaciones del factor se muestran en el anexo 3.

	Componente extraído
Rango lumbar	0,814
Rango pelvis	0,799
Nº cambios > 5º lumbar	0,878
Nº cambios > 5º pelvis	0,894

Tabla V. 53. Matriz de componentes del análisis factorial de macromovimientos.

Se observa que todas las variables tienen una alta correlación con el factor. El valor del factor crece cuando los rangos de movimiento lumbar y de pelvis aumentan y cuando el número de cambios de postura aumenta también. Es decir, es un factor que mide la frecuencia y amplitud de los *grandes cambios de postura*. A destacar es que, tanto la amplitud como la frecuencia de los movimientos se incluyen en un mismo factor, y lo hacen en el sentido de que cuantos más movimientos se hacen más amplio es el rango de los mismos. Esto implica que cuando se cambia con frecuencia de postura, también la amplitud de los cambios es mayor.

Un análisis descriptivo de los valores del factor por grupos de contacto (Tabla V. 54 y Figura V. 37) asocia los valores altos del factor con los grupos de contacto dorsal o sin contacto, que efectivamente son los grupos en los que se registraron mayores cambios de posturas y mayores niveles de molestias.

Descriptivo Factor grandes cambios	Grupos de contactos			
	1	2	3	4
Media	0,903	-0,451	-0,003	0,558
Desv. típ.	0,740	0,852	0,990	0,777
Mínimo	-0,398	-1,539	-1,520	-0,555
Máximo	2,338	1,485	2,142	1,673

Tabla V. 54. Descriptivo del factor de grandes cambios de postura por grupos de contacto.

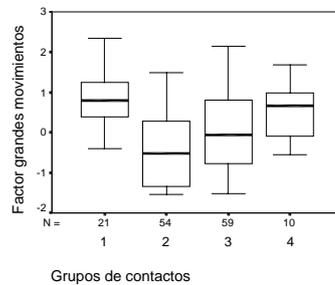


Figura V. 37. Diagrama de cajas del factor de grandes cambios de postura por grupos de contacto.

El siguiente paso es la realización de un análisis de regresión logística en el que se introduce este factor como variable predictora de la existencia de molestias lumbares. Para realizar este análisis se han ponderado los casos de tal forma que la probabilidad de cada grupo sea la misma, y así evitar el efecto del tamaño de grupo, al igual que en el caso anterior. En la selección de las variables del modelo se ha seguido el mismo proceso de selección hacia delante descrito anteriormente, y con idénticos niveles de significación en los estadísticos de entrada y salida de variables que el análisis anterior.

El modelo de regresión logística con el factor y la constante resulta altamente significativo y clasifica un total del 68,75% de los casos. La Tabla V. 55 muestra los resultados de este análisis. De la misma forma, la ponderación de los casos, necesaria para obtener resultados fiables, falsea el valor de la constante del modelo, por lo que tampoco se ha incluido.

Variable	B	S.E.	Wald	Sig	R	Exp(B)
Factor grandes cambios	1,010	0,163	38,244	0,0000	0,330	2,745

Tabla V. 55. Resultados del análisis de regresión logística para predecir la presencia de molestias lumbares con el factor de grandes cambios de postura.

Se observa que los grandes cambios de postura son un buen indicador de la presencia de molestias lumbares. La razón de probabilidades aumenta en un porcentaje alto cuando el nivel de cambios aumenta ($\text{Exp}(B) = 2,7$).

Hasta el momento, se ha verificado que los grandes cambios de postura son un buen indicador de la incomodidad. Sin embargo para la aplicación del criterio obtenido utilizando el factor, se hace necesario medir las 4 variables de macromovimientos definidas. Además, la interpretación y medida de los valores del factor son más difíciles que las de cualquiera de las variables originales.

Una alternativa que soluciona este problema es la siguiente. Ya que todas las variables de macromovimientos se correlacionan altamente con el factor y todas están muy correlacionadas entre sí, se puede utilizar una sola de ellas como único

indicador. En principio cualquiera de ellas podría ser válida, pero se debería seleccionar aquella variable que tenga mayor correlación con el factor, ya que será la que mejor información proporcione en cuanto a la variabilidad de los datos, aunque también se pueden atender a criterios relacionados con la facilidad de medirla. La variable con mayor correlación, y que además es fácil de medir, es el número de cambios de postura de pelvis.

Los resultados de un análisis de regresión logística, introduciendo la variable de número de cambios de postura mayores de 5° de la pelvis (Tabla V. 56), indican que el modelo en el que se incluye la constante y dicha variable es altamente significativo. El porcentaje de clasificación asciende al 69,17% de los casos. Se comprueba que esta variable por sí sola es también un indicador de la incomodidad.

Variable	B	S.E.	Wald	Sig	R	Exp(B)
Nº cambios>5º pelvis	0,248	0,042	34,364	0,0000	0,312	1,281

Tabla V. 56. Resultados de regresión logística para la predicción de la incomodidad con el número de cambios de postura de pelvis.

Sin embargo, al realizar la regresión logística ponderando los casos para obtener idénticas probabilidades, se vuelve a perder el valor del nivel de probabilidad absoluta en la ecuación.

En la introducción del apartado V.5.2, en donde se analizaron las técnicas estadísticas multivariantes, se descartó el análisis discriminante porque requiere de supuestos distribucionales en la variables y de matrices de covarianza que, para el caso de todas las variables posturales, no se cumplían. Sin embargo, en el caso de utilizar una sola variable ya no se trata de una técnica multivariante, y por tanto estos criterios ya no tienen sentido. Cuando realmente pueden afectar a la fiabilidad de los resultados es cuando se trata de varias variables.

En el caso de una sola variable, lo único que se busca es el valor del número de cambios de postura de pelvis que mejor discrimina entre los casos que tienen molestias lumbares de los que no las tienen. Ese valor es aquel para el cual se obtiene un porcentaje de clasificación de los grupos máximo. Es este valor precisamente el que se obtiene en un análisis discriminante, que como se ha visto puede aplicarse en este caso particular.

El valor del número de cambios de pelvis que mejor clasifica (74,3% de casos bien clasificados) es de 4,04 cambios de postura durante los 25 minutos de cada intervalo de tiempo. Esto indica que cuando los cambios de pelvis se realizan en intervalos de tiempo medios menores de 5 minutos, la probabilidad de estar incómodo es superior a 0,5.

V.5.2.2.1 Conclusiones

Se ha comprobado que los grandes cambios de postura son un buen indicador objetivo de la incomodidad. Ya que los valores absolutos de comodidad, tal y como se dedujo de resultados anteriores, no pueden ser utilizados por falta de precisión, se ha seleccionado como indicador de incomodidad la existencia de molestias lumbares, ya que son las más influyentes en los niveles de comodidad.

Se ha comprobado que todas las variables de macromovimientos están muy correlacionadas entre sí y que un análisis factorial con dichas variables sólo extrae un factor. Por esta razón, y para simplificar la aplicación de este criterio como evaluador objetivo de incomodidad, se ha seleccionado el número de cambios de postura de pelvis mayores de 5° como la mejor variable para evaluar la incomodidad. La función de discriminación obtenida indica que si el intervalo de tiempo medio entre dos cambios consecutivos de postura de pelvis es inferior a 5 minutos la probabilidad de tener molestias lumbares es muy alta.

