

Resultats

- 5.1 Comportament del raquis en condicions fisiològiques.
- 5.2 Importància de l'al·loempelt.
- 5.3 Influència del cartílag.
 - 5.3.1 Mantenint l'espessor en la seva totalitat.
 - 5.3.2 Eliminant la meitat de la placa de cartílag.
 - 5.3.3 Eliminant la totalitat de la placa de cartílag.
 - 5.3.4 Eliminant la placa terminal d'os.
- 5.4 Influència de la geometria de l'al·loempelt.
- 5.5 Comparació amb un model anatómic sa.
- 5.6 Comportament dels diferents al·loempelts.
 - 5.6.1 Fèmur.
 - 5.6.2 Tíbia.
 - 5.6.3 Tres peronés.
 - 5.6.4 Sis peronés.
- 5.7 Comparació entre al·loempelts.

5.1 Comportament del raquis en condicions fisiològiques.

Inicialment vàrem observar la transmissió de càrregues a través dels diferents components del segment del raquis lumbar, amb la finalitat d'identificar el paper que suporta cadascú d'ells, i així poder determinar en quina mesura s'alteren quan procedim a la substitució del cos vertebral pels diferents al·loempelts.

La figura 5.1 mostra la repartició de tensions principals màximes i mínimes dins de l'estructura lumbar quan apliquem una càrrega de flexió. Podem observar que les tensions que esdevenen són principalment de compressió, i es localitzen en la part anterior de cos vertebral.

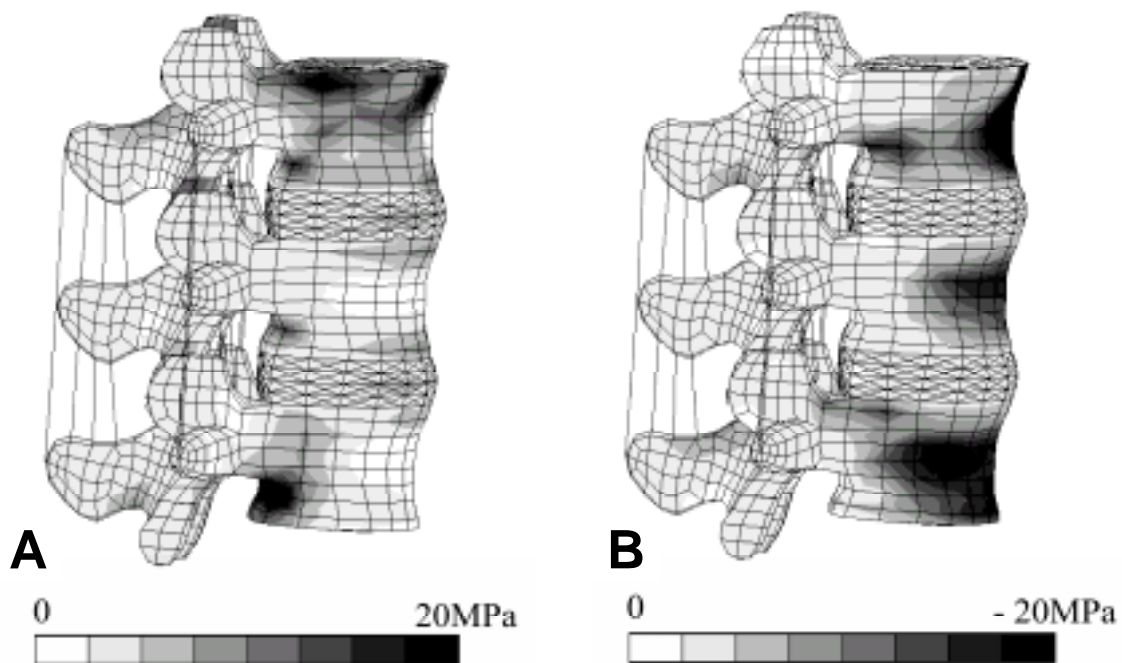


Figura 5.1. Tensions dins el model font sense la substitució del cos vertebral de L4 en càrrega de flexió. A: Tensió màxima B: Tensió mínima. L'escala de grisos evoluciona de 2.5 Mpa cada canvi de color.

Si realitzem un tall del segment en el pla sagital a nivell de L4, podem veure la repartició de les tensions de Von Mises a dins de l'estructura. En la figura 5.2 podem veure aquesta distribució per a la flexió (15 Nm), per a la compressió axial (1000N) i per a la rotació (15 Nm). Podem observar que les concentracions de càrrega tenen lloc sobretot a la perifèria del cos vertebral, excepte per a la compressió axial, a on els components més tensionats són l'anell fibrós i les plaques terminals del platet vertebral que emmarquen al nucli polpós. També podem observar que les tensions induïdes a l'aplicar

5. Resultats.

compressió axial no són ni la meitat de les degudes a l'aplicació de moments de flexió, encara que les forces introduïdes siguin de magnituds comparables. També podem observar que amb la compressió axial és l'ós cortical qui està proporcionalment més carregat que amb les altres sol·licitacions. I ja per últim, podem observar que la flexió sol·licita en major mesura la part posterior de l'anell fibrós, mentre que la rotació sol·licita majorment la part anterior de l'anell fibrós.

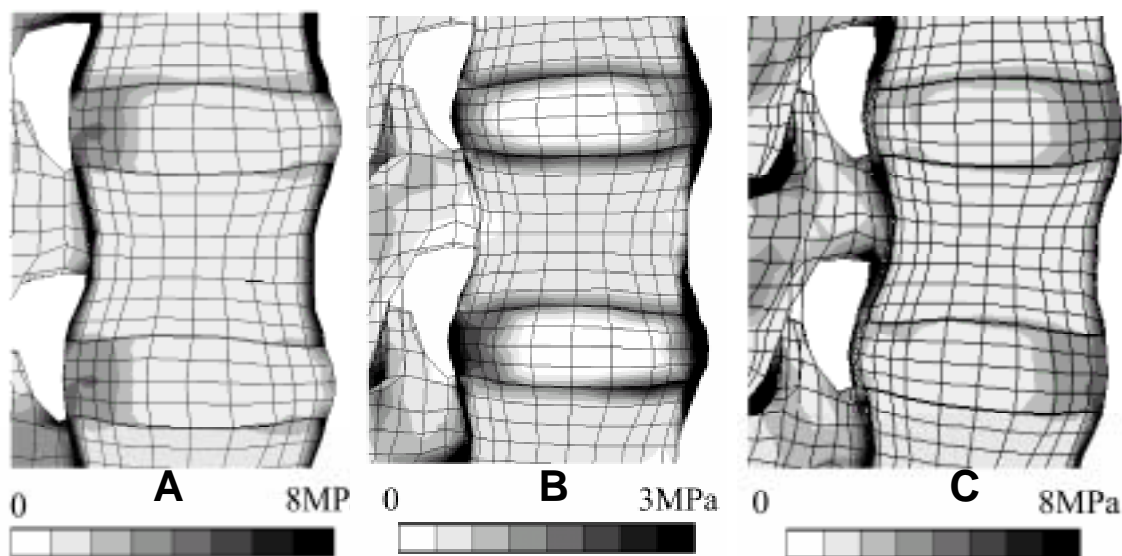


Figura 5.2. Distribució de les tensions de Von Mises en un model anàtic sa. A) En la flexió (15 Nm) B) en la compressió axial (1000N) i C) en la rotació (15 Nm).

Per últim hem avaluat el que succeeix a nivell del disc intervertebral L4-L5, que en el nostre model serà substituït. En la figura 5.3 podem veure l'estat tensional d'aquest disc, primer amb la representació de les tensions màximes i segon, amb els components del vector de tensió, tots ells per a flexió, extensió, compressió axial i rotació.

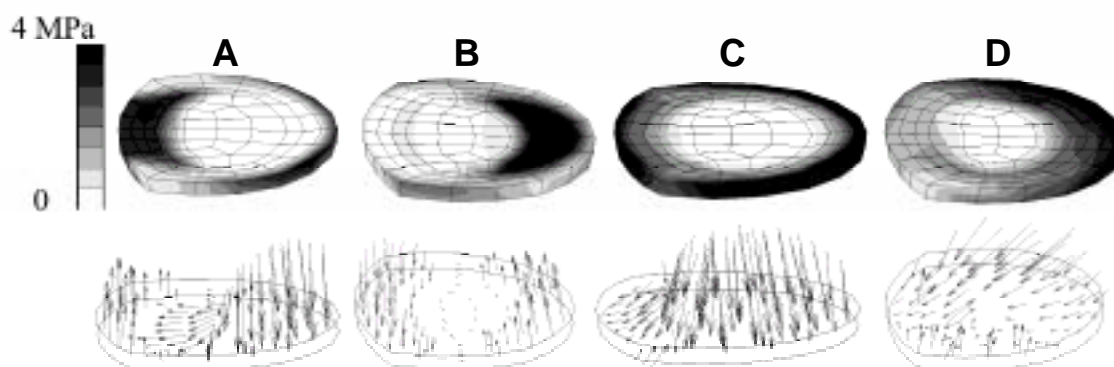


Figura 5.3 Estat tensional del disc intervertebral a nivell L4-L5: tensions principals màximes i components del vector de tensions. A) flexió, B) extensió, C) compressió i D) rotació.

Veiem que en flexió les tensions es desplacen cap a la zona posterior del disc intervertebral, mentre que en extensió es desplacen cap a la zona anterior. En compressió les tensions se situen en la part perifèrica de l'anell fibrós.

La rigidesa del segment L3-L5 en condicions fisiològiques la podem xifrar al voltant de 476 Nmm/mm. Aquesta rigidesa és baixa degut a la flexibilitat que imparteixen els dos disc intervertebrals.

Analitzant les figures 5.1, 5.2 i 5.3 podem realitzar una anàlisi de transferència de càrregues a partir dels seus resultats. Si comparem els resultats per a la flexió, veiem que l'os cortical recull les càrregues de compressió i tensió, i les transmet directament a l'anell fibrós i als platets vertebrals. Es produeix una tensió en l'anell posterior, i el nucli polpós migra de la zona anterior a compressió cap a la zona posterior a tensió.

En el cas de la compressió axial les majors tensions de Von Mises se situen en tota la perifèria de l'anell fibrós, però aquestes són menors que les que es produeixen en flexió o extensió degut a què es reparteixen pel nucli i les plaques terminals. Les plaques terminals presenten un gran estat de tensió, en ser més rígides donat que és os cortical, i a més per què recullen les tensions exercides per la pressió hidrostàtica del nucli polpós incompressible. Per últim, remarcar que proporcionalment, l'os trabecular, per la seva organització principalment longitudinal, recull més tensions en compressió axial.

En la figura 5.4 podem observar la distribució de les tensions de Von Mises en la zona del platet vertebral de L5 a compressió en el model fisiològic.

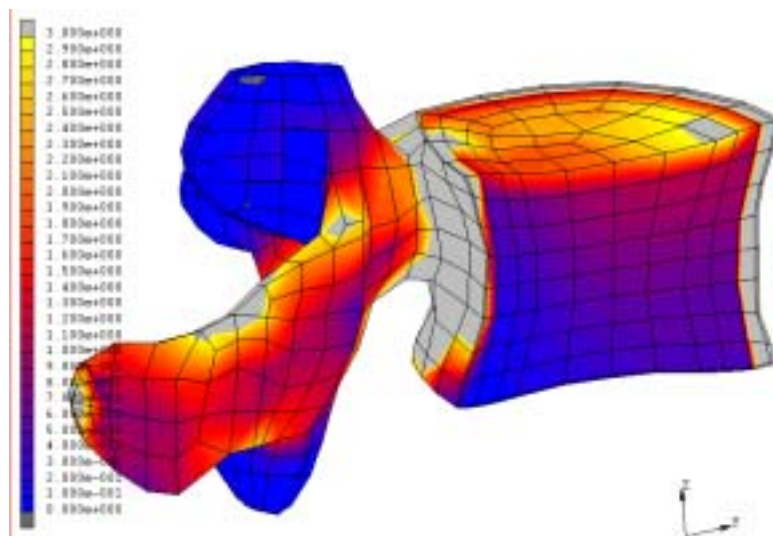


Figura 5.4. Distribució de les tensions de Von Mises en el platet superior de L5 en condicions fisiològiques i càrrega a compressió.

Aquestes tensions es distribueixen de manera homogènia per tot el platet vertebral, degut al repartiment de la pressió hidrostàtica pel nucli polpós. Degut també al paper de les caretes articulars, aquesta pressió també es transmet a l'arc posterior, alleugerint la tensió suportada pel cos vertebral.

Tot això ens ajudarà a comprendre quins canvis succeeixen en les tensions respecte a l'estatus fisiològic quan estudiem el model que hem creat.

5.2 Importància de l'al·loempelt.

En segon lloc, hem avaluat el comportament del model un cop adaptada la instrumentació transpedicular i realitzada la corporectomia, però sense col·locar l'al·loempelt. L'objectiu és determinar fins a quin punt l'al·loempelt és necessari per a donar estabilitat al muntatge, i en quin grau contribueix aquest al·loempelt a disminuir les tensions a dins del fixador.

L'estudi de les tensions en el fixador abans i després de la utilització de l'empelt anterior mostra que les tensions augmenten en un 118 % en flexió sense la presència de l'empelt anterior. Les tensions de Von Mises poden arribar 204 MPa en flexió sense l'empelt anterior. En la figura 5.5 podem observar la distribució de les tensions a dins del fixador en flexió.

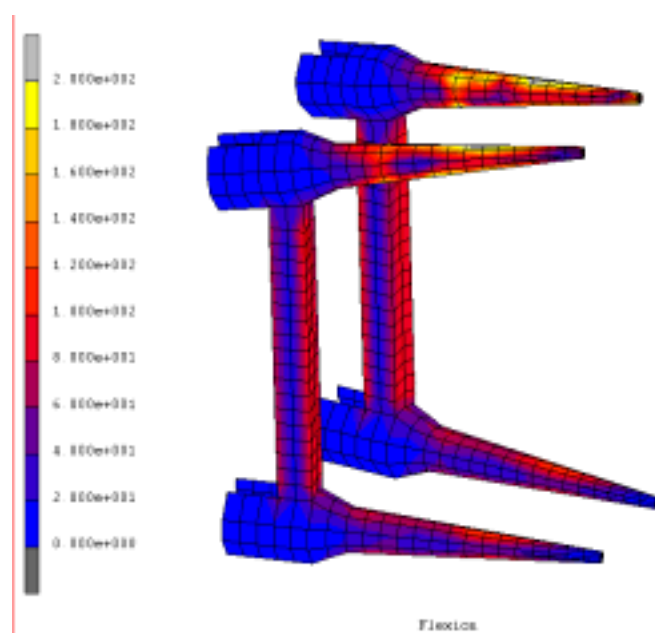


Figura 5.5. Estat de les tensions de Von Mises (en MPa) en el sistema de fixació en mode de càrrega a flexió sense l'al·loempelt anterior.

Podem observar que les tensions es distribueixen predominantment en la zona superior dels cargols de L3, a nivell de la zona distal i proximal. En quant a les barres, les tensions de Von Mises són moderades, al voltant d'uns 80-100 MPa, i es distribueixen en la zona anterior de les mateixes.

En compressió les tensions a dins del fixador podem arribar a 400 MPa sense l'empelt anterior. En aquest cas les tensions màximes es distribueixen en la zona proximal dels cargols superiors de L4, en el lloc on l'espina s'uneix a la tulipa. En quant a les tensions de les barres, a diferència de la flexió, dins de les mateixes es produeixen les tensions més elevades del muntatge testat a compressió, amb tensions de l'ordre de 400 MPa, i aquestes tensions van distribuïdes per la zona anterior de les barres. Això ho podem observar en la figura 5.6.

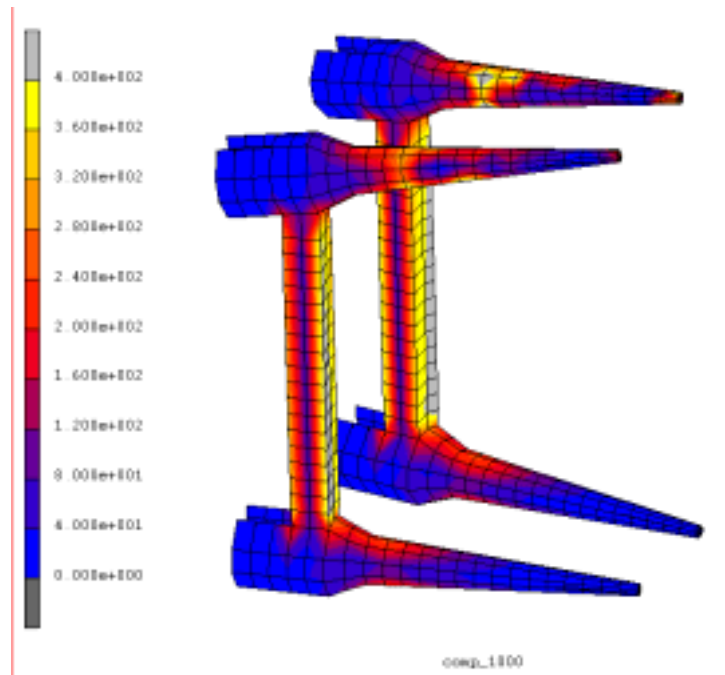


Figura 5.6. Estat de les tensions de Von Mises (en MPa) en el sistema de fixació en mode de càrrega a compressió sense l'al·loempelt anterior.

En el cas de les tensions que es produeixen en el fixador amb un moment de rotació, en general són tensions més baixes que les que es produeixen en els altres tipus de forces. En aquest cas es distribueixen en la zona de la punta dels cargols superiors, i típicament en la zona mitja de les barres degut al moment torçor. El valor més alt correspon al voltant de 108 MPa. En la figura 5.7 podem veure aquesta distribució de forces

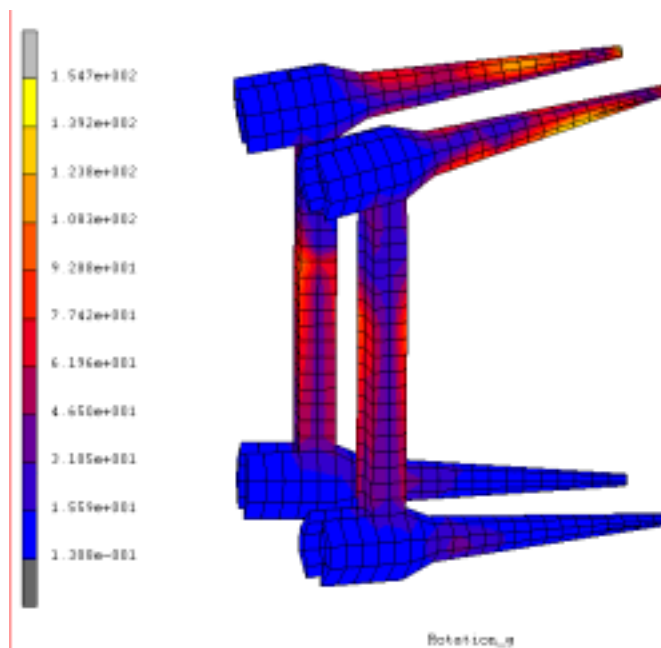


Figura 5.7. Estat de les tensions de Von Mises (en MPa) en el sistema de fixació en mode de càrrega a torsió sense l'al·loempelt anterior.

L'efecte més significatiu sobre la rigidesa de la utilització de l'empelt va ser un increment de la rigidesa a la flexió del 116% amb l'empelt de fèmur. Aquest percentatge d'augment està en correspondència amb el publicat en la bibliografia (Atienza i col·lab. 2002 ¹⁸³) amb l'ús de l'empelt cortical de peroné. La comparació dels resultats qualitius mostren una rigidesa més elevada amb la preservació del pedicle de L4, degut com és normal, al paper de les caretes articulars que influencien en el moviment global del raquis.

En tots els casos, l'al·loempelt es demostra necessari per assegurar l'estabilitat del muntatge.

5.3 Influència del cartílag.

Com ja hem explicat anteriorment, hem tingut en compte modelitzar la placa terminal de cartílag amb cura per a estudiar el seu efecte en els resultats. Amb això pretenem esbrinar quin és el comportament del model en funció de la quantitat de la placa terminal que retirem.

Per a avaluar la influència del cartílag des d'un punt de vista mecànic en el nostre sistema, hem variat l'amplada del mateix amb l'ús de l'al·loempelt, aplicant-hi càrregues de flexió i compressió que són les que creiem que alteren

en major mesura els resultats per la variació d'aquesta placa terminal. Hem elaborat quatre models en funció de la modificació d'aquesta placa:

- CAS 1. Mantenint l'espessor en la seva totalitat.
- CAS 2. Eliminant la meitat de la placa de cartílag.
- CAS 3. Eliminant la totalitat de la placa de cartílag.
- CAS 4. Eliminant la placa terminal d'os.

En la figura 5.8. podem veure el que s'elimina en cada cas, representat a sobre de placa terminal del nostre model d'elements finits.

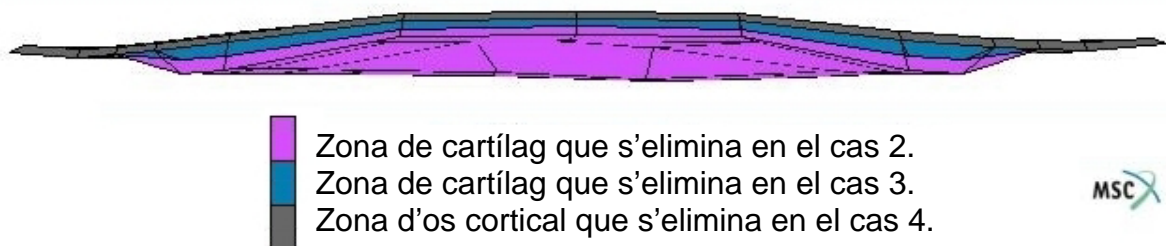


Figura 5.8. Tall respecte al pla sagital de la placa terminal, amb el que es retira en cada cas representat en colors (veure quadre).

Tots ells s'han testat amb l'empelt de fèmur i amb 1000 N de compressió.

5.3.1 Mantenint l'espessor en la seva totalitat (Cas 1).

Com ja hem dit, en aquest cas es manté tot el cartílag. Així, l'al·loempelt recolza sobre la totalitat de la capa de cartílag. En la figura 5.9 podem veure la distribució de les tensions de Von Mises a dins de la vèrtebra L5 en aplicar una força de compressió en aquest cas.

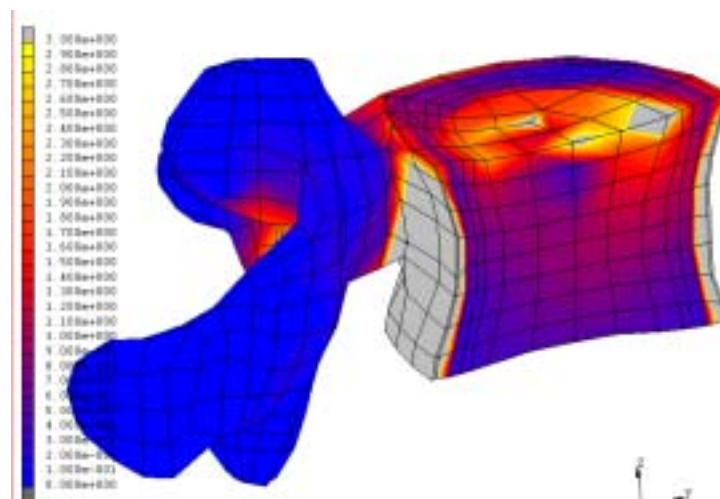


Figura 5.9 Distribució de les tensions de Von Mises sobre L5 en aplicar una força de compressió sobre el model amb l'espessor complet de la capa de cartílag.

Podem veure que les tensions a dins de la vèrtebra inferior es distribueixen pel platet vertebral, amb uns punts de màxima tensió en la zona de recolzament anterior de l'al-foempelt. La distribució de tensions és més homogènia que en els altres casos. Si ho comparem amb la figura 5.4, a diferència que en condicions fisiològiques, l'arc posterior no suporta cap tensió donada la rigidesa de la instrumentació.

5.3.2 Eliminant mitja placa de cartílag (Cas 2).

En aquest cas es manté la meitat de la capa de cartílag. Així, l'al-foempelt recolza sobre una capa de cartílag d'espessor un 50% inferior al normal. En la figura 5.10 podem veure la distribució de les tensions de Von Mises a dins de la vèrtebra L5 en aplicar una força de compressió en aquest cas.

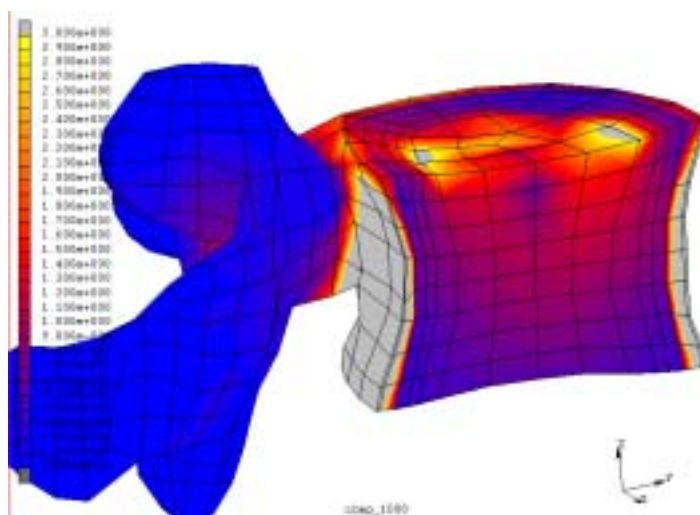


Figura 5.10 Distribució de les tensions de Von Mises sobre L5 en aplicar una força de compressió un cop retirat la meitat de l'espessor de la capa de cartílag.

Aquí podem veure una distribució de les tensions molt similar al model amb l'espessor complet, si ho comparem amb la figura 5.9. Igualment es transmet molt poca tensió per l'arc posterior, i les tensions es distribueixen per tot el platet sense concentrar-se excessivament en els punts de recolzament de l'al-foempelt.

5.3.3 Eliminant la totalitat del cartílag (Cas 3).

En aquest cas s'elimina tota la capa de cartílag. Així, l'al·loempelt recolza sobre l'os cortical subcondral. En la figura 5.11 podem veure la distribució de les tensions de Von Mises a dins de la vèrtebra L5 en aplicar una força de compressió en aquest cas.

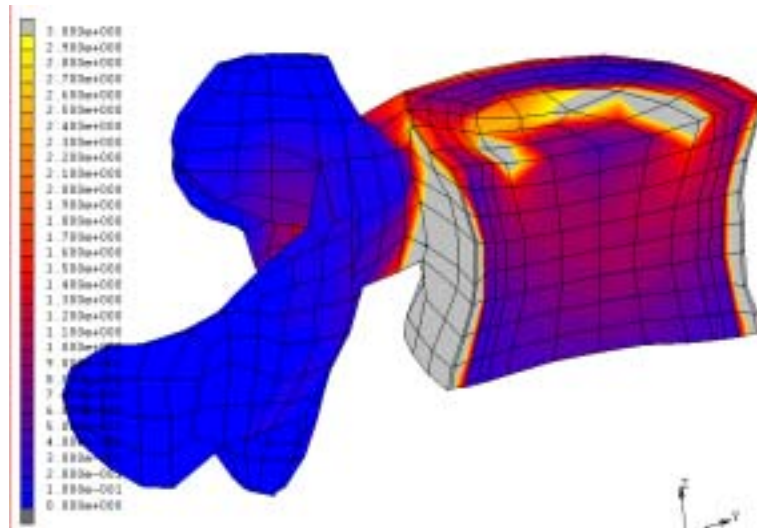


Figura 5.11 Distribució de les tensions de Von Mises sobre L5 en aplicar una força de compressió un cop retirat la totalitat de l'espessor de la capa de cartílag.

Aquí sí que es produeix una alteració de la distribució de tensions en el platet superior, donat que no es reparteixen per tota la superfície com succeeix en el model fisiològic i en els models en els que mantenim cartílag, si no que en aquest cas les tensions es localitzen majoritàriament en la zona de recolzament de l'al·loempelt, malgrat en cap moment superen la capacitat de resistència de la capa d'ós cortical.

5.3.4 Eliminant tot el cartílag i l'os subcondral (Cas 4).

Per últim, en aquest cas s'elimina tota la capa de cartílag i tot l'os cortical subcondral. Així, l'al·loempelt recolza sobre l'os esponjós o trabecular del cos vertebral. En la figura 5.12 podem veure la distribució de les tensions de Von Mises a dins de la vèrtebra L5 en aplicar una força de compressió en aquest cas.

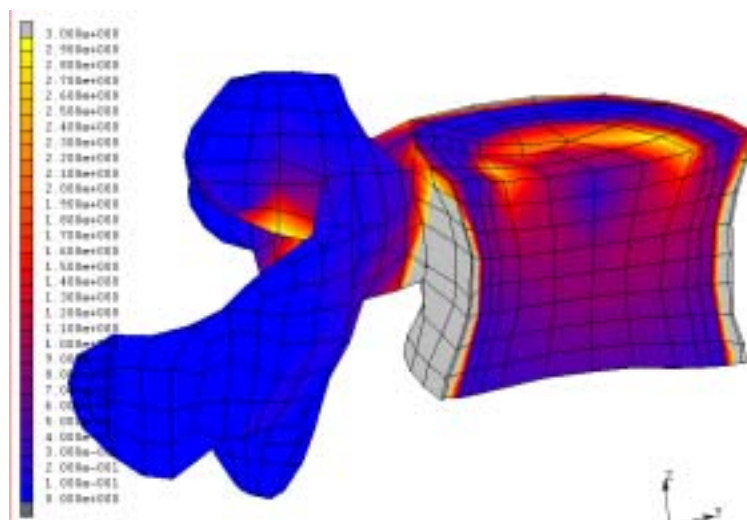


Figura 5.12 Distribució de les tensions de Von Mises sobre L5 en aplicar una força de compressió un cop retirat la totalitat de l'espessor de la capa de cartílag i l'os cortical subcondral.