**CONCLUSIONES Y DESARROLLOS
FUTUROS.**

CONCLUSIONES

Las conclusiones que se derivan de los resultados obtenidos en esta tesis han sido expuestas en detalle a lo largo de los dos capítulos anteriores y se resumen a continuación. Se muestran agrupadas en 4 bloques. En el primer bloque se exponen las conclusiones relacionadas con la puesta a punto de la técnica de medición de posturas. El segundo se refiere a las conclusiones relacionadas con la descripción de posturas en tareas de oficina. A continuación se muestran las conclusiones relativas a las pruebas de confort y, finalmente, las obtenidas del estudio de la relación entre el confort y los parámetros posturales que lo determinan.

A. Relativas a la técnica de medida de posturas

- A1. Se ha puesto a punto una técnica de medición de la forma externa de la espalda mediante un goniómetro extensométrico. La validación de la técnica mediante radiografías muestra que las variaciones de ángulos externos son buenos estimadores de las variaciones de ángulos entre cuerpos vertebrales. Sin embargo, esta relación no se mantiene si se refiere a niveles absolutos de ángulos. Esta conclusión valida la medición sobre la piel en el caso de comparación del nivel de flexión de un mismo sujeto en situaciones diferentes, o en el caso de que se midan las variaciones de flexión lumbar con relación a una postura estándar en diferentes sujetos.
- A2. Se ha puesto a punto un procedimiento para la localización precisa de los diferentes cuerpos vertebrales sin necesidad de palpación de los mismos. El proceso se basa en la identificación de dos puntos anatómicos y el cálculo de las posiciones del resto de cuerpos vertebrales mediante relaciones de proporcionalidad entre segmentos de la espalda. El sistema es de aplicación muy sencilla y no precisa de conocimientos anatómicos especiales.
- A3. Se ha comprobado que el alargamiento de la piel asociado a la flexión sigue un modelo aproximadamente lineal para la zona lumbar. Los coeficientes de dicho modelo representan dimensiones anatómicas asociadas al sujeto: la pendiente corresponde a la distancia media entre el centro de giro de los cuerpos vertebrales y la piel, mientras que la ordenada en el origen representa una medida de la longitud lumbar.
- A4. Se ha comparado la precisión y repetibilidad de la técnica desarrollada con otras técnicas convencionales como los inclinómetros. Los

resultados muestran que la precisión del raquímetro es superior a la de los inclinómetros mientras que la repetibilidad es del mismo orden. Por otra parte presenta ventajas como la de permitir la medición continua del ángulo lumbar y la de permitir el uso del respaldo sin afectar al comportamiento del sujeto.

B. Relativas a la descripción de posturas

- B1. La técnica de medida ha permitido analizar el comportamiento espontáneo de los sujetos mientras están sentados. Esta característica es un hecho diferencial frente a la mayoría de estudios realizados, en los que los sistemas de medición coartan la posibilidad de movimientos libres y no permiten obtener registros temporales continuos.
- B2. El análisis de los registros temporales de posturas muestran un patrón de comportamiento común de los sujetos. Cada sujeto suele sentarse en un número determinado de posturas estables entre las que alterna cada cierto tiempo. Dentro de cada una de esas posturas estables se producen pequeños movimientos de flexión alrededor de ella. El nivel de flexión de cada postura estable, la frecuencia de cambios entre posturas estables y la frecuencia y amplitud de los pequeños movimientos son factores que se ven afectados por la silla.
- B3. Se ha analizado la variabilidad conjunta de diferentes parámetros posturales: ángulos de flexión lumbar, inclinación de la pelvis y amplitud y frecuencia de pequeños movimientos. Dicha variabilidad puede representarse mediante tres factores independientes:
- Factor de movilidad asociado a los pequeños movimientos alrededor de cada postura estable.
 - Factor de hábito de trabajo relacionado con la forma de sentarse en las posturas estables: inclinado hacia la mesa o reclinado hacia atrás.
 - Factor anatómico, en el que se reflejan las relaciones entre la flexión lumbar y la inclinación de la pelvis descritas en la literatura.

Es necesario señalar la importancia de la identificación de estos tres factores, ya que condicionan los resultados que se pueden obtener en los estudios de laboratorio. Así la mayoría de estudios descritos en la literatura, al no poder analizar los movimientos espontáneos del sujeto se centran únicamente en los parámetros del tercer factor, obteniendo relaciones que no se corresponden a las obtenidas en esta tesis, y que, en cualquier caso, no se corresponden con las situaciones reales.

- B4. Se han identificado 4 grupos de posturas espontáneas, en función del nivel de uso del respaldo, asociadas al trabajo sobre una mesa:
- *Postura 1. El sujeto se sienta en la parte media o delantera del asiento haciendo escaso uso del respaldo. Las características de esta postura son un nivel alto de flexión lumbar, con la pelvis bastante erguida. Estas posturas son poco estables y presentan grandes cambios de postura muy frecuentes, en los que se alterna el poco uso del respaldo con otras posturas en las que se apoya la zona baja de la espalda.*
 - *Postura 2. El sujeto estabiliza la espalda mediante un apoyo completo en el respaldo. Se presentan mayores niveles de lordosis lumbar, acompañados de inclinación hacia atrás de la pelvis. Es una postura estable por la baja frecuencia de cambios de postura y favorece los micromovimientos rápidos de poca amplitud.*
 - *Postura 3. El sujeto estabiliza la pelvis apoyando sólo la parte inferior de la espalda en el respaldo. La pelvis se mantiene erguida pero se produce una importante flexión lumbar. La pelvis se mueve poco, mientras que la zona lumbar cambia con gran frecuencia su nivel de flexión, aunque siempre dentro de rangos altos de cifosis.*
 - *Postura 4. Apoyo de la zona alta de la espalda en posturas desplomadas. Se caracteriza por una gran inclinación de la pelvis hacia detrás, pero con niveles de flexión lumbar no muy altos. No es una postura estable, ya que se alterna con otros tipos de apoyo y los cambios de postura son también amplios y frecuentes.*
- B5. En términos generales, los mayores niveles de lordosis lumbar van acompañados de una mayor inclinación hacia atrás de la pelvis. Esta relación es la opuesta a la que se describe, o simplemente se supone, en la mayoría de los estudios de laboratorio. La causa de esta discrepancia se explica por la importancia del factor de hábito frente al factor anatómico, que queda enmascarado cuando se permite el comportamiento espontáneo del sujeto. Hay que matizar que este resultado es cierto al menos cuando el asiento se utiliza de forma espontánea, y para el tipo de sillas ensayadas y la tarea realizada.
- B6. El uso del respaldo favorece la lordosis lumbar y la estabilidad de las posturas, disminuyendo la frecuencia de grandes cambios de postura, y aumentando la frecuencia de los pequeños movimientos alrededor de posturas estables. Por el contrario, el bajo nivel de uso del respaldo provoca mayores niveles de flexión lumbar, aumenta los grandes cambios de postura entre posturas estables, que son más fijas dada la baja frecuencia de pequeños movimientos alrededor de ellas.