En aquest cas veiem que la repartició de tensions es distribueix de manera més uniforme per tota la superfície del platet vertebral, i d'aquí es transmet per l'os trabecular a la resta del cos vertebral. Comparativament amb els altres casos, les tensions en la superfície del platet vertebral són menors. Per contra, veiem que la tensió en la zona de la instrumentació augmenta considerablement respecte als casos previs.

Aquests resultats obtinguts en els quatre casos són de difícil interpretació. Així com sembla que el manteniment del cartílag afavoreix una millor distribució de les tensions, està demostrat que des d'un punt de vista biològic això dificulta l'osteointegració de l'empelt. Per contra, el recolzament de l'empelt sobre l'os subcondral augmenta considerablement les tensions en la zona de contacte, no succeint així quan aquest empelt recolza sobre ós esponjós. Això és així degut a l'elevada rigidesa de la instrumentació transpedicular, ja que realitza la major part de la transmissió de càrregues i permet que l'os esponjós realitzi la seva funció d'esmoreir de les tensions sense excedir la seva resistència.

Amb tot això podem concloure que el recolzament de l'empelt sobre l'os trabecular vertebral en combinació amb una instrumentació transpedicular distribueix millor les tensions que es generen a nivell del platet vertebral inferior.

Un altre paràmetre estudiat és la rigidesa del model en flexió per cada cas. Aquesta rigidesa del segment L3-L5 instrumentada amb el sistema de fixació i l'empelt anterior ve esquematitzada en la figura 5.13.

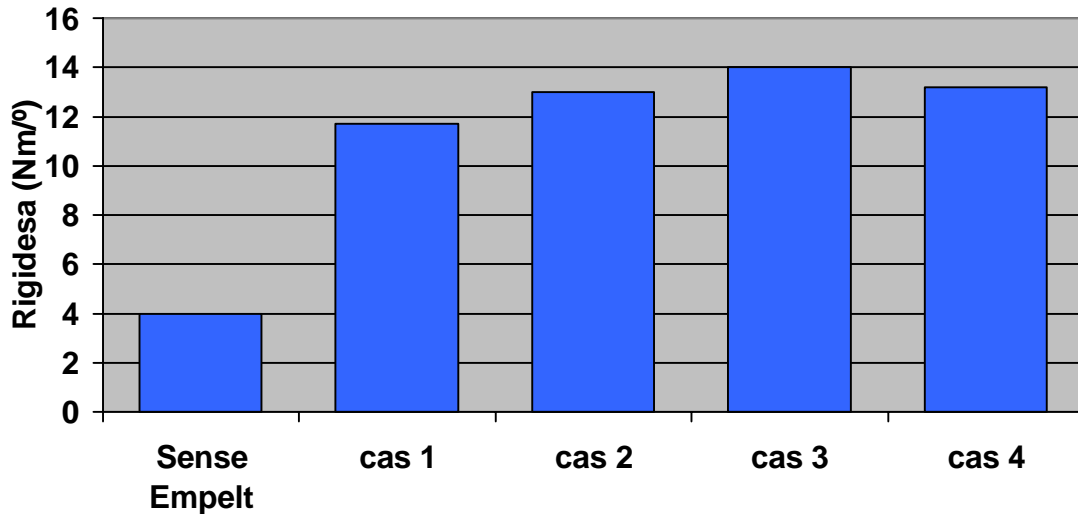


Figura 5.13. Valors de rigidesa de la columna L3-L5 instrumentada amb el sistema de fixació i amb empelt de fèmur, amb aplicació de forces de flexió.

En flexió, es pot veure que la rigidesa augmenta a mesura que anem disminuint l'amplada de la placa terminal de cartílag. La rigidesa augmenta un 14.3 % amb la retirada completa de la placa terminal de cartílag. La rigidesa augmenta donat que la placa de cartílag és molt elàstica ($E=25$ MPa). Per això, si l'amplada de la placa de cartílag disminueix, la deformació que genera una mateixa càrrega serà menys important que per una amplada major del cartílag. El material es pot deformar elàsticament menys, el desplaçament generat és menor i la rigidesa augmenta. En el cas 4, és a dir, quan recolzem l'empelt sobre os esponjós, veiem que la rigidesa del segment disminueix fins a situar-se en valors similars als que es donen amb la meitat de cartílag.

Una altra cosa que hem estudiat és la rigidesa del segment a compressió, pels diferents tipus de muntatge, esquematitzada en la figura 5.14. Podem veure que la rigidesa a compressió augmenta en anar retirant progressivament el cartílag articular. En el cas de la retirada de l'os del platet vertebral, la rigidesa a compressió és similar a la que es dona amb la conservació del platet vertebral i retirada de tot el cartílag. Amb això podem dir que la retirada de l'os del platet vertebral no influeix sobre la rigidesa a compressió.

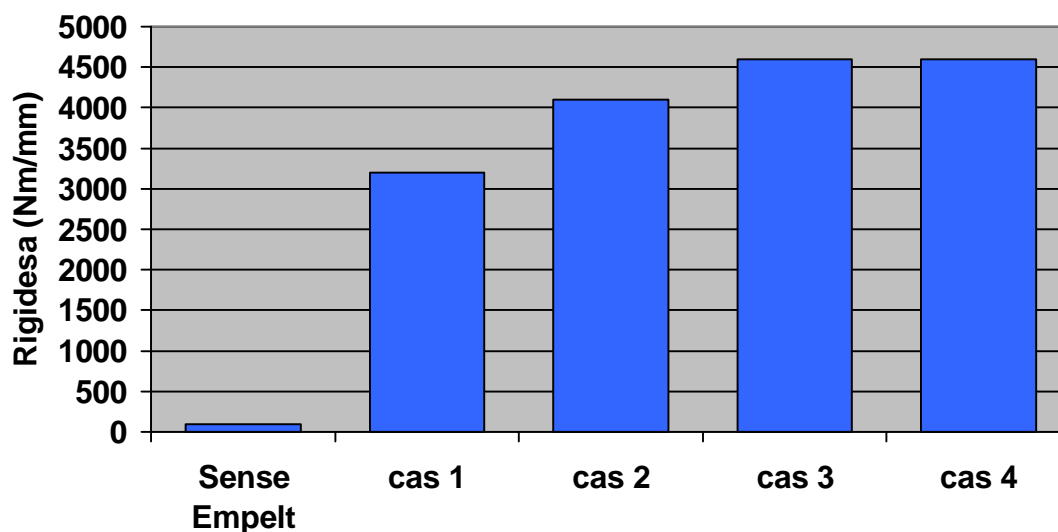


Figura 5.14. Valors de rigidesa de la columna L3-L5 instrumentada amb el sistema de fixació i amb empelt de fèmur, amb aplicació de forces de compressió.

Per últim, hem avaluat com influeix l'amplada de la placa terminal sobre les tensions de Von Mises en el fixador i en l'empelt anterior. La variació de l'amplada de la placa terminal s'acompanya també d'una disminució de les tensions màximes de Von Mises en el fixador i en l'empelt anterior, com podem veure en la figura 5.15. Aquesta disminució de les tensions s'explica altra vegada per la teoria de l'elasticitat. D'aquesta manera, com que quan baixa l'amplada de la placa de cartílag les deformacions són de menor amplitud, les tensions de Von Mises també disminueixen. Podem dir, llavors, que el cartílag juga un paper d'esmoreïdor, absorbint les tensions i redistribuint-les.

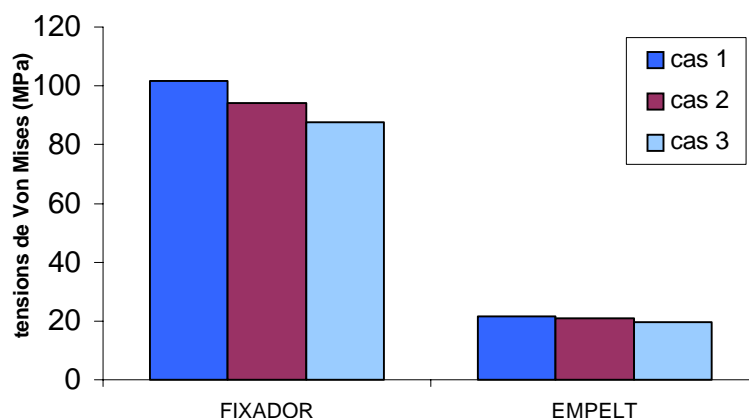


Figura 5.15. Valors de tensions de Von Mises en el fixador i en l'empelt pel conjunt raquis-implant per diferents amplades de la placa terminal de cartílag (amb fèmur i en flexió).

Tot això mostra que la placa terminal té un paper important en el comportament mecànic general del conjunt raquis-implant-empelt. D'aquí en endavant utilitzarem una alçada mitja de la placa terminal de cartílag per a la resta de l'estudi.

5.4 Influència de la geometria de l'al·loempelt.

Els tres tipus d'empelt, és a dir, fèmur, tibia i peroné, estan modelitzats amb les mateixes característiques mecàniques. Llavors, el paràmetre clau és únicament la geometria dels empelts i del muntatge. Com ja hem explicat, el fèmur pot assimilar-se a un tub, mentre que la tibia té una geometria amb una base en forma triangular que disminueix en mida des de la part superior a la inferior. La geometria dels peronés depèn del nombre de fragments: amb sis fragments, la superfície de contacte és similar a la del fèmur o tibia, però com ja hem vist, la seva posició és totalment diferent.

En la figura 5.16 podem observar un esquema comparatiu de la geometria de fèmur i tibia respecte a les plaques terminals de la vertebra.

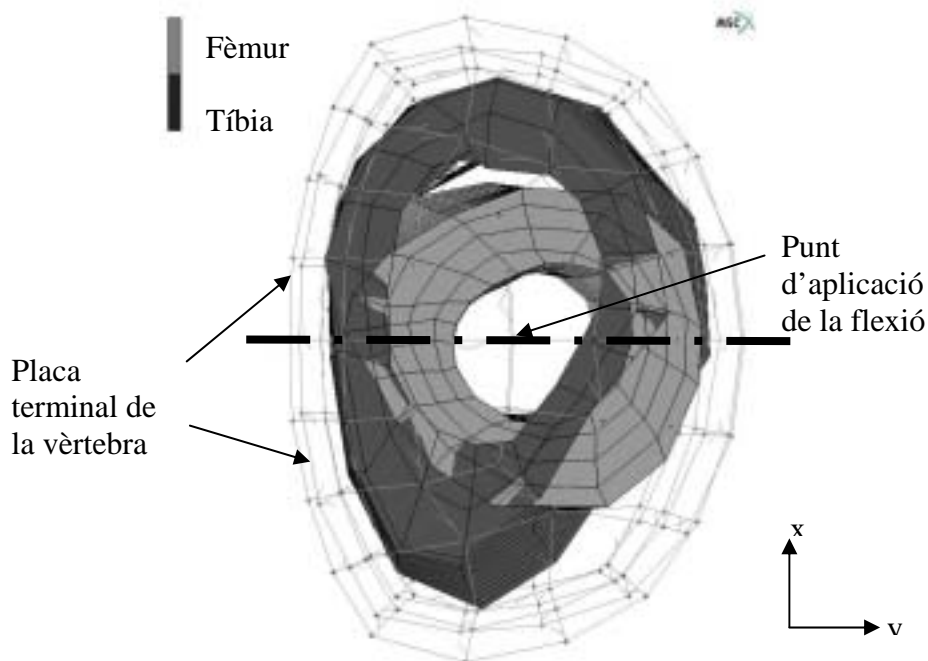


Figura 5.16 Comparació de la geometria d'ambdós al·loempelts de fèmur i tibia amb les seves posicions d'inserció respecte a la placa terminal del platet vertebral.

5. Resultats.

Podem observar la seva relació amb el centre del platet vertebral i el punt d'aplicació de la força. A la distància entre el punt d'aplicació de la força (centre del platet) i la zona més anterior de l'empelt l'anomenarem D_1 . Aquesta distància està representada en la figura 5.17, i el seu valor per a cada empelt la podem trobar anotada en l'apartat 4.10 de material i mètode.

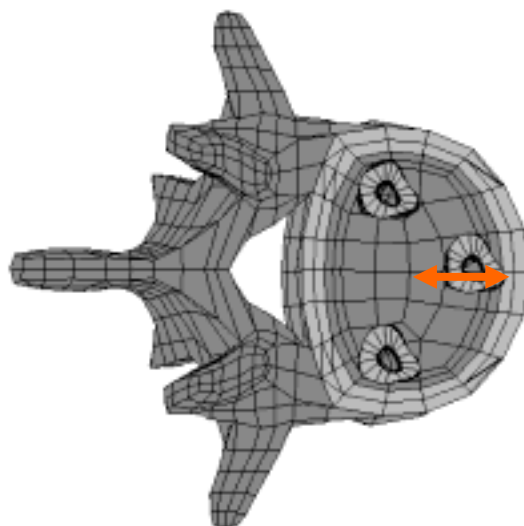


Figura 5.17 Esquematització de la distància D_1 .

Els valors de desplaçament de la vèrtebra L4 ensenyen la rigidesa del sistema per les diferents càrregues i tipus d'alloempelts. En les figures 5.18 a 5.20 podem observar el desplaçament en els tres eixos pels diferents tipus de càrrega i empelt.

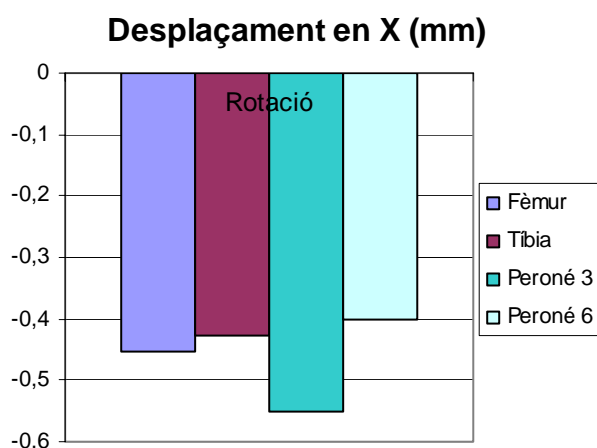


Figura 5.18 Valors del desplaçament de L4 en l'eix X amb un sistema de fixació i amb els diferents tipus d'empelt.

Com és natural, la torsió provoca únicament un desplaçament en l'eix X (figura 5.18), l'extensió provoca un major desplaçament en l'eix Y i la flexió provoca un major desplaçament en l'eix Z. En general, podem veure que la flexió és la càrrega que sol·licita més al fixador i al muntatge en general. La tibia i el fèmur són molt similars pel que fa al desplaçament, i per tant generen més o menys la mateixa rigidesa.