C. Con relación a las pruebas de confort

- C1. En las sillas analizadas, no se han detectado importantes diferencias absolutas en cuanto a los resultados de los tests de confort general. Este hecho sugiere la necesidad de plantearse la utilidad de este tipo de pruebas como evaluadores absolutos de la comodidad, al menos a partir de un nivel de calidad ergonómica que es superado por la mayoría de las sillas de oficina. Sin embargo, los incrementos en los niveles de comodidad registrados en dichos tests son de gran utilidad para establecer la importancia de otras percepciones del usuario, como son las molestias corporales o los juicios subjetivos sobre características de las sillas.
- C2. Los dolores más frecuentes en tareas de oficina corresponden a las zonas del cuello, seguido de la zona lumbar, y en menor medida las nalgas, la zona dorsal y los muslos. Sin embargo, el orden de frecuencia de la molestia es diferente al orden de importancia obtenido al relacionar las molestias con los cambios de comodidad general. La molestia más influyente en los niveles de comodidad general es la producida en la zona lumbar y en menor medida las molestias en el cuello y en la zona dorsal.
- C3. Los resultados de frecuencia e importancia de las molestias concuerdan con los obtenidos en estudios de campo, a largo plazo y con un mayor número de sujetos. Esta concordancia de resultados entre las pruebas de laboratorio de dos horas de duración y estudios de campo, valida el uso de pruebas de confort en experimentos de laboratorio para la evaluación de la calidad ergonómica de sillas.

D. Sobre la relación entre parámetros posturales y confort

- D1. Los macromovimientos o grandes cambios entre posturas estables son indicadores directos del nivel de incomodidad y no una causa de ella. Se ha obtenido una relación cuantitativa que liga el número de grandes cambios de postura de pelvis con la presencia de molestias lumbares.
- D2. Por el contrario, los micromovimientos y las posturas medias de pelvis y espalda guardan estrecha relación con el aumento de molestias lumbares y dorsales:
- Las posturas en las que se favorecen los micromovimientos son más cómodas.
 - La lordosis lumbar no es, en sí misma, un factor asociado a la disminución de molestias a corto plazo al menos, sino justo lo contrario. La explicación se debe al papel que juega el respaldo en el mantenimiento de posturas más lordóticas. Cuando no se utiliza el

respaldo la lordosis lumbar se obtiene a costa de esfuerzos musculares estáticos, que son las verdaderas causas de las molestias. Por el contrario, las posturas cifóticas sin uso del respaldo se pueden mantener sin mucho esfuerzo muscular gracias al apoyo de los brazos sobre la mesa. Sin embargo, cualquier uso del respaldo conlleva por sí mismo una disminución de la probabilidad de molestias lumbares.

- Se ha derivado también una relación cuantitativa para la probabilidad de aumento de molestias en función de la postura lumbar, los micromovimientos y el uso del respaldo.

D3. Finalmente, se ha comprobado la validez del modelo causa/efecto basado en tres niveles descrito en el primer capítulo. En esta tesis se ha estudiado la relación entre el segundo y el tercer nivel con relación a las posturas y molestias de la espalda. Se ha comprobado que los parámetros posturales del raquis se encuentran distribuidos en dos de los niveles propuestos:

- En el segundo nivel de la cadena se encontrarían las posturas medias lumbar y de pelvis, y las frecuencias y amplitudes de micromovimientos de las mismas zonas.
- Sin embargo, los grandes cambios de postura de la espalda se localizan en el tercer nivel de la cadena, es decir, al mismo nivel que las molestias. No son una causa de la incomodidad sino el efecto de la incomodidad, de tal manera que la frecuencia de macromovimientos constituye un estimador objetivo y directo del nivel de incomodidad.

DESARROLLOS FUTUROS.

Los resultados obtenidos en esta tesis abren diversas líneas de investigación futuras en lo relacionado con la evaluación de mobiliario para sentarse, entre las que conviene apuntar las siguientes:

- Estudios sobre la evaluación de mobiliario basados en la utilización de *registros electromiográficos* para la detección de esfuerzos estáticos a nivel lumbar y la relación de estos registros con los niveles de confort.
- Realizar estudios posturales en situaciones reales para comprobar en qué medida se mantienen los patrones posturales y de movimiento *a largo plazo*.
- Mejorar los tests subjetivos de comodidad, determinando su precisión y repetibilidad, con el fin de obtener *evaluadores absolutos de la comodidad* de sillas.
- Por último, y en relación al diseño de las sillas, se abre otra posibilidad de actuación, profundizando en el estudio de las *características de los respaldos y de los asientos que faciliten la movilidad* proporcionando apoyo estable. Aunque en este campo se han realizado muchos estudios, la mayoría de ellos se ha realizado sin permitir el comportamiento espontáneo de los sujetos, limitándose al estudio del tercer factor descrito anteriormente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] **Adams M. A., Hutton W. C.** *The effects of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs* Spine, 8, 6, (1983), 665-671
- [2] **Adams M. A., Hutton W. C.** *The effect of posture on the lumbar spine* The Journal of Bone and Joint Surgery. 67-B (4) 1985, 625-629
- [3] **Altman D. G. y Bland J. M.** *Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies.* The Statistician 32 (1983) 307-317
- [4] **Anderson G. B. J., Murphy R. W., Ortengren R., Nachemson A. L.** *The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis.* Spine 1979 , 4(1), 52-58
- [5] **Anderson G. B. J., Örtengren R.** *Myoelectric back muscle activity during sitting.* Scan. J. Rehab. Med., 1974, Suppl. 3:73-90
- [6] **Andersson G. B. J.** *Loads on the spine during sitting.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 309-318
- [7] **Armstrong T. J., Chaffin D. B., Foulke J. A.** *A methodology for documenting hand positions and forces during manual work* Journal of Biomechanics, 1979, 12, 131-133. (por referencia de Radwin *et al.* 1993)
- [8] **Bader D. L., Hawquén M. B.** *Ischial pressure distribution under the seated person* en 'Pressure sores- clinical practice and scientific approach' ed. Bader D. L. Macmillan Press, London, 1990.
- [9] **Badler N. I., Phillips C. B., Webber B. L.** *Simulating humans. Computer Graphics Animation and control.* Oxford University Press, New York, 1993
- [10] **Bendix T.** *Chair and table adjustments for seated work.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 355-362
- [11] **Bendix T.** *Adjustment of the seated workplace- with special reference to heights and inclinations of seat and table.* Danish Medical Bulletin, 1987, 34, 3, 125-139
- [12] **Bendix T., Hagberg M.** *Trunk posture and load on the trapezius muscle whilst sitting at sloping desk.* Ergonomics, 1984, 27(8): 873-882
- [13] **Bendix T., Jessen F. B., Winkel J.** *An evaluation of a tiltable office chair with respect to seat height, backrest position and task* Eur. J. Appl. Physiol. (1986) 55: 30-36
- [14] **Bishu R. R., Hallbeck M. S., Riley M. W., Stentz T. L.** *Seating comfort and its relationship to spinal profile: A pilot study.* International Journal of Industrial Ergonomics. 8, 1991, 89-101
- [15] **Boocock M. G., Jackson J. A., Burton A. K., Tillotson K. M.** *Continuous measurement of lumbar posture using flexible electrogoniometers.* Ergonomics, 1994, 37(1), 175-185