El major desplaçament en l'eix X es dona en rotació i correspon als tres peronés, amb un desplaçament d'uns 0.55 mm, mentre que els sis peronés és l'empelt que permet un menor desplaçament, del voltant de 0.40 mm. Fèmur i tibia presenten un comportament molt similar (0.45 i 0.43 mm respectivament).

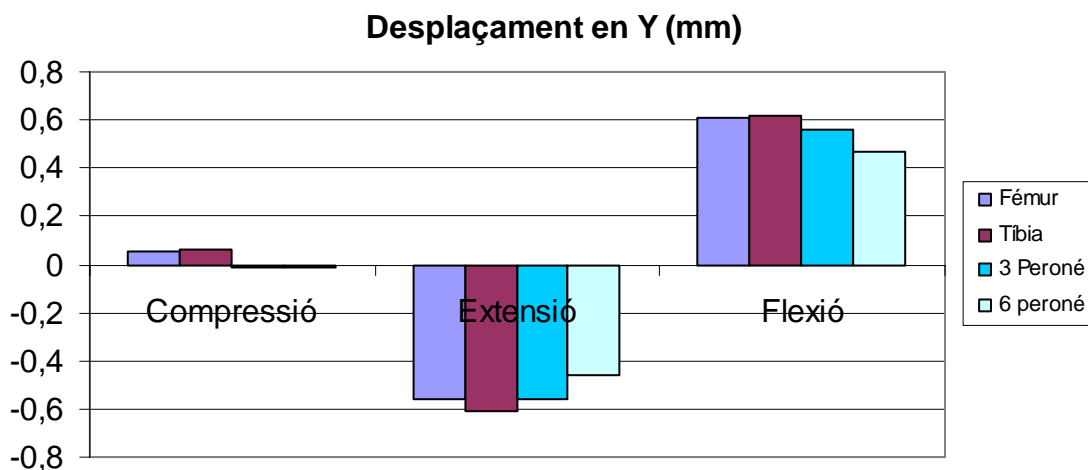


Figura 5.19 Valors del desplaçament de L4 en l'eix Y amb un sistema de fixació i amb els diferents tipus d'empelt.

El desplaçament en l'eix Y es dona majoritàriament en flexió i extensió (figura 5.19), de manera que en rotació i en compressió el desplaçament és mínim. En flexo-extensió, són els sis peronés els que presenten una major rigidesa en l'eix Y, i per tant, presenten un menor desplaçament (-0.46 i 0.47 mm respectivament). La tibia és l'empelt que presenta una menor rigidesa en flexo-extensió en l'eix Y, amb un major desplaçament (0.60 i 0.61 mm respectivament), mentre que fèmur i els tres peronés presenten un comportament intermedi i molt similar entre ells, amb uns desplaçaments de l'ordre de 0.55 a 0.59 mm.

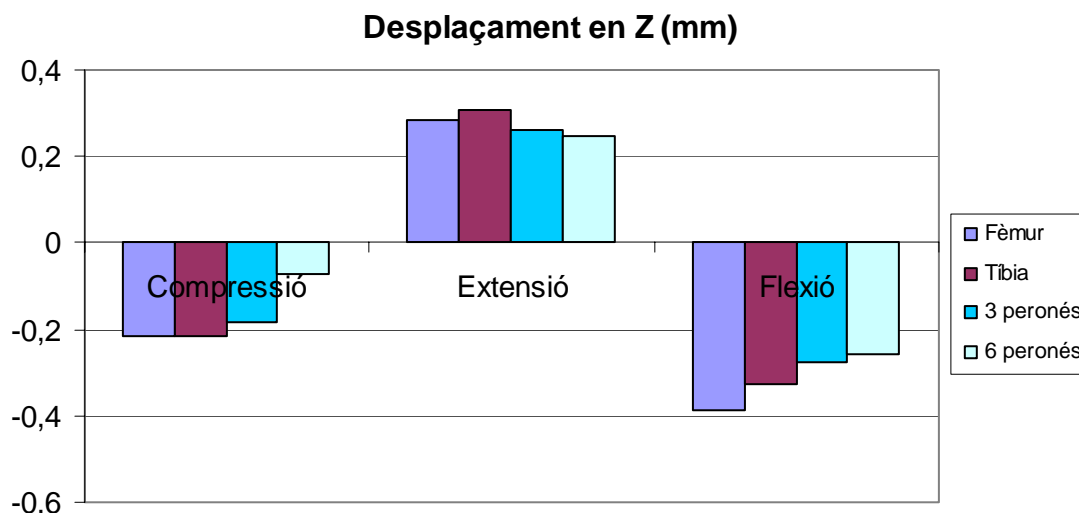
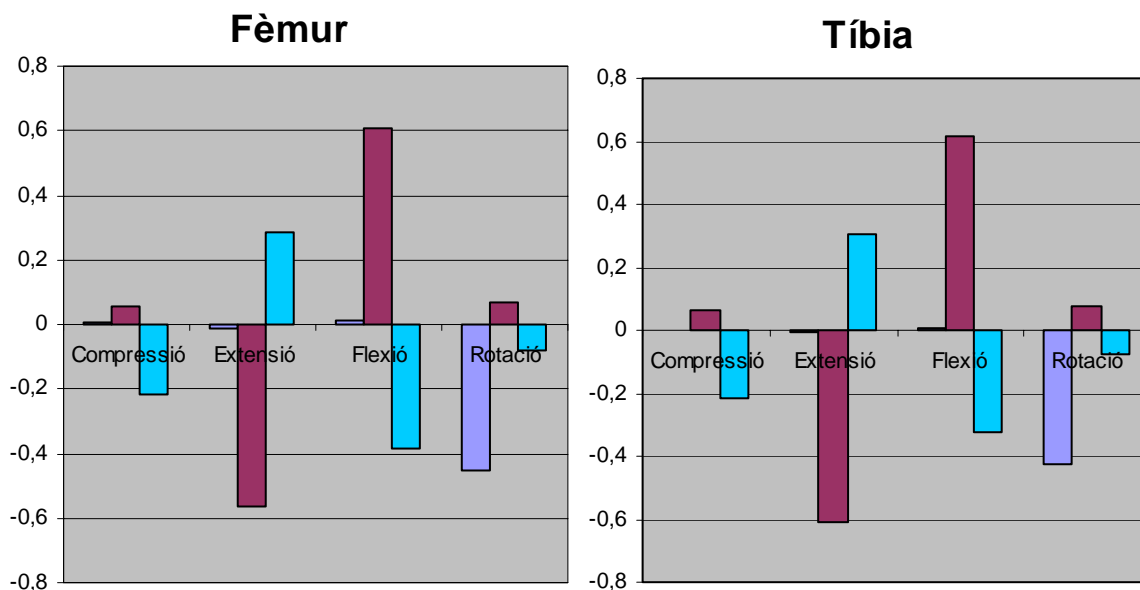
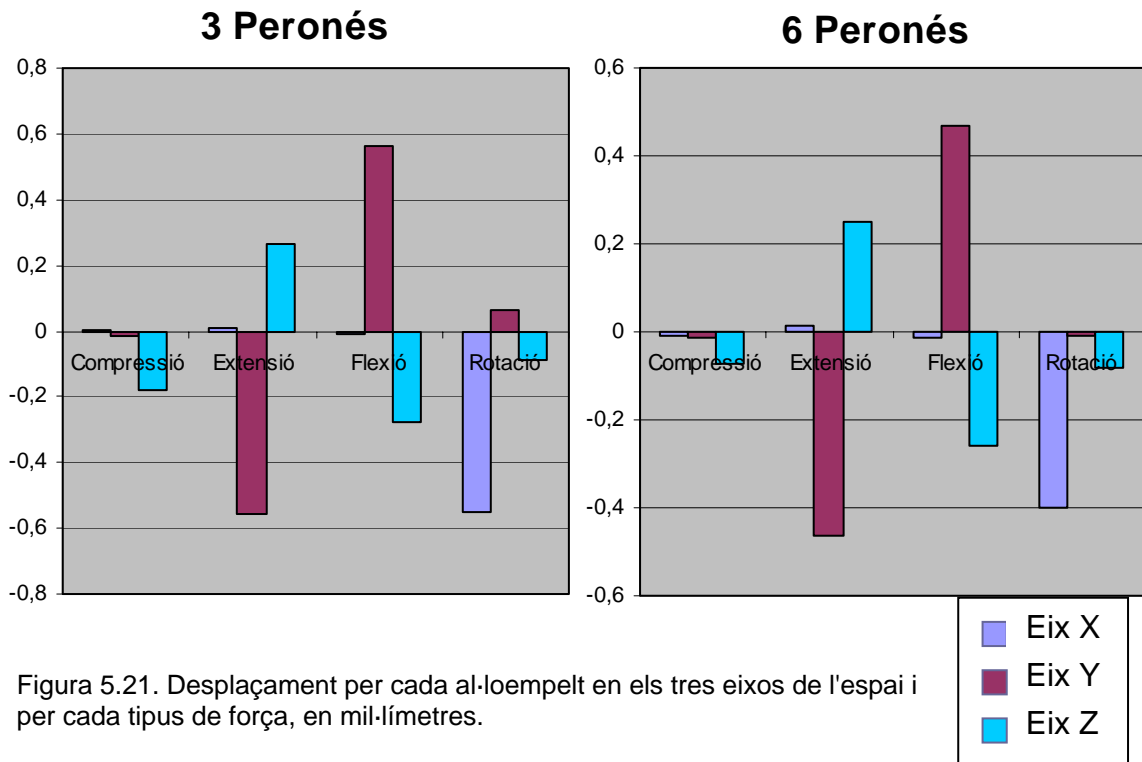


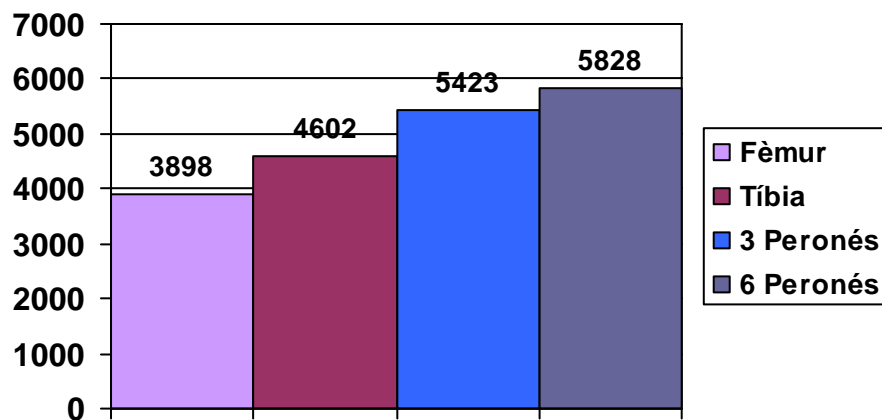
Figura 5.20 Valors del desplaçament de L4 en l'eix Z amb un sistema de fixació i amb els diferents tipus d'empelt.

El desplaçament en l'eix Z es dóna predominantment amb forces de compressió i flexo-extensió (figura 5.20). En tots casos el que presenta una major rigidesa és l'empelt amb sis peronés, amb un menor desplaçament tant en compressió (0,07 mm) com en extensió (0,24 mm) i en flexió (0,25 mm). Pel contrari, a compressió són fèmur i tíbia els que presenten una menor rigidesa i un major desplaçament (0,21 mm), mentre que en extensió és la tíbia (0,30 mm) i en flexió és el fèmur el que presenta un major desplaçament (0,38 mm). En la figura 5.21 podem veure les mateixes dades agrupades per cada al·loempelt, comparativament amb el model fisiològic.





Podem veure que globalment, els sis peronés presenten una rigidesa superior. En general, la força que provoca major desplaçament dels empelts és la flexo-extensió, cosa que succeeix també en el model fisiològic. En flexió i en el pla sagital, la tíbia presenta una rigidesa un 15% superior al fèmur, els tres peronés presenta una rigidesa un 28% superior, i els sis peronés presenta una rigidesa un 33% superior al fèmur. En la figura 5.22 podem veure representada la rigidesa en flexió comparativament entre els empelts.



Podem observar que la rigidesa augmenta des dels 3898 Nmm/mm que presenta el fèmur fins als 5828 Nmm/mm que presenten els peronés. Com ja veurem en l'apartat 5.5, aquesta rigidesa del segment és molt superior a la que presenta el raquis en condicions fisiològiques.

L'augment de la rigidesa amb la utilització de fèmur i tibia pot explicar-se amb la diferència de geometries entre ambdós. A nivell superior de l'empelt, la distància D_1 és menor en el cas de la tibia que en el fèmur. Segons els principis generals de la mecànica, el creixement de D_1 genera menor desplaçament i , per tant, un augment de la rigidesa. Aquesta distància canvia amb el mode d'inserció de l'empelt, és a dir, si donem una rotació a la base de l'empelt respecte a l'eix X, D_1 disminuirà o augmentarà, i per tant, la rigidesa canviarà. Llavors, la posició exacta de l'empelt té un paper important en el resultat de l'estudi.

L'augment de la rigidesa amb els fragments de peroné s'explica per una millor repartició dels ossos sobre tota la superfície de la vèrtebra. Així que amb més o menys la mateixa àrea d'empelt sobre la vèrtebra, la rigidesa és superior. Això és important ja que modificarà les tensions generades a dins de la vèrtebra superior.

En la figura 5.23 podem observar les tensions que es generen a dins de l'empelt, en els diferents tipus de força. Veiem que les tensions són més importants en els peronés en compressió i extensió, però pel que fa a la flexió i a la rotació són més importants en el fèmur. Aquestes diferències són únicament atribuïbles a la col·locació i a la geometria dels empelts, donat que, com ja hem dit, la resta de paràmetres són iguals per tots ells.

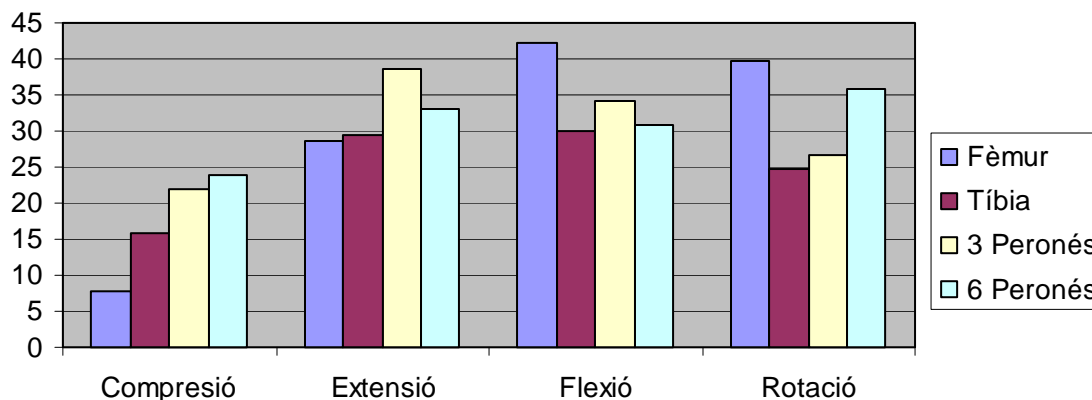


Figura 5.23 Tensions màximes principals a dins dels empelts en MPa, en els diferents tipus de càrrega i pels diferents tipus d'empelt.

El canvi en la geometria dels empelts s'acompanya també d'un canvi de tensions a dins del fixador. La tensió es redueix molt amb l'ús d'un al·loempelt, especialment amb l'ús dels sis peronés. No obstant, el valor de la tensió a dins del fixador amb tots i cada un dels empelts, és suficientment baixa per quedar-se per sota del límit d'elasticitat i de fatiga del fixador. És per això que l'elecció de l'al·loempelt no hauria de decidir-se per un criteri de tensions en el fixador. En la figura 5.24 podem veure les tensions a dins del fixador.

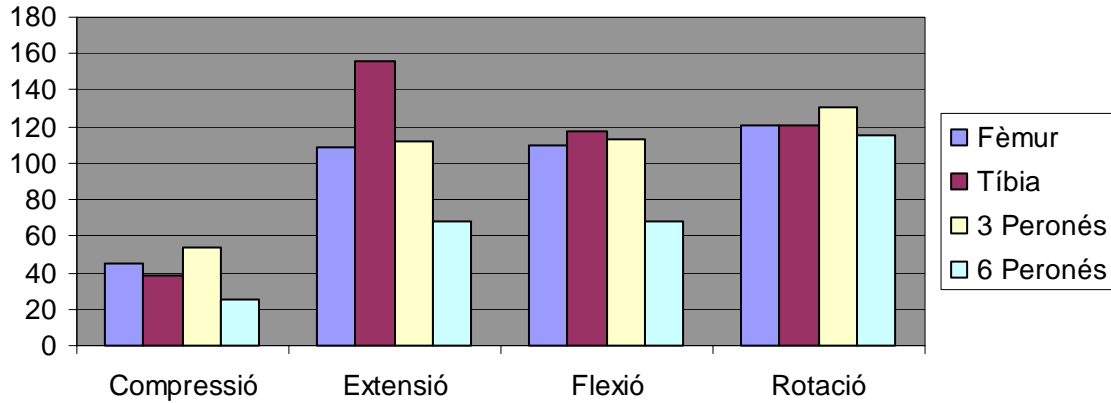


Figura 5.24 Valors de tensions de Von Mises en el fixador pel conjunt raquis-implant-empelt en els diferents tipus de càrrega i pels diferents tipus d'empelt (en MPa).

Per mirar amb més detall la influència de la geometria, vàrem seleccionar l'empelt més asimètric, que és la tíbia, i l'hem girat 90°, tal com hem explicat en l'apartat de material i mètode. Els resultats els podem observar en la figura 5.25.

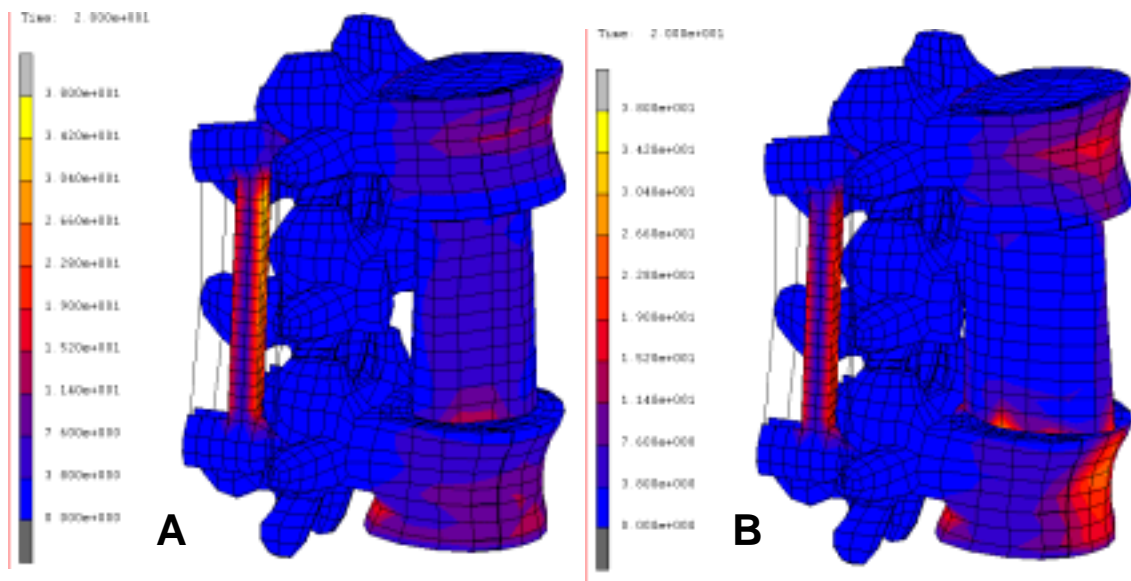


Figura 5.25 Tensions de Von Mises (MPa) en compressió en el conjunt raquis-implant-empelt per A: un empelt de tíbia col·locat amb l'eix més llarg en el pla transversal, i B: un empelt de tíbia col·locat amb l'eix més llarg en el pla sagital (girat 90° respecte l'anterior).

5. Resultats.

Podem observar que quan girem l'empelt 90°, l'eix més llarg se situa en sentit anteroposterior, la distància D_1 disminueix, i el vèrtex de la secció triangular de la tibia queda en la zona més anterior. L'estabilitat del muntatge és molt similar en ambdós casos, però aquest gir comporta que les tensions dins de les vèrtebres adjacents augmentin considerablement. Concretament, les tensions s'incrementen a nivell de la zona anterior dels cossos vertebrals, especialment en la vèrtebra inferior, que passa de tenir unes tensions del voltant d'uns 7.6 MPa a uns 22.8 MPa, és a dir, un increment aproximat del 300%. A destacar que les tensions a dins de l'empelt no es modifiquen i es mantenen més o menys en els mateixos nivells.

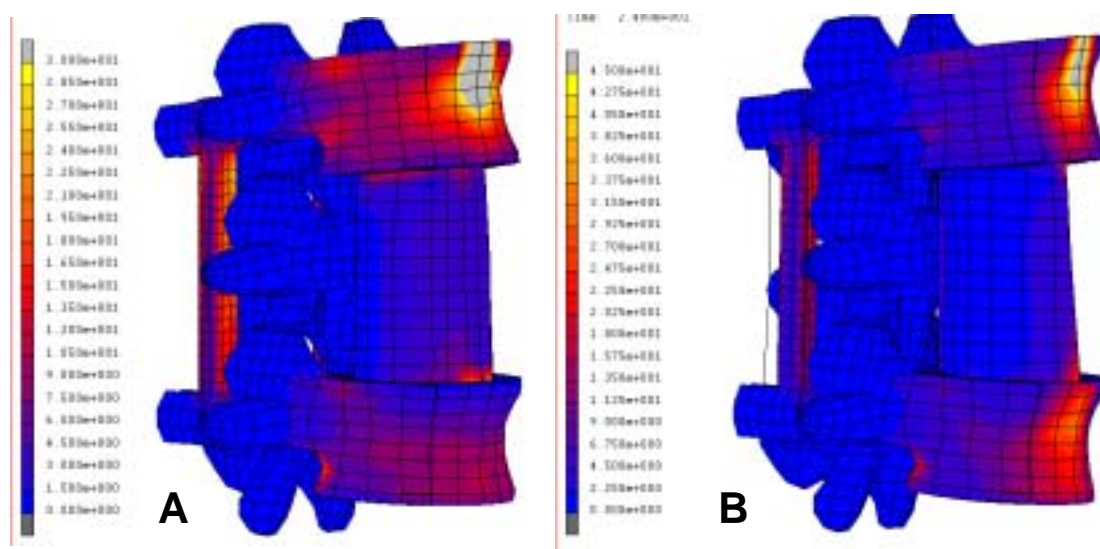


Figura 5.26 Tensions de Von Mises (MPa) en flexió en el conjunt raquis-implant-empelt per A: un empelt de tibia col·locat amb l'eix més llarg en el pla transversal, i B: un empelt de tibia col·locat amb l'eix més llarg en el pla sagital (girat 90° respecte l'anterior).

El mateix succeeix amb els empelts testats a flexió (figura 5.26) i a extensió. Pel que fa a les rotacions no s'observen diferències entre els diferents empelts. Tot això corrobora que la geometria de l'empelt és un paràmetre important a l'hora d'obtenir els resultats, i com més asimètric és un empelt més modificarà les tensions a nivell de les vèrtebres adjacents.

5.5 Comparació amb un model anatómic sa.

Si comparem els desplaçaments de la vèrtebra L3 en un model anatómic sa, veiem que en el pla sagital es desplaça uns 2.5 mm en compressió, 2.8 mm en extensió, i uns 3.2 mm en flexió, com podem veure en la figura 5.27.

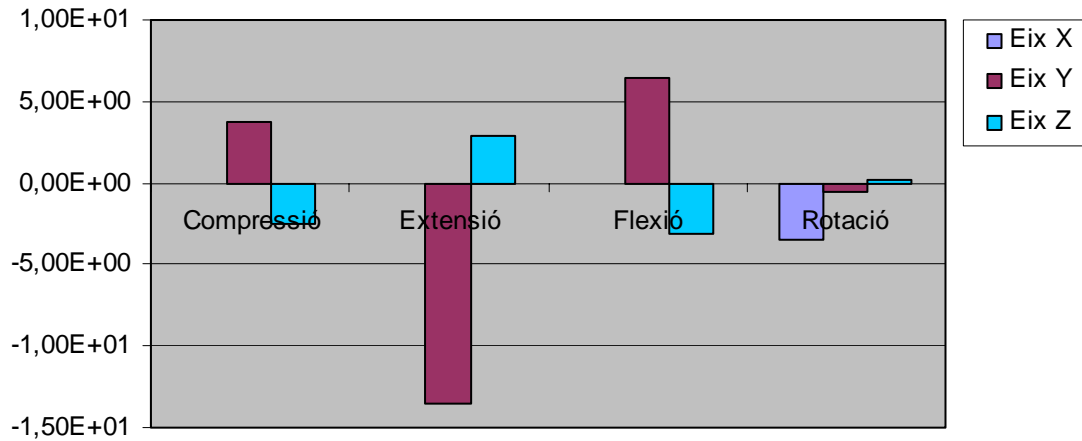


Figura 5.27. Desplaçament de la vèrtebra L3 pels diferents tipus de càrrega i en els diferents eixos de l'espai en un model fisiològic L3-L5.

Si aquests desplaçaments els comparem amb els resultats obtinguts amb els empelts (figures 5.19 i 5.20) podem observar que qualsevol empelt presenta un desplaçament molt inferior. Això repercuteix en la rigidesa, que per al model fisiològic en flexió és d'uns 476 Nmm/mm. Si aquest valor el comparem amb els models amb els diferents empelts, veiem que la rigidesa és aproximadament de 8 a 12 vegades inferior. Llavors, la presència del sistema de fixació redueix en gran mesura els desplaçaments de la vèrtebra L3 i impedeix els mateixos graus de moviment d'una columna sana, multiplicant per deu la seva rigidesa.

Els resultats de les tensions a dins dels cossos vertebrals adjacents pateixen també canvis significatius amb la inserció del fixador i de l'al·loempelt. En la figura 5.28 podem veure la distribució de les tensions de Von Mises en un segment L3-L5 en condicions fisiològiques, i en la figura 5.29 podem veure aquesta distribució en un segment modificat amb al·loempelt de fèmur.

Amb el fixador i l'empelt podem veure que les tensions en les vèrtebres adjacents disminueixen considerablement, donat que el fixador absorbeix la major part de la transmissió de forces, i les vèrtebres no es deformen tant. L'única zona que manté aproximadament una tensió similar és la zona anterior de la vèrtebra superior, mentre que la vèrtebra inferior redueix molt les tensions.

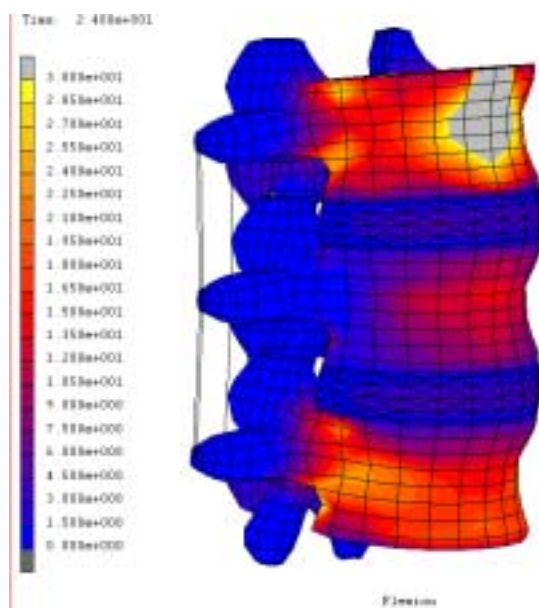


Figura 5.28. Tensions de Von Mises (MPa) en un model fisiològic L3-L5 amb càrrega de flexió.

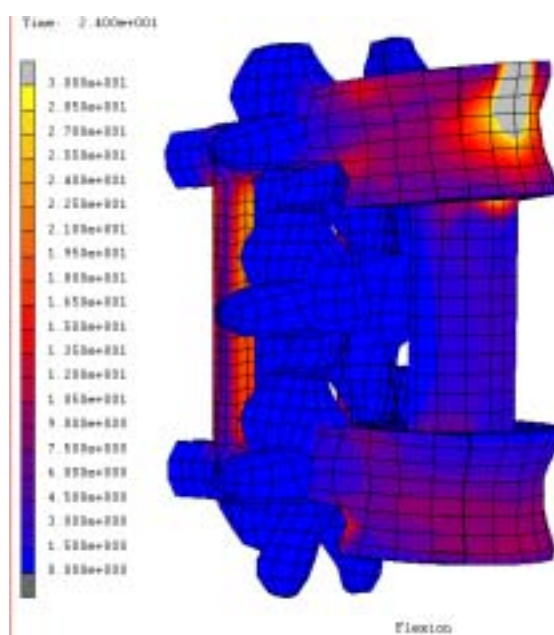


Figura 5.29. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt de fèmur amb càrrega de flexió.

Pel que fa a la deformació, en la figura 5.30 podem veure les deformacions en flexió de la vèrtebra L5 en un model fisiològic comparativament amb el model amb al·loempelt de fèmur.

Podem observar que les deformacions són més localitzades i elevades en la zona anterior en el model amb al·loempelt de fèmur que en el model fisiològic, però sense que aquestes diferències siguin molt importants. En general les deformacions són bastant equiparables, i també la localització de les mateixes.