- [16] **Branton P.** *The comfort of easy chairs* Interim report for the Furniture Industry Research Association, U. K., 1966. (por referencia de Corlett, 1989)
- [17] **Branton P.** *Behaviour, body mechanics and discomfort.* Ergonomics, 1969, 12, 2, 316-327
- [18] **Bridger R. S.** *Some fundamental aspects of posture related to ergonomics.* International Journal of Industrial Ergonomics., 8, 1991, 3-15
- [19] **Bridger R. S., Orkin D., Henneberg M.** *A quantitative investigation of lumbar and pelvic postures in standing and seating: Interrelationships with body position and hip muscle length.* International Journal of Industrial Ergonomics, 9 (1992) 235-244
- [20] **Bridger R. S., von Eisenhart-Rothe C., Henneberg M.** *Effects of seat slope and hip flexion on spinal angles in sitting* Human Factors, 1989b, 31(6), 679-688
- [21] **Bridger R. S., Wilfinson D., Van Houweninge T.** *Hip joint mobility and spinal angles in standing and in different sitting postures.* Spine, 1989a, 31, 2, 229-241
- [22] **Brunswic M.** *Ergonomics of seat design* Physiotherapy, 1984, 70, 39-43
- [23] **Bryant J. T., Reid J. G., Smith B. L., Stevenson J. M.** *Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers.* Spine 14 ,3, 1989, 258-265
- [24] **BS 4467:1991** *Guide to dimension in designing for elderly people.* British Standard Institution (BSI), London
- [25] **Burton A. K.** *Measurement of regional lumbar sagittal mobility and posture by means of a flexi curve.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 92-99
- [26] **Burton K.** *Measuring flexibility.* Applied Ergonomics, 1991, 22, 5, 303-307
- [27] **Carr A. J., Jefferson R. J., Turner-Smith A. R., Weisz I., Thomas D. C., Stavrakis T., Houghton G. R.** *Surface stereophotogrammetry of thoracic kyphosis.* Acta Orthop. Scand., 1989, 60, 2, 177-180
- [28] **Cassar D. T., Gross C. M.** *Evaluation of an intelligent seat system* Applied Ergonomics, 1995, 26, 2, 109-116
- [29] **Clancy E. A.** *Factors influencing the resubstitution accuracy in multivariate classification analysis: implications for study design in ergonomics* Ergonomics, 1997, 40(4), 417-427
- [30] **Cohn M. L., Machado A. F., Cohn S. J.** *Low-frequency magnetic field technology: quantifying spinal range of motion* Arch. Phys. Med. Rehabil., 70, 1989,455-457

- [31] **Colombini D., Occhipinti E., Frigo C., Pedotti A., Grieco A.** *Biomechanical, Electromyographical and Radiological Study of seated postures.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 331-344
- [32] **Corbridge C., Criffin M.J.** *Dynamic and static seat comfort* Contemporary Ergonomics 1991, Ed. Lovesey E.J., 20-21
- [33] **Corlett E. N.** *Aspects of the evaluation of industrial seating.* Ergonomics 1989, 32,3, 257-269
- [34] **Corlett E. N., Bishop R. P.** *A technique for assessing postural discomfort.* Ergonomics, 1976, 19(2): 175-182
- [35] **Cushman W. H., Rosenberg D. J.** *Human factors in product design, 1991* Elsevier, Amsterdam, 1991
- [36] **Chaffin D. B., Anderson G. B. J.** *Occupational Biomechanics, 2nd edition* John Wiley and Sons, New York, 1990
- [37] **Dainoff M. J., Balliet J., Goernert P.** *Anthropometry and advanced ergonomic chairs.* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 101-115
- [38] **De Wall M., Van Riel M. P. J. M., Aghina J. C. F. M., Burdoff A., Snijders C. J.** *Improving sitting posture of CAD/CAM workers by increasing VDU monitor working height.* Ergonomics, 1992, 35(4), 427-436
- [39] **Derksen J. C. M., Van Riel M. P. J. M., Van Wingerden J. P., Snijders C. J.** *A comparison of working postures of parcel sorters using three different working methods.* Ergonomics, 1994, 37, 2, 299-309
- [40] **Drury C. G., Coury B. J.** *A methodology for chair evaluation.* Ergonomics, 1982, 13(3), 195-202
- [41] **Drury C. G., Francher M.** *Evaluation of a forward sloping chair* Applied Ergonomics, 1985, 16 (1), 41-47
- [42] **Eckrich K.M., Patterson P.E.** *Dynamic interface pressure between seated users and their wheelchairs* International Journal of Industrial Ergonomics. 8 (1991) 115-123
- [43] **Eklund J. A. E., Corlett E. N.** *Experimental and biomechanical analysis of seating.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 319-330
- [44] **Eklund J. A. E., Örtengren R., Corlett N. E.** *A biomechanical model for evaluation of spinal loads in sitting work tasks.* Biomechanics X-B, 1987, Jonson B ed., Human kinetics Publishers, Champaign, Illinois, pp:1169-1173
- [45] **Eklund J., Liew M.** *Evaluation of seating: the influence of hip and knee angles on spinal posture.* International Journal of Industrial Ergonomics. 8, 1991, 67-73

-
- [46] **Festervoll I.** *Office seating and movement* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 413-422
- [47] **Fouquet B., Cotty Ph., Goupille Ph., Valat J. P.** *Lordoses lombaires: classification radiologique et conséquences biomécaniques* Revue du Rhumatisme, 1991, 58 (6), 449-452
- [48] **Frey J. K., Tecklin J. S.** *Comparison of lumbar curves when sitting on the Westnofa Balans Multi-Chair, sitting on a conventional chair, and standing.* Physical Therapy, 1986, 66,9, 1365-1369
- [49] **Genaidy A. M., Karwowski W.** *The effects of neutral posture deviations on perceived joint discomfort ratings in sitting and standing postures.* Ergonomics 1993, 36, 7, 785-792
- [50] **Gilad I., Chaffin D. B., Wooley C.** *A technique for assessment of torso kinesiology* Applied Ergonomics 1989, 20 (2), 82-88
- [51] **Graf M., Guggenbühl U., Krueger H.** *Investigations on the effects of seat shape and slope on posture, comfort and back muscle activity* International Journal of Industrial Ergonomics, 12(1993) 91-103
- [52] **Graf M., Guggenbühl U., Krueger H.** *An assessment of seated activity and posture at five workplaces* International Journal of Industrial Ergonomics, 15 (1995) 81-90
- [53] **Grandjean E.** *Ergonomics of the home, 1973*, Taylor & Francis, London, 1973
- [54] **Gross C. M., Goonetilleke R. S., Menon K. K., Banaag J. C. N., Nair C. M.** *The biomechanical assessment and prediction of seat comfort.* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994,231-253
- [55] **Hänel S. E., Dartman T., Shishoo R.** *Measuring methods for comfort rating of seats and beds* International Journal of Industrial Ergonomics, 20 (1997) 163-172
- [56] **Helander M. G., Mukund S.** *The use of scaling techniques for subjective evaluations.* Towards Human Work: solution to problems in occupational health and safety.(1991). Kumashiro M and Megaw E.D. (eds). Taylor & Francis, London, pp:193-200
- [57] **Helander M. G., Zhang L.** *Field studies of comfort and discomfort in sitting* Ergonomics, 1997, 40(9), 895-915
- [58] **Hindle R. J., Pearcy M. J., Cross A. T., Miller D. H. T.** *Three-dimensional kinematics of the human back* Clinical -biomechanics, 1990, 5: 218-228
- [59] **Hsiao H., Keyserling W. M.** *A three-dimensional ultrasonic system for posture measurement.* Ergonomics, 1990, 33, 9, 1089-1114
- [60] **IBV** *Guía de recomendaciones para el diseño de mobiliario ergonómico* Ddi-IBV, 1992