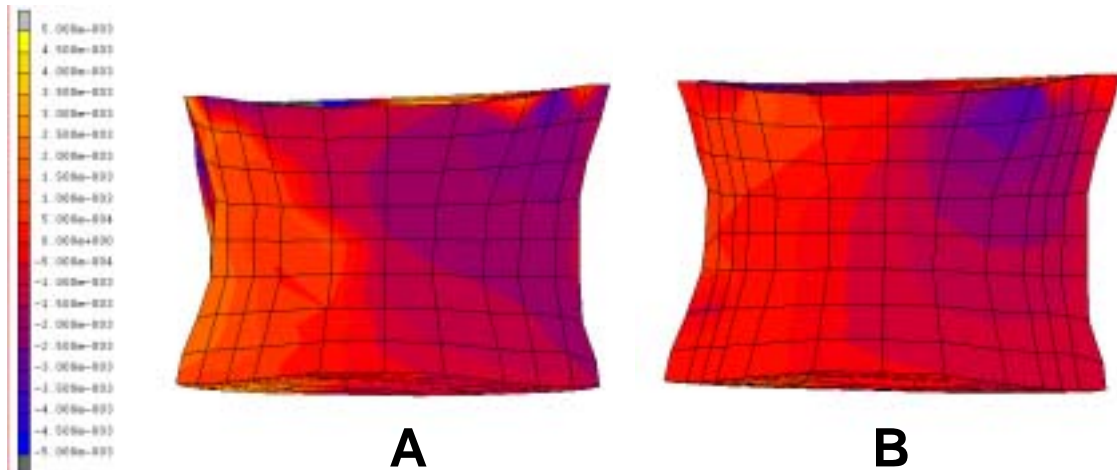


Figura 5.30. Deformacions del cos vertebral de L5. A: en el model fisiològic i B: en el model amb al·loempelt de fèmur.

5.6 Comportament dels diferents al·loempelts.

Quan comparem els diferents al·loempelts entre sí podem observar que no hi ha excessives diferències depenent de l'al·loempelt, ja que el fixador és molt rígid. A continuació anem a desglossar el comportament de cada al·loempelt per separat.

5.6.1 Fèmur.

Les tensions del muntatge amb fèmur en flexió les podem observar en la figura 5.29. En primer lloc, com ja hem dit, podem veure que les tensions es distribueixen predominantment en la zona anterior de cos de la vèrtebra superior, assolint valors de 30 MPa en la zona més alta.

En segon lloc, podem veure que la vèrtebra inferior quasi no suporta tensions.

En tercer lloc, i pel que fa a l'empelt, veiem que les tensions que es donen a dins d'ell són molt baixes, existint només un parell de zones en que aquestes tensions augmenten, que són la zona anterior de contacte amb els platets de la vèrtebra superior i inferior.

Per últim, podem observar que les tensions del fixador en flexió disminueixen considerablement amb la introducció de l'al·loempelt, situant-se al voltant de 19.5 MPa.

En la figura 5.31 podem veure les tensions generades amb al·loempelt de fèmur testat a compressió.

5. Resultats.

S'observa que amb aquest tipus de forces les tensions es transmeten predominantment per la instrumentació posterior, i l'empelt suporta poques tensions.

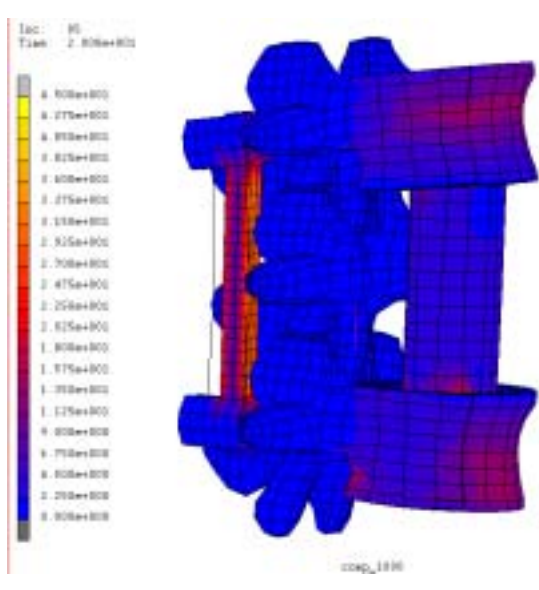


Figura 5.31. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al-loempelt de fèmur amb càrrega de compressió.

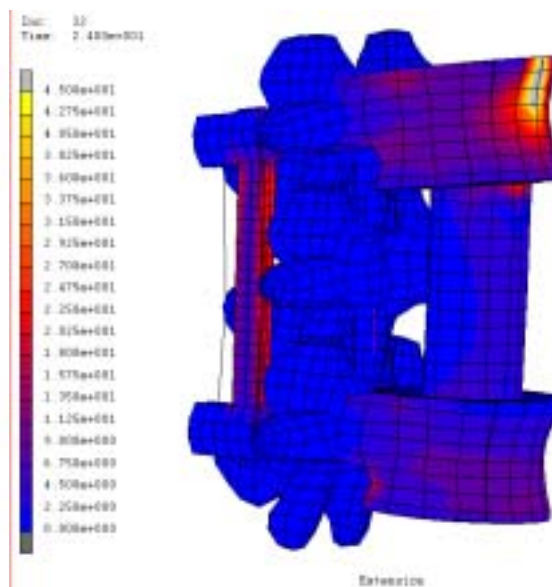


Figura 5.32. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al-loempelt de fèmur testat a extensió.

En la figura 5.32 podem observar el comportament de l'al-loempelt de fèmur en extensió. Podem observar que les tensions es distribueixen predominantment en la zona anterior de la vèrtebra L3 i en la zona anterior de contacte amb l'empelt.

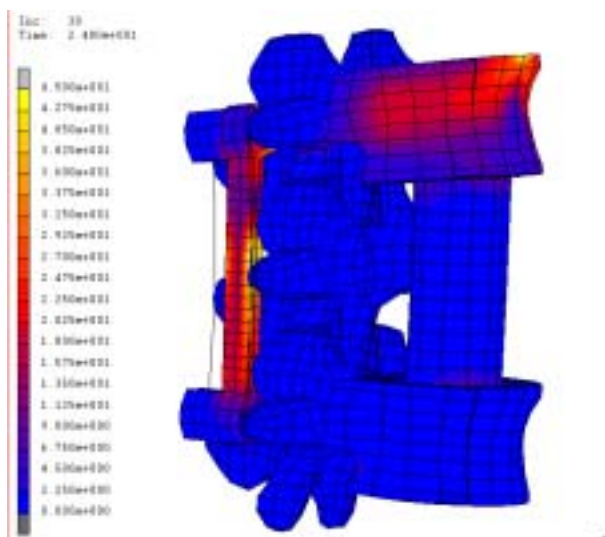


Figura 5.33. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al-loempelt de fèmur testat a rotació.

Per últim, en la figura 5.33 podem observar l'al·loempelt de fèmur en rotació. Les tensions es distribueixen predominantment en la zona lateral de la vèrtebra L3 (on hi ha els cargols subjacents) i, sobretot, en la zona mitja de les barres de la instrumentació.

5.6.2 Tíbia.

En la figura 5.34 podem veure el comportament del muntatge amb tíbia (amb l'eix major en sentit transversal) pel que fa a les tensions de Von Mises que es generen al seu interior en flexió.

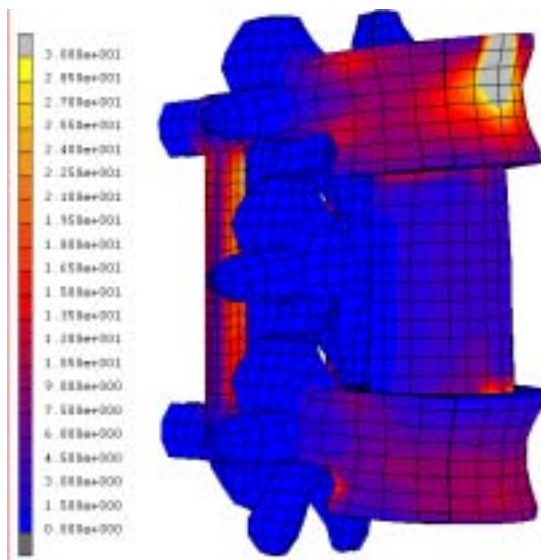


Figura 5.34. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt de tíbia amb càrrega de flexió.

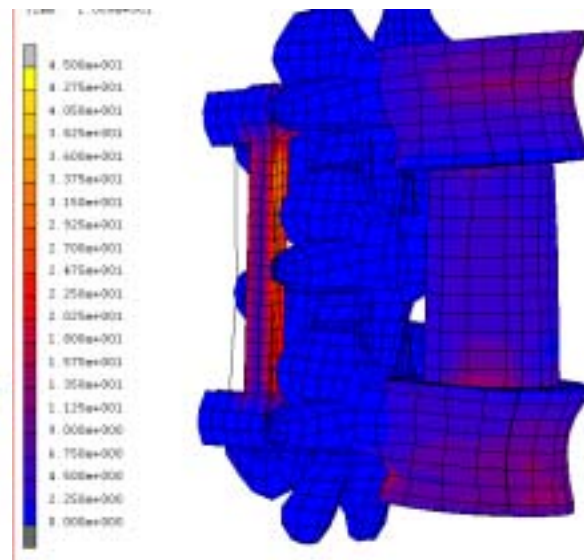


Figura 5.35. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt de tíbia amb càrrega de compressió.

Podem observar que el comportament a flexió és molt similar al que hem relatat pel fèmur, amb una zona de màxima intensitat en la part anterior del cos vertebral de L3, del voltant de 30 MPa. Igualment, les tensions a nivell de la vèrtebra inferior es mantenen baixes, i el fixador presenta unes tensions una mica més elevades. Pel que fa a l'empelt, globalment presenta unes tensions baixes, excepte en la zona de contacte amb els platets vertebrals. En resum, poden dir que el comportament és similar al del fèmur

En la figura 5.35 podem observar el comportament de l'empelt de tíbia en compressió. Veiem que les tensions a nivell de la vèrtebra superior disminueixen de manera considerable, mentre que la instrumentació posterior segueix suportant les mateixes tensions.

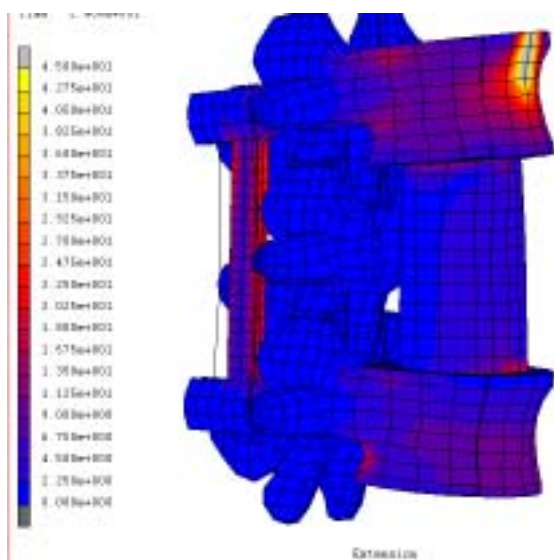


Figura 5.36. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al-loempelt de tíbia amb càrrega d'extensió.

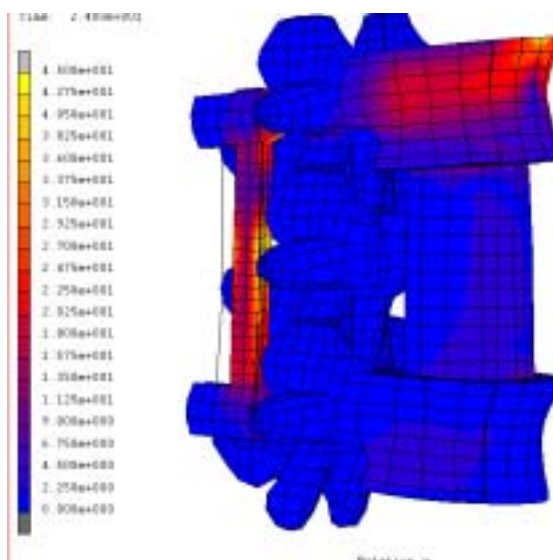


Figura 5.37. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al-loempelt de tíbia amb càrrega de torsió.

En la figura 5.36 podem veure el comportament del muntatge amb tíbia amb les forces d'extensió. Podem veure un augment de les tensions de Von Mises a nivell de L3, especialment en la zona anterior de la mateixa. En la figura 5.37 podem veure el comportament del segment amb forces de torsió, que és similar al dels altres empelts.

5.6.3 Tres peronés.

En la figura 5.38 podem observar les tensions generades en el model amb tres peronés testat a flexió.

Quan analitzem els tres peronés podem observar que el comportament no és similar als dels altres dos empelts avaluats prèviament (fèmur i tíbia).

En primer lloc, veiem que les tensions de Von Mises generades en la vèrtebra superior són més intenses i es perllonguen en una  rea més extensa, localitzada igualment en la zona anterior del cos vertebral.

En segon lloc, podem veure que les tensions de la vèrtebra inferior augmenten considerablement, passant d'uns valors màxims de 10.5 MPa en el cas de la tíbia a 19 MPa en el cas dels tres peronés. La distribució d'aquestes tensions en la vèrtebra inferior es localitza predominantment en la zona anterior del cos vertebral.

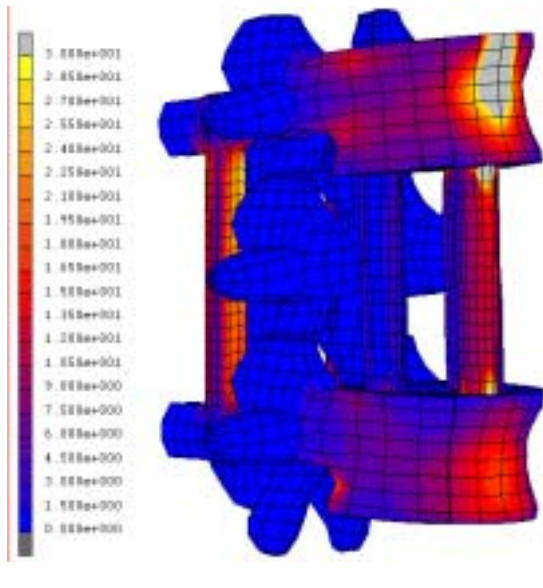


Figura 5.38. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb tres peronés amb càrrega de flexió.

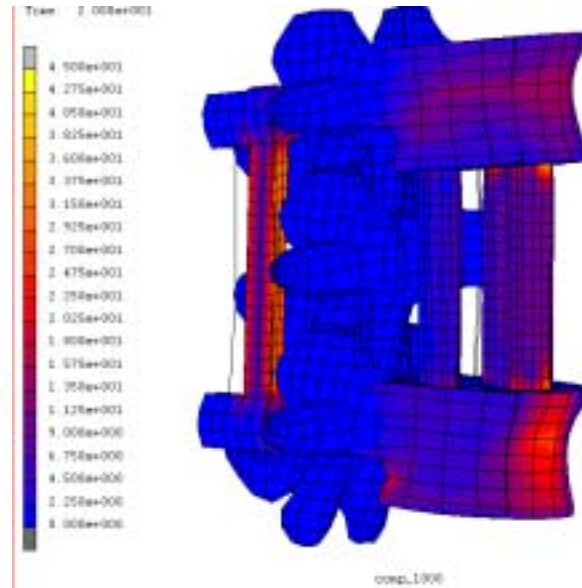


Figura 5.39. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb tres peronés amb càrrega de compressió.

En tercer lloc, veiem que les tensions que es generen a dins dels peronés són totalment asimètriques. El peroné més anterior suporta unes tensions més elevades, que en els punts de recolzament en el platet poden arribar a 40 MPa, però que en el seu conjunt són més altes que els empelts de fèmur i tibia. Per contra, els altres dos fragments de peroné que se situen més posteriorment presenten unes tensions molt baixes. Aquesta asimetria fa que la transmissió de càrregues es doni fonamentalment pel peroné anterior, i donat que comparativament amb fèmur i tibia presenta un menor volum d'os cortical, les tensions generades són molt superiors.

Per últim, podem observar que les tensions a dins del fixador vertebral se situen en nivells similars als dels altres empelts, sense que es donin modificacions aparents per la diferent distribució a nivell anterior.

En la figura 5.39 podem veure les tensions de Von Mises a compressió amb tres peronés, que a l'igual que en flexió les tensions es generen predominantment en el peroné més anterior.

En la figura 5.40 podem veure la distribució de tensions amb forces d'extensió. Veiem que a l'igual que amb flexió i compressió, les forces segueixen distribuint-se pel peroné anterior. Finalment, en la figura 5.41 podem veure la distribució de tensions en rotació, que segueix el mateix patró que els altres tipus d'empelt.

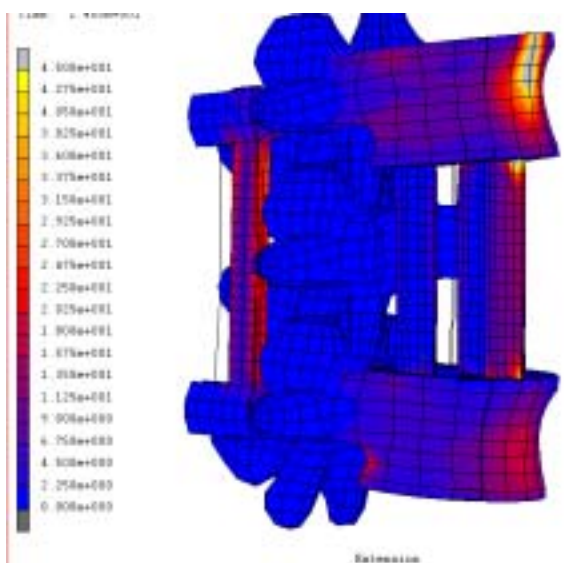


Figura 5.40. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb tres peronés amb càrrega d'extensió.

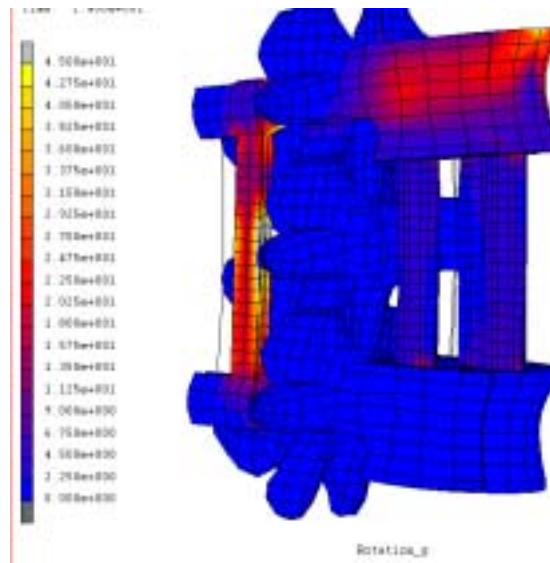


Figura 5.41. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb tres peronés amb càrrega de torsió.

5.6.4. Sis peronés.

En la figura 5.42 podem observar les tensions generades en el model amb sis peronés testat a flexió.

Quan analitzem els sis peronés, veiem que les tensions a dins del conjunt es tornen a modificar ostensiblement.

En primer lloc, les tensions de la vèrtebra superior són encara més elevades que en els models precedents, i es localitzen en una àrea més extensa en la zona anterior de cos vertebral de L3.

En segon lloc, analitzant les tensions de la vèrtebra inferior, veiem que aquestes també augmenten respecte a les que havíem obtingut en els models anteriors, distribuint-se també per una superfície més extensa de la zona anterior de L5.

En tercer lloc, i pel que fa a les tensions que suporta l'empelt, veiem que se segueix produint el mateix comportament que es donava amb els tres peronés: el repartiment de les mateixes és totalment asimètric, amb un peroné anterior que suporta unes tensions més elevades, i la resta que presenten unes tensions més baixes. Per tant, la transmissió de càrregues sembla donar-se predominantment pel peroné anterior.

Per últim, podem observar que a diferència dels models precedents, la distribució de les tensions a dins del fixador sembla decreixer, situant-se en uns nivells inferiors, al voltant de 15 MPa.

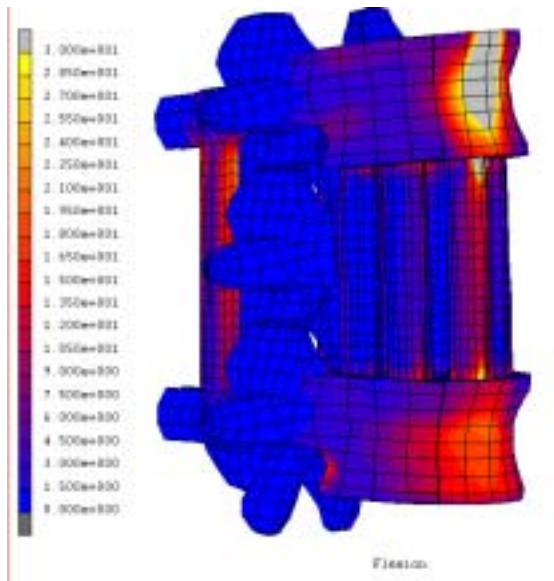


Figura 5.42 Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb sis peronés amb càrrega de flexió.

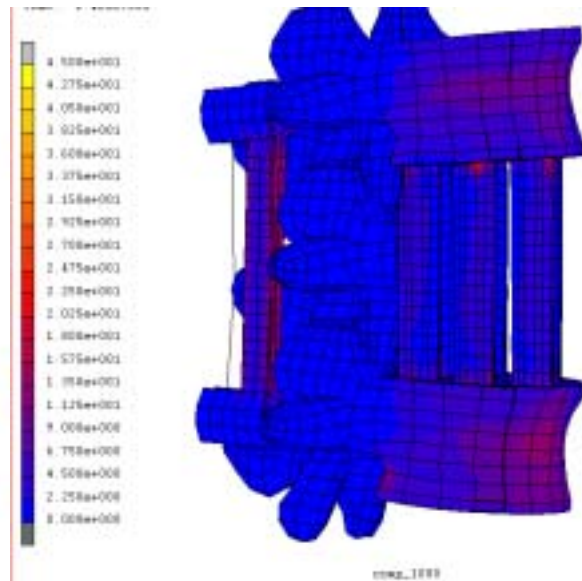


Figura 5.43 Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb sis peronés amb càrrega de compressió.

La figura 5.43 expressa la distribució de tensions a compressió, a on podem veure una distribució homogènia de les mateixes a dins dels empelts.

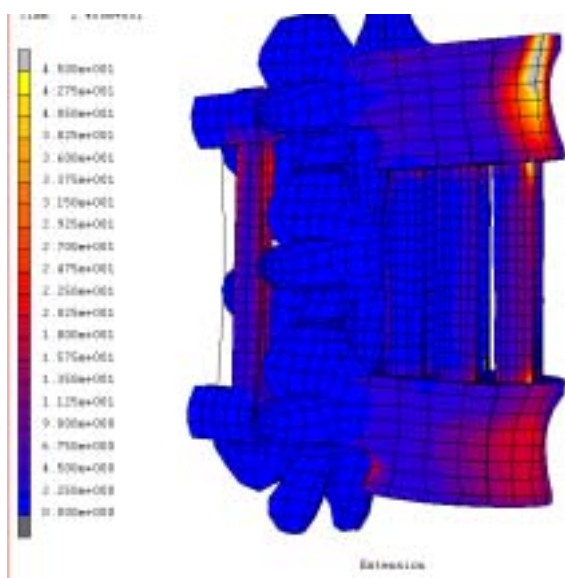


Figura 5.44 Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb sis peronés amb càrrega d'extensió.

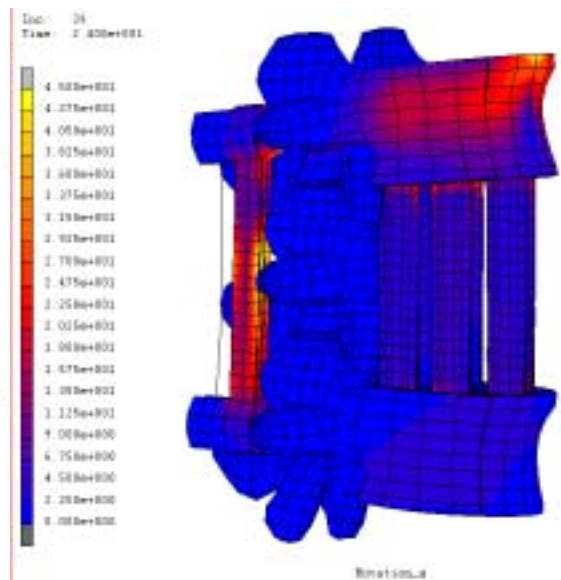


Figura 5.45 Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb al·loempelt amb sis peronés amb càrrega de torsió.

En la figura 5.44 podem observar el comportament del muntatge amb sis peronés i càrregues d'extensió. Podem veure que, a l'igual que amb les càrregues de flexió, les tensions es transmeten pel peroné anterior i els posteriors suporten menys càrrega. Pel que fa al comportament a torsió (figura 5.45), podem observar que el muntatge amb sis peronés es comporta igual que els altres muntatges.

5.7 Comparació entre al·loempelts.

Del que hem mencionat anteriorment es desprendreà que les tensions generades en les vèrtebres adjacents pels al·loempelts de fèmur i tibia són molt similars, però que les tensions són més elevades quan utilitzem al·loempelt de peroné, ja sigui tres o sis fragments, donat que depenen de la posició d'aquest respecte al platet vertebral. Per altra banda, les tensions transmeses per fèmur o la tibia es distribueixen de manera uniforme per l'interior de l'empelt, cosa que no succeeix amb el peroné, ja que el peroné que està situat més anteriorment suporta molta més tensió en flexió i compressió que els altres fragments. Donat que la superfície de recolzament en el platet vertebral és inferior i l'àrea de secció també és menor, el peroné anterior té major probabilitat d'esfondrament i de ruptura comparativament amb els altres empelts en transmetre la major part de tensions que es donen en els muntatges amb peroné.

Una definició d'un fixador més flexible podria disminuir la rigidesa del sistema raquis-implant-empelt i permetria una millor transferència de càrrega. Això tendria a augmentar les tensions dels empelts, però en aquest model queden baixes en tots els modes de càrrega. A més, hem de tenir en compte que en els cossos vertebrals es produirà un fenomen de remodelació que segons la llei de Wolf ⁵¹, es donarà en funció de les sol·licitacions mecàniques que suporti l'os. És per això que els camps de tensions determinaran aquesta remodelació, que serà més important a nivell dels cossos vertebrals adjacents i amb els empelts de peroné, ja siguin tres o sis fragments.

Un altre factor a tenir en compte són les deformacions que es produeixen en les vèrtebres adjacents. En la figura 5.46 podem veure les deformacions que

succeeixen en la vèrtebra L3 pels diferents tipus d'al·loempelt, en càrrega de flexió.

Com ja hem dit, en el cas del fèmur i de la tíbia les deformacions que es produeixen són molt similars entre ells, i a més segueixen el mateix patró que en el model fisiològic.

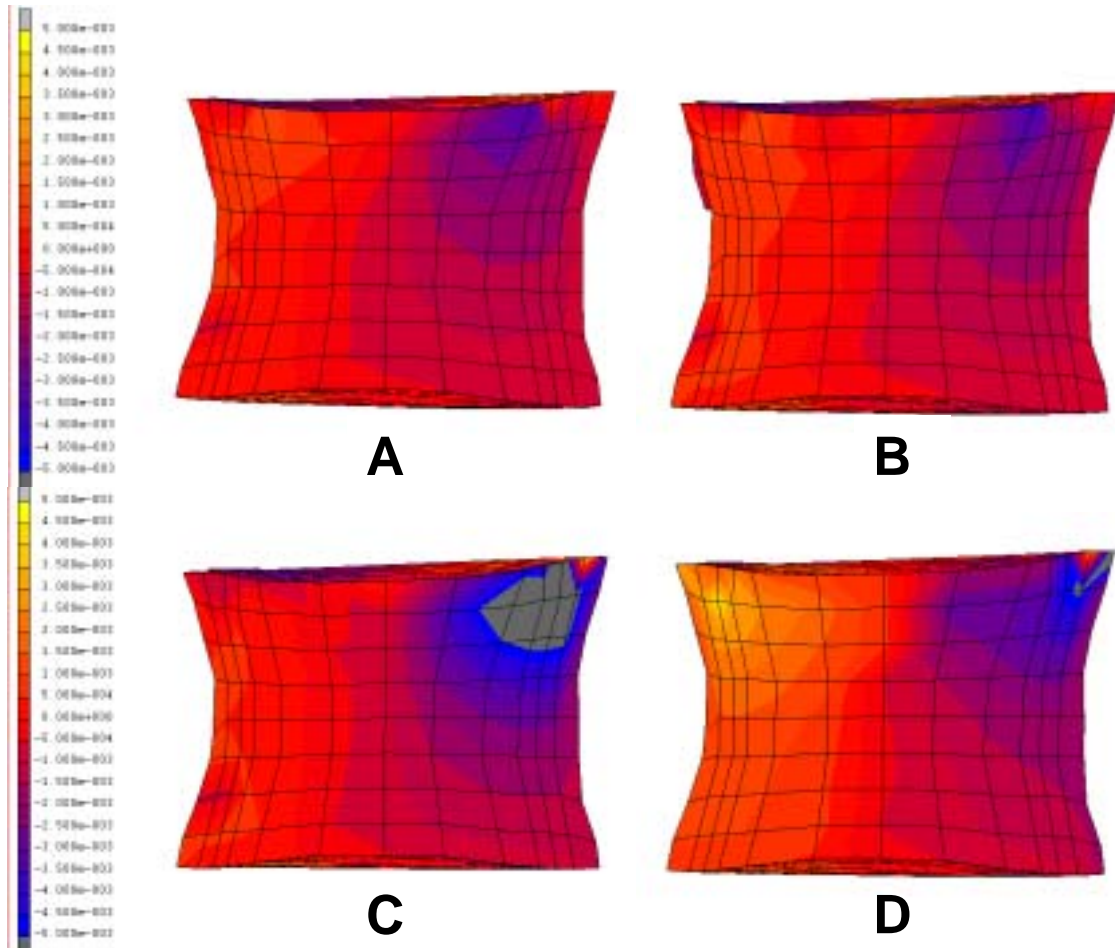


Figura 5.46. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L3 per diferents al·loempelts en flexió. A) fèmur B) tíbia, C) tres peronés i D) sis peronés.