- [61] **IBV** *Criterios para el diseño y evaluación de mobiliario de oficina ergonómico*. Memoria del proyecto. Informe interno del IBV. 1996
- [62] **IBV-AIDIMA** *Estudio sobre la ergonomía en el mueble EMER*, Valencia, 1992
- [63] **IBV-AIDIMA** *Guía de recomendaciones para el diseño y selección de mobiliario docente universitario*. IBV, 1995
- [64] **Ifeachor E. C., Jervis B. W.** *Digital signal processing. A practical approach* Wokingham, England Reading, Mass. Addison-Wesley cop. 1993
- [65] **ISO 5970-1979** *Furniture. Chairs and tables for educational institutions. Functional sizes*. International Standards Organization, Geneva
- [66] **Jensen C. V., Bendix T.** *Spontaneous movements with various seated-workplace adjustments*. *Clinical Biomechanics*, 7, 2, 1992, 87-90
- [67] **Jianghong Z., Long T.** *An evaluation of comfort of a bus seat* *Applied Ergonomics* 1994, 25(6), 386-392
- [68] **Jones J. C.** *Methods and results of seating research*. *Ergonomics*, 1969, 12(2), 171-181
- [69] **Jurgens H. W.** *Body movements of the driver in relation to sitting conditions in the car: a methodological study* en 'Human Factors in Transport Research' Eds. Osborne D. J. y Levis J. A., 1980, Academic Press, pp 247-256
- [70] **Keegan J. J.** *Alterations of the lumbar curve related to posture and seating* *J. Bone Joint Surg* 1953, 35-A, 5589-603. (por referencia de Bendix (1987) entre otras)
- [71] **Keyserling W. M.** *A computer-aided system to evaluate postural stress in the workplace* *American Industrial Hygiene Association Journal*, 1986, 47, 641-649 (por referencia de Radwin *et al.* 1993)
- [72] **Lebart L., Morineau A., Fénélon J. P.** *Tratamiento estadístico de datos. Métodos y programas*. Marcombo, Boixareu Editores, 1985
- [73] **Lee Y. H., Chiou W. K., Chen W. J., Lee M. Y., Lin Y. H.** *Predictive model of intersegmental mobility of lumbar spine in the sagittal plane from skin markers* *Clinical Biomechanics*, 1995, 10 (8) 413-420
- [74] **Lepoutre F. X., Roger D., Loslever P.** *Experimental analysis of a visuo-postural system in an office workstation*. en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 363-371, 1986
- [75] **Linton S. J., Helsing A. L., Halme T., Akerstedt K.** *The effects of ergonomically designed school furniture on pupils attitudes, symptoms and behaviour* *Applied Ergonomics* 1994, 25, 5, 299-304
- [76] **Lueder R.K.** *Seat comfort: a review of the construct in the office environment* *Human Factors*, 1983, 25(6), 701-711

-
- [77] **Lueder R.K.** *Adjustability in context* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 25-36
- [78] **Majeske C., Buchanan C.** *Quantitative description of two seating postures. With and without a lumbar support pillow* Physical Therapy, 1984, 64 (10), 1531-1535
- [79] **Mandal A. C.** *The seated man. Homo sedens.*, 1985 Dafnia Publications, Kalmpenborg, Denmark, 1985. (por referencia de Bendix (1987) entre otras)
- [80] **Mandal A. C.** *Investigation of the lumbar flexion of office workers.* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 345-354
- [81] **Mandal A. C.** *Investigation of the lumbar flexion of the seated man.* International Journal of Industrial Ergonomics., 8, 1991, 75-87
- [82] **Marras W. S.** *The lumbar motion monitor: a tool for the assessment of occupationally related low-back disorder risk and the quantification of spine status (1994)* <http://www.dtic.dla.mil/iac/cseriac/g6195lum.html>
- [83] **Marras W. S., Fathallah F. A., Miller R. J., Davis S. W., Mirka G. A.** *Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics* International Journal of Industrial Ergonomics, 1992, 9(1), 75-87
- [84] **Marras W. S., Schoenmarklin R. W.** *Wrist movements and cumulative trauma disorders* Proceedings of International Conference on Occupational Disorders of the Upper Extremities, Ann Arbor, MI, 1990 (por referencia de Radwin *et al.* 1993)
- [85] **Marschall M., Harrington A. C., Steele J. R.** *Effect of workstation design on sitting posture in young children* Ergonomics, 1995, 38 (9), 1932-1940
- [86] **MATH WORKS Inc.** *MATLAB Application. Signal toolbox.* MATH WORKS Inc. 1992b
- [87] **MATH WORKS Inc.** *MATLAB. Reference Guide.* MATH WORKS Inc. 1992a
- [88] **Mayer T., Brady S., Bovasso E., Pope P., Gatchel R. J.** *Noninvasive Measurement of cervical tri-planar motion in normal subjects* Spine, 18, 15 (1993) 2191-2195
- [89] **Mellin G.** *Measurement of thoracolumbar Posture and mobility with a Myrin inclinometer.* Spine, 11, 9, 1986, 759-762
- [90] **Mellin G.** *Comparison between tape measurements of forward and lateral flexion of the spine* Clininal Biomechanics, 1989, 4, 121-123
- [91] **Messenger A.J., Griffin M.J.** *Lumbar support in seating: effects on erector spinae muscle activity, posture and discomfort* Contemporary Ergonomics, 1990, 293-298

- [92] **Michel D. P., Helander M. G.** *Effects of two types of chairs on stature change and comfort for individuals for healthy and herniated discs* Ergonomics 1994, 37 (7), 1231-1244
- [93] **Miller S. A., Mayer T., Cox R., Gatchel R. J.** *Reliability problems associated with the modified Schöber technique for true lumbar flexion measurement.* Spine 1992, 17, 3, 345-348
- [94] **Mital A.** *Double curvature backrest: results of a pilot study* Trends in Ergonomics / Human Factors V, ed. Aghazadeh F., Elsevier Science Publishers B.V., 1988, 425-429
- [95] **Naqvi S. A. A., Stobbe T. J., Jaraiedi M.** *Prediction of elderly seating comfort from physical condition, chair type and gender* International Journal of Industrial Ergonomics 13 (1994) 289-296
- [96] **Neptune R. R., Hull M. L.** *Methods for determining hip movement in seated cycling and their effect on kinematics and kinetics* Journal of Applied Biomechanics 1996, 12 (4), 493-507
- [97] **Nicol A. C.** *A new flexible electrogoniometer with widespread applications.* International Congress of Biomechanics, 1985, p189
- [98] **Nissan M., Gilad I.** *Dimensions of lumbar vertebrae in the sagittal plane* J. Biomechanics, 1986, 19 (9), 753-758
- [99] **Nordin M., Hultman G., Philipsson R., Ortelius A., Andersson G. B. J.** *Dynamic measurements of trunk movements during work tasks.* en "The Ergonomics of Working Postures" eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 74-81
- [100] **Noro K.** *Sashaku: a user-oriented approach for seating* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds. 1994, 9-23
- [101] **Norusis M. J.** *SPSS for Windows, Advanced Statistics, release 6.0 / Marija J.* Norusis Chicago, Ill. SPSS Inc. cop. 1993
- [102] **Norusis M. J.** *SPSS for Windows, Professional Statistics, release 6.1 / Marija J.* Norusis Chicago, Ill. SPSS Inc. cop. 1994
- [103] **Nwaoki O. M., Hobson D. A., Taylor S. J.** *Mechanical and anatomic hip flexion angles on seating children with cerebral palsy* Arch. Phys. Med. Rehabil., 1988, 69, 265-267
- [104] **O'Brien C., Paradise M. G. A.** *The development of a portable non-invasive system for analysing human movement* Proceedings of the 6th Congress of the International Ergonomics Association, 1976, 390-392
- [105] **Occhipinti E., Colombini D., Frigo C., Pedotti A., Grieco A.** *Sitting posture: analysis of lumbar stresses with upper limb supported.* Ergonomics, 1985, 28(9), 1333-1346

- [106] **Öhlen G., Spangfort E., Tingvall C.** *Measurement of spinal sagittal configuration and mobility with Debrunner's kyphometer.* Spine, 1989, 14, 6, 580-583
- [107] **Otun E. O., Anderson J. A. D.** *An inclinometric method for continuous measurement of sagittal movement of lumbar spine.* Ergonomics, 1988, 31(3), 303-315
- [108] **Page A., Tortosa L., Garcia C., Moraga R., Verde V.** *Furniture design based on subjective tests. Application of discriminant analysis methods.* IEA'94. 12th Congress of the International Ergonomics Association, Toronto, Canada, 1994
- [109] **Page, A., Tortosa L., García, C., Verde, V., Moraga, R., Llobet, R., Vera, P.** *Extensometric rachimeter: a device for the measurement of the spine curvature in sitting posture* en 'The Ergonomics of Manual Work', eds. Marras W. S., Karwowski W., Smith J. L., Pacholski L. Taylor and Francis, 1993, 257-260
- [110] **Paquet N., Malouin F., Richards C. L., Dionne J. P., Comeau F.** *Validity and reliability of a new electrogoniometer for the measurement of sagittal dorsolumbar movements* Spine 1991, 16 (5), 516-519
- [111] **Pearcy M., Hindle R. J.** *New method for the non invasive three-dimensional measurement of human back movement.* Clinical Biomechanics, 1989, 4, 73-79
- [112] **Pheasant S.** *Bodyspace, Anthropometry, ergonomics and design, 1986* Taylor and Francis, London, 1986
- [113] **Pheasant S.** *Ergonomics. Standards and guidelines for designers. 1987* British Standard Institution (BSI), London, 1987
- [114] **Pheasant S.** *Anthropometrics: An introduction* British Standard Institution (BSI), London, 1990
- [115] **Pinder A. D. J.** *Ergonomic evaluation of aircraft seating* Contemporary Ergonomics 1990, 281-286
- [116] **Portek I., Pearcy M. J., Reader G. P., Mowat A. G.** *Correlation between radiographic and clinical measurement of lumbar spine movement.* British Journal of Rheumatology, 1983, 22, 197-205
- [117] **Porter J. M., Case K., Bonney M. C.** *Computer workspace modelling* en 'Evaluation of Human Work. A Practical Ergonomics Methodology'. Eds. Wilson J. R. y Corlett E. N., Taylor & Francis, 1990
- [118] **Porter J. M., Norris B. J.** *The effects of posture and seat design on lumbar lordosis* Contemporary Ergonomics 1987, 191-196
- [119] **Radwin R. G., Lin M. L.** *An analytical method for characterizing repetitive motion and postural stress using spectral analysis* Ergonomics, 1993, 36 (4), 379-389

- [120] **Reinecke S. M., Hazard R. G.** *Continuous passive lumbar motion in seating* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 157-164
- [121] **Reinecke S., Coleman K., Pope M.** *Measurement of lumbar and pelvic motion during sitting* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 193-204
- [122] **Rieck, A.** *Über die messung des sitzkomforts von autositzen* Ergonomics 1969, 12, 206-211. (por referencia de Jurgens (1980) y Corlett (1989))
- [123] **Roebuck J. A.** *Anthropometrics methods: Designing to fit the human body* Human factors and Ergonomics society, Santa Monica, CA, 1994a
- [124] **Roebuck J. A.** *Overcoming anthropometry barriers to computer-human modelling for seat design and evaluation.* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994b, 79-100
- [125] **Rogan A. E., Porter M.** *An ergonomic assessment of the 'Droopsnoot' chair* Contemporary Ergonomics 1990, 287-292
- [126] **Rondinelli R., Murphy J., Esler A., Marciano T., Cholmakjian C.** *Estimation of normal lumbar flexion with surface inclinometry. A comparison of three methods.* Am. J. Phys. Med. Rehabil., 71,4 1992, 219-224
- [127] **Sember III J. A.** *The biomechanical relationship of seat design to the human anatomy* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 221-229
- [128] **Shackel B., Chidsey K. D., Shipley P.** *The assessment of chair comfort.* Ergonomics. 1969, 12, 2, 269-306. (por referencia de Bendix (1987) entre otras)
- [129] **Shennan, S.** *Arqueología cuantitativa* Editorial Crítica, 1992, Barcelona
- [130] **Shiraisshi M., Ueno Y.** *The functional requirements of forward-tilting office chairs* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 375-387
- [131] **Snijders C. J., Van Riel M. P. J. M., Nordin M.** *Continuous measurements of spine movements in normal working situations over periods of 8 hours or more.* Ergonomics, 1987, 30, 4, 639-653
- [132] **Stokes I. A. F., Bevins T. M., Lunn R. A.** *Back surface curvature and measurement of lumbar spinal motion.* Spine 1987, 12, 355-361
- [133] **Suzuki I., Sugano T., Kato T.** *An ergonomic study of dynamic seating* en 'Hard facts about soft machines: The ergonomics of seating', R Lueder and K Noro eds.1994, 347-373
- [134] **Thomas R.E., Congleton J.J., Huchingson R.D., Whiteley J.R., Rodrigues C.C.** *An investigation of relationships between driver comfort, performance*

- and automobile seat type during short term driving tasks* International Journal of Industrial Ergonomics 8 (1991) 103-114
- [135] **Tichauer E. R., Miller M., Nathan I. M.** *Lordodimetry: anew technique for the measurement of postural response to material handling.* Amer. Industrial Hygiene Association Journal, Enero 1973,1-12
- [136] **Tillotson K. M., Burton A. K.** *Noninvasive measurement of lumbar sagittal mobility. An assessment of the flexicurve technique.* Spine, 16, 1, 1991, 29-33
- [137] **Tortosa L., Page A., Moraga R., Garcia C., Verde V.** *Methodology to analyse and evaluate furniture: Application to school furniture design.* IEA'94. 12th Congress of the International Ergonomics Association, Toronto, Canada, 1994
- [138] **Weber J., Van Der Star A., Snidjers C. J.** *Development and evaluation of a new instrument for the measurement of work postures; in particular the inclination of the head and the spinal column* en 'The Ergonomics of Working Postures' eds. Corlett N., Wilson J., Manenica I. 1986. 82-91
- [139] **Wells R., Moore A., Cholewicki J.** *Evaluation of upper limb stresses using musculoskeletal loads during a rotating light assembly task* en 'Advances in industrial Ergonomics and Safety II', ed. B. Das, 1990, Taylor & Francis, London (por referencia de Radwin *et al.* 1993)
- [140] **Wielki Cz.** *Method for measuring the curve of the spine by electronic spheromatograph.* Biomechanics VIII-B, 1983, 1190-1197
- [141] **Williams L., Binkley J., Bloch R., Goldsmith C. H., Minuk T.** *Reliability of the modified-modified Schöber and double inclinometers methods for measuring lumbar flexion and extension.* Physical Therapy, 1993, 73, 1, 26-37
- [142] **Williams M. M., Hawley J. A., Mckenzie R. A., Van Wijmen P. M.** *A comparison of the effects of two sitting postures on back and referred pain.* Spine, 1991, 16, 10, 1185-1191
- [143] **Yamazaki N.** *Analysis of comfortability of driver's seat by contact shape* Ergonomics 1992, 35 (5/6), 677-692
- [144] **Zacharkow D.** *Posture, sitting, standing, chair design and exercise* Charles Thomas Publisher, 1988

1. ANEXOS

1.1 ANEXO 1. HOJAS DE INFORMACIÓN Y ACEPTACIÓN DE LOS ENSAYOS

HOJA DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE EN EL ENSAYO (NO CLÍNICO): Valoración subjetiva y objetiva de mobiliario en el Laboratorio de Ergonomía PROMOVIDO POR EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV)

A) OBJETIVOS: **Determinar los efectos finales del uso del mobiliario sobre el usuario y su tarea: comodidad/incomodidad, facilidad/dificultad de uso, y la opinión del usuario acerca de las características y dimensiones del mueble.**

B) INVESTIGADOR RESPONSABLE DEL ENSAYO: **D. Alvaro Page del Pozo.**

C) METODOLOGÍA:

Los ensayos a realizar constarán de:

- 1.- Caracterización de los participantes: toma de dimensiones antropométricas.
- 2.- Pruebas subjetivas: test de confort general, test de molestias en zonas del cuerpo y test de juicios de los participantes sobre características del mueble.
- 3.- Pruebas objetivas: medición de parámetros posturales, deformación de los asientos, parámetros biomecánicos y parámetros fisiológicos mediante equipo instrumental no invasivo.

D) POSIBLES RIESGOS DERIVADOS DEL ENSAYO: **ninguno.**

E) LA PARTICIPACIÓN EN ESTE ENSAYO ES DE CARACTER VOLUNTARIO POR LO QUE CABE LA POSIBILIDAD DE RETIRARSE DEL MISMO EN CUALQUIER MOMENTO.

F) LA RESPONSABILIDAD DEL ENSAYO RECAE SOBRE EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA.

G) EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA SE COMPROMETE A ASEGURAR LA CONFIDENCIALIDAD DE LOS DATOS DEL PARTICIPANTE Y A MANTENER EL ANONIMATO DE LOS MISMOS EN EL CASO DE HACER PÚBLICOS LOS RESULTADOS DEL ENSAYO.

H) EL INVESTIGADOR RESPONSABLE INFORMARÁ AL POSIBLE PARTICIPANTE Y CONTESTARÁ A SUS PREGUNTAS ANTES DE QUE ESTE OTORQUE SU CONSENTIMIENTO PARA SER INCLUIDO EN EL ENSAYO.

I) EL SUJETO O SUS REPRESENTANTES LEGALES SON LIBRES DE RESPONDER A LAS PREGUNTAS QUE SE LE REALICEN.

**MANIFESTACIÓN DE CONSENTIMIENTO
(PERSONAL)**

Yo, D./Dña., habiendo leído la hoja de información del ensayo: *Valoración subjetiva y objetiva de mobiliario en el Laboratorio de Ergonomía* que me ha sido entregada, y habiendo recibido suficiente información sobre el ensayo, he podido hacer preguntas sobre el mismo a D. Alvaro Page del Pozo, investigador responsable del ensayo.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del ensayo en cualquier momento.

Doy libremente mi conformidad para participar en este ensayo.

Paterna, a.....

Fdo:.....

1.2 ANEXO 2. TESTS DE JUICIOS SUBJETIVOS.

SUJETO: _____ **SILLA:** _____ **TIEMPO** 0 minutos

TEST DE CONFORT GENERAL Por favor, señale en esta escala su estado de comodidad en este momento (marque con una X).

- 0. EXTREMADAMENTE INCÓMODO.
- 1. MUY INCÓMODO
- 2. BASTANTE INCÓMODO
- 3. INCÓMODO
- 4. LIGERAMENTE INCÓMODO
- 5. INDIFERENTE.
- 6. LIGERAMENTE CÓMODO
- 7. CÓMODO
- 8. BASTANTE CÓMODO
- 9. MUY CÓMODO
- 10. EXTREMADAMENTE CÓMODO.

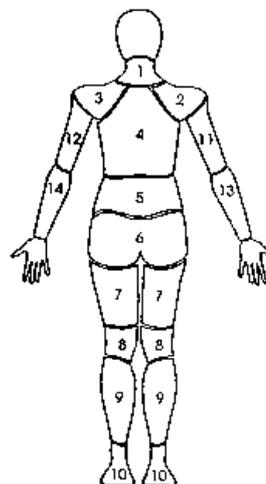
TEST DE DOLOR EN PARTES DEL CUERPO

Por favor indique en las casillas las zonas del cuerpo en las que sienta incomodidad, molestias o dolor. Las casillas superiores indican dolor o molestias acusadas. Las inferiores, incomodidad o molestias leves. Empiece por las zonas con molestias más acusadas.

Dolor o molestias acusadas		[]	[]	[]	[]
		[]	[]	[]	[]
		[]	[]	[]	[]
		[]	[]	[]	[]
Molestias ligeras		[]	[]	[]	[]

REFERENCIAS

1. Cuello/nuca.
2. Hombro derecho.
3. Hombro izquierdo.
4. Espalda. Parte alta-media.
5. Espalda. Zona lumbar.
6. Nalgas.
7. Muslos.
8. Corvas.
9. Piernas.
10. Pies.
11. Brazo derecho.
12. Brazo izquierdo.
13. Antebrazo derecho.
14. Antebrazo izquierdo.



TEST DE JUICIOS SUBJETIVOS

Por favor, para cumplimentar esta parte del cuestionario (asiento y respaldo), acomódate en la silla con la espalda apoyada en el respaldo y **considera que las preguntas se refieren únicamente a la silla, independientemente de lo que pienses de la mesa o de la relación silla-mesa.**

ASIENTO

La ALTURA te parece

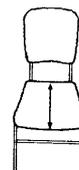
- Demasiado alto (no apoyo totalmente la planta de los pies en el suelo)
- Altura correcta
- Demasiado bajo (los muslos apenas rozan el asiento cuando las piernas están verticales)

La ANCHURA te parece:

- Demasiado ancho(me cuesta salir de la silla por los lados)
- Anchura correcta
- Demasiado estrecho (las caderas sobresalen de la silla lateralmente)

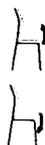
La PROFUNDIDAD te parece

- Demasiado profunda (el borde del asiento presiona en las corvas(piernas cuando trato de apoyar la espalda en el respaldo)
- Profundidad correcta
- Demasiado corta (los muslos sobresalen mucho por delante del asiento)



Respecto a la INCLINACIÓN:

- La inclinaría más hacia arriba
- No la cambiaría, me parece bien
- La inclinaría más hacia abajo



El ESPACIO LIBRE debajo del asiento te parece

- Correcto
- Poco espacio (no puedo mover las piernas con libertad, no puedo meter las piernas debajo de la silla cuando tengo que levantarme)

El MATERIAL te parece

- Demasiado duro
- Correcto
- Demasiado blando

La FORMA te parece

- Demasiado contorneada
- Correcta
- Poco contorneada

¿Se clava el borde delantero del asiento en los muslos o en las corvas?

- Sí
- No

REPOSABRAZOS

La SEPARACIÓN entre reposabrazos te parece

- Muy separados
- Separación adecuada
- Demasiado juntos

La ALTURA te parece

- Demasiado alta
- Adecuada
- Demasiado baja

La ANCHURA te parece

- Adecuada
- Demasiado estrechos (tengo poca superficie para apoyar los brazos)

La LONGITUD te parece

- Demasiado largos (no puedo acercarme a la mesa)
- Adecuada
- Demasiado cortos

La FORMA te parece

- Demasiado plana
- Adecuada
- Demasiado curvada

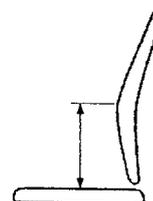
RESPALDO

La ALTURA del BORDE SUPERIOR te parece

- Demasiado alto
- Altura correcta
- Demasiado bajo

La ALTURA del BORDE INFERIOR (o del apoyo lumbar, si existe) te parece

- Demasiado alto (te falta apoyo en la zona de los riñones)
- Altura correcta
- Demasiado bajo (no hay hueco para las nalgas y la zona de los riñones no apoya bien en el respaldo)



La ANCHURA te parece:

- Demasiado ancho
- Anchura correcta
- Demasiado estrecho

La **INCLINACIÓN** te parece

- Excesiva (el respaldo está demasiado inclinado hacia atrás)
- Correcta
- Escasa (me gustaría que el respaldo estuviera más inclinado)

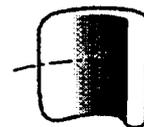
El **PERFIL VERTICAL** (se refiere a la forma que tiene el respaldo de arriba abajo) te parece

- Demasiado contorneado (me gustaría que fuese más plano, la forma que tiene me resulta incómoda)
- Correcto
- Poco contorneado (es demasiado plano, me gustaría que la forma se adaptase más a la de la espalda)



La **CURVATURA HORIZONTAL** (se refiere a la forma que tiene el respaldo de lado a lado) te parece

- Demasiado curvado (es tan envolvente que limita los movimientos de la espalda)
- Correcta
- Demasiado plano (me gustaría que el respaldo estuviese más curvado de lado a lado)



¿Se te clava alguna zona del respaldo?

- No
- Sí, el borde superior
- Sí, el borde inferior

El **MATERIAL** te parece

- Demasiado duro
- Correcto
- Demasiado blando

LA SILLA

GLOBALMENTE, consideras que la silla es (independientemente de la mesa o de la relación silla-mesa)

- Muy cómoda
- Cómoda
- Normal
- Algo incómoda
- Incómoda
- Muy incómoda

A continuación, para contestar a las cuestiones que siguen (referentes a la mesa), acércate a la mesa y adopta la postura que habitualmente empleas al escribir.

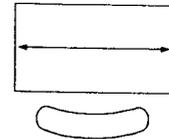
MESA

La ALTURA de la superficie de la MESA te parece

- Demasiado alta (tengo que separar los brazos o elevar los hombros para apoyarme en ella)
- Correcta
- Demasiado baja (tengo que inclinar excesivamente el tronco hacia delante para apoyarme en ella)

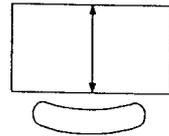
La ANCHURA ÚTIL de la superficie de la MESA te parece

- Demasiado ancha
- Correcta
- Demasiado estrecha



La PROFUNDIDAD de la superficie de la MESA te parece

- Demasiado profunda (no alcanzo los objetos situados en el extremo más alejado de la superficie)
- Correcta
- Poco profunda (apenas tengo espacio para el papel, e incluso tengo que ladearlo)



La ALTURA Y PROFUNDIDAD libre DEBAJO de la MESA te parece

- Correcta
- Poco espacio para los muslos (los muslos quedan comprimidos entre el asiento y la mesa)
- Poco espacio para las rodillas (las rodillas tropiezan con la mesa)
- Poco espacio para las piernas (la parte inferior de las piernas tropieza con la mesa)

La ANCHURA libre DEBAJO de la MESA te parece

- Correcta
- Demasiado estrecha

La INCLINACIÓN de la MESA te parece

- Demasiado inclinada
- Correcta
- Poco inclinada

GLOBALMENTE, consideras que la mesa es

- Muy cómoda
- Cómoda
- Normal
- Algo incómoda

Incómoda

Muy incómoda

1.3 ANEXO 3. CÁLCULO DE FACTORES.

1.3.1 FACTORES DE MICROMOVIMIENTOS Y POSTURAS MEDIAS

El cálculo de los tres factores utilizados en el análisis de la relación con la comodidad se realiza:

- Normalizando las variables en primer lugar con los valores de media y desviación típica de la tabla A.1
- Calculando la combinación lineal de las variables normalizadas con los coeficientes de la tabla A2.

	media	desviación típica
Media lumbar (dif. con flexión máxima)	6,46	-0,41
Microm. valor eficaz lumbar	1,08	0,26
Microm. veces cero lumbar	89,63	-0,34
Media pelvis (sin normalizar)	8,48	0,56
Microm. valor eficaz pelvis	0,94	-0,17
Microm. veces cero pelvis	118,59	-0,78

Tabla A.1. Media y desviación típica de las variables

	Componente		
	F1. Movilidad	F2. Hábito	F3. Anatómico
Media lumbar (PMF)	0,123	-0,553	0,845
Microm. Valor eficaz lumbar	-0,257	-0,045	-0,058
Microm. Veces cero lumbar	0,266	0,101	-0,278
Media pelvis (sin normalizar)	-0,090	0,747	0,637
Microm. Valor eficaz pelvis	-0,261	-0,233	-0,096
Microm. Veces cero pelvis	0,273	0,133	-0,045

Tabla A.2. Matriz de coeficientes para el cálculo de las puntuaciones de los tres factores.

1.3.2 FACTOR DE MACROMOVIMIENTOS

De la misma forma el cálculo del factor de macromovimientos utilizado se realiza:

- Normalizando las variables con los valores de media y desviación típica de la tabla A.3
- Calculando la combinación lineal de las variables normalizadas con los coeficientes de la tabla A.4.

	Media	Desviación típica
Rango lumbar	17,44	10,34
Rango pelvis	20,98	14,43
Nº cambios > 5º lumbar	4,38	3,54
Nº cambios > 5º pelvis	4,04	3,45

Tabla A.3. Media y desviación típica de las variables de macromovimientos

	Componente grandes cambios de movimiento
Rango lumbar	0,283
Rango pelvis	0,278
Nº cambios > 5º lumbar	0,306
Nº cambios > 5º pelvis	0,311

Tabla A.4. Matriz de coeficientes para el cálculo de las puntuaciones del factor de macromovimientos.