Altra cosa és amb els al·loempelts de peroné. Amb tres i sis peronés es produeix un augment de les deformacions a nivell de les vèrtebres adjacents, que en el cas de la vèrtebra L3, es localitzen primordialment a nivell de la zona anterior del cos vertebral de L3. Això és degut a què, com ja hem dit, la transmissió de càrregues es realitza principalment pel peroné més anterior, i això altera el patró fisiològic de deformacions. Aquest comportament biomecànic a la llarga originarà que amb aquests empelts es doni una major remodelació.

5. Resultats.

El mateix succeeix si testem els empelts a extensió, com podem veure en la figura 5.47. Veiem que les deformacions màximes es produeixen més en la zona anterior pels espècimens amb tres i sis peronés, mentre que en el model amb fèmur i tibia, aquestes deformacions són de menor intensitat i més semblants al que succeeix en condicions fisiològiques.

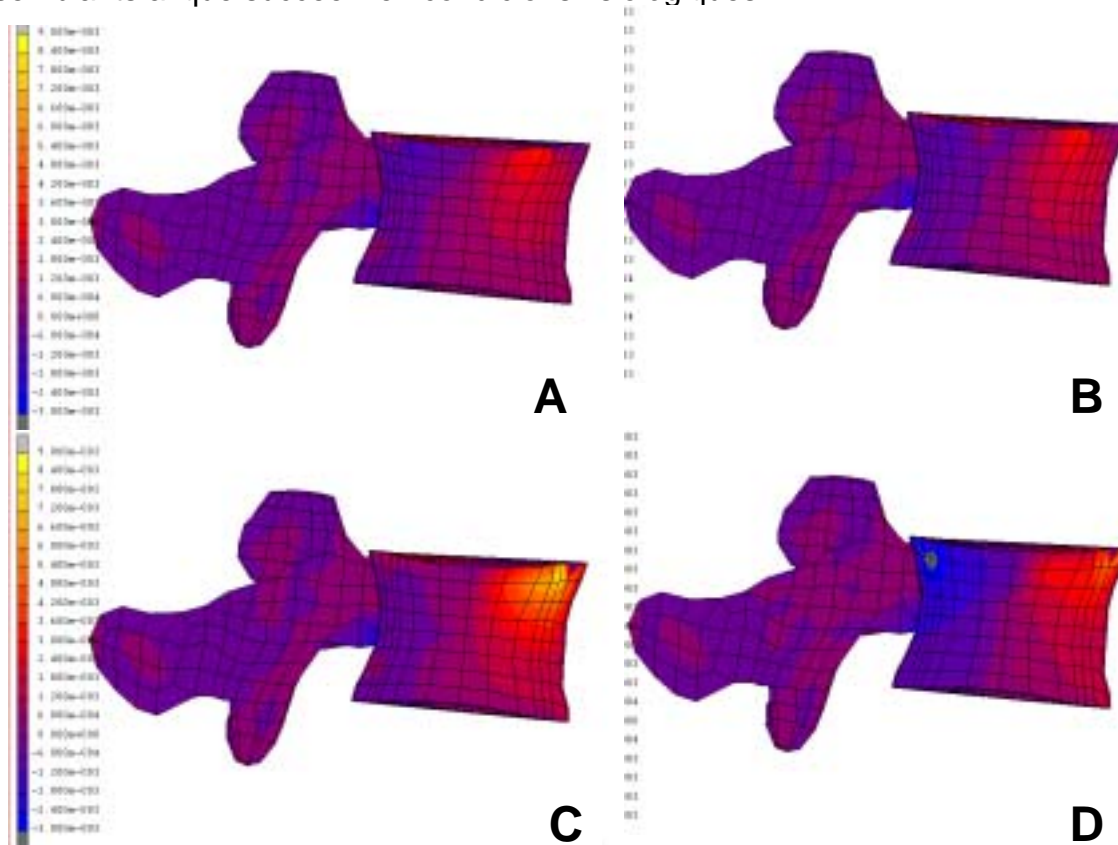


Figura 5.47. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L3 per diferents al·loempelts en extensió. A) fèmur B) tibia, C) tres peronés i D) sis peronés.

Pel que fa al comportament de les deformacions màximes de la vèrtebra inferior amb els diferents empelts testats a compressió (figura 5.48), podem observar que els empelts amb fèmur i tibia també es comporten de manera més fisiològica, alterant menys les deformacions en els nivells adjacents. Pel contrari, els muntatges amb peroné, especialment el de sis peronés, altera en major mesura les deformacions de les vèrtebres adjacents.

Per últim, pel que fa a les forces de torsió, les diferències que trobem entre els empelts estudiats són variables i de difícil interpretació, i venen reflectides en la figura 5.49. El muntatge amb al·loempelt de tibia genera unes deformacions més asimètriques amb les forces de rotació, mentre que els altres generen unes deformacions molt similars.

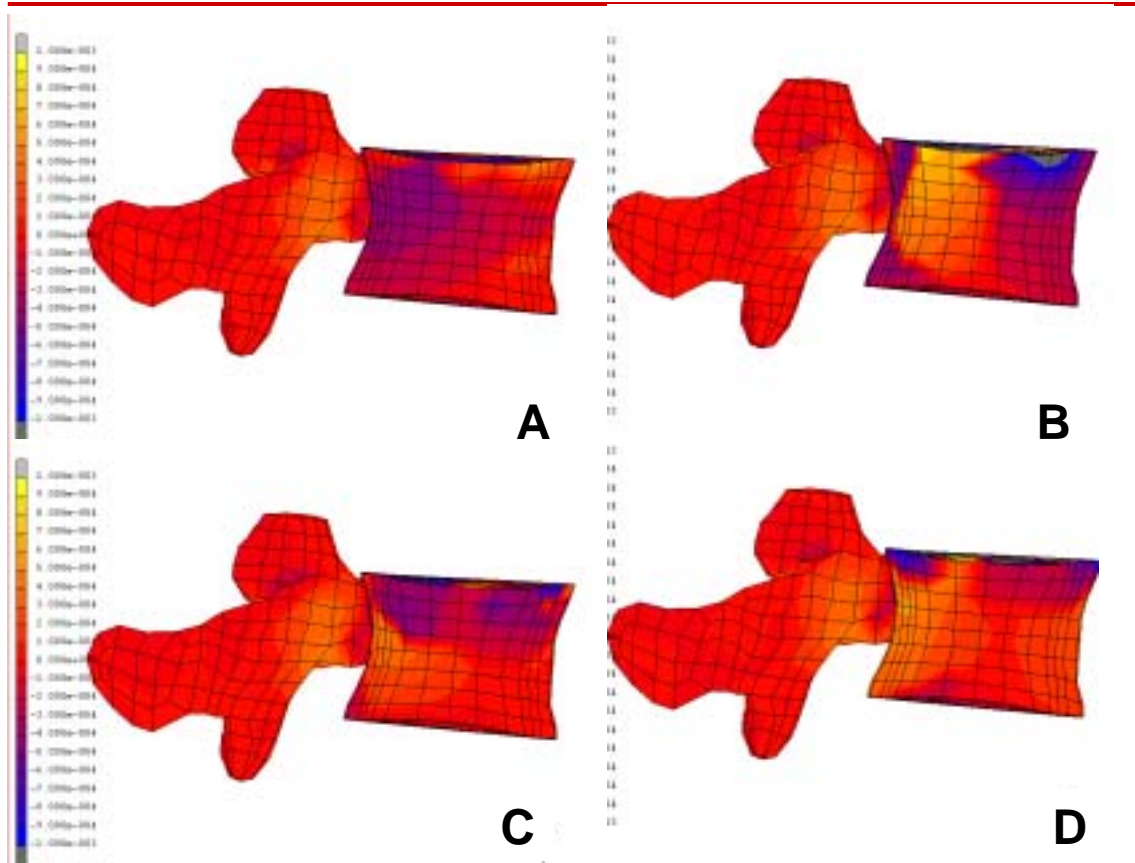


Figura 5.48. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L3 per diferents al·loempelts a compressió. A) fèmur B) tíbia, C) tres peronés i D) sis peronés.

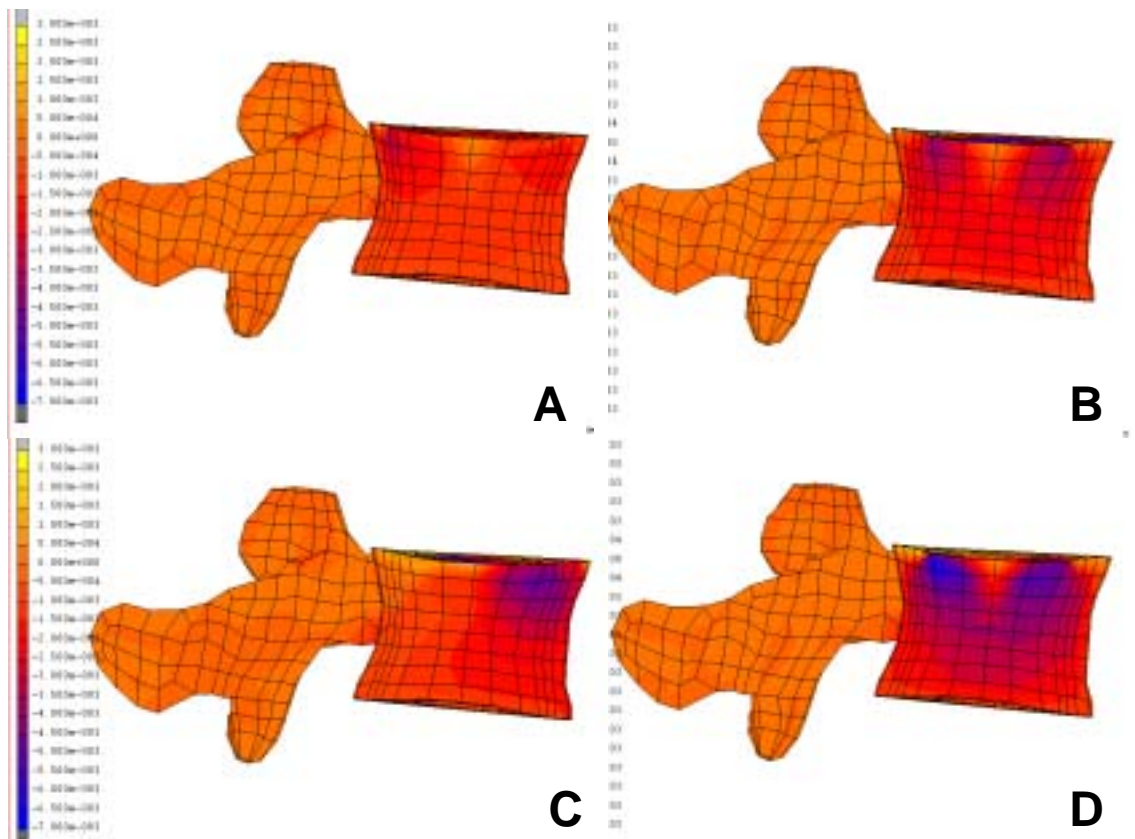


Figura 5.49. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L3 per diferents al·loempelts a torsió. A) fèmur B) tíbia, C) tres peronés i D) sis peronés.

Si observem amb més atenció el que succeeix amb la tibia en el pla frontal, utilitzada amb l'eix més llarg situat en el pla transversal (que és com hem realitzat la major part de l'estudi), veiem que aquest tipus d'empelt implica una asimetria en els camps de tensió i en els desplaçaments en les vèrtebres L3 i L5, ja sigui en flexió o compressió. En la figura 5.50 podem veure els camps de desplaçament en compressió, segons l'eix Z.

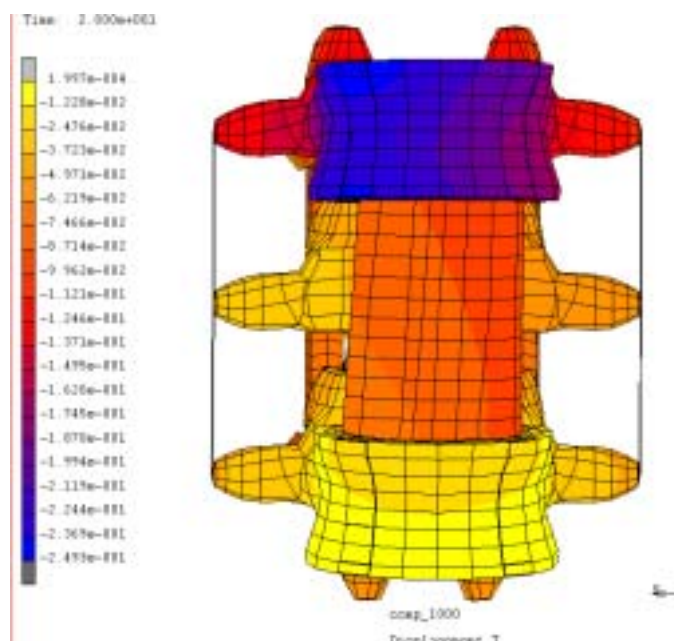


Figura 5.50. Exemple de la asimetria generada per l'ús de al-loempelt de tibia. Representació dels camps de desplaçament en compressió, segons l'eix Z (en mm).

Com podem veure, aquesta asimetria genera uns desplaçaments asimètrics de la vèrtebra L3 respecte al pla sagital, provocant un augment dels desplaçaments en la zona lateral dreta de la vèrtebra superior. Aquesta geometria asimètrica respecte al pla sagital de l'empelt (i en particular de la seva part superior), és el que provoca aquest fenomen. Pel contrari, si utilitzem un empelt més regular en quant a la seva morfologia, com és el de fèmur, això ens limita aquest desequilibri i això no succeeix.

En la figura 5.51 podem veure el desplaçament en l'eix X a compressió dels diferents empelts. Podem veure que la tibia, comparativament amb el fèmur i els muntatges amb peroné, genera uns camps de desplaçament en la vèrtebra superior més asimètrics en l'eix X. Això es tradueix en diferències pel que fa a les tensions en les vèrtebres adjacents, el que produirà fenòmens remodeladors diferents en funció d'aquestes tensions.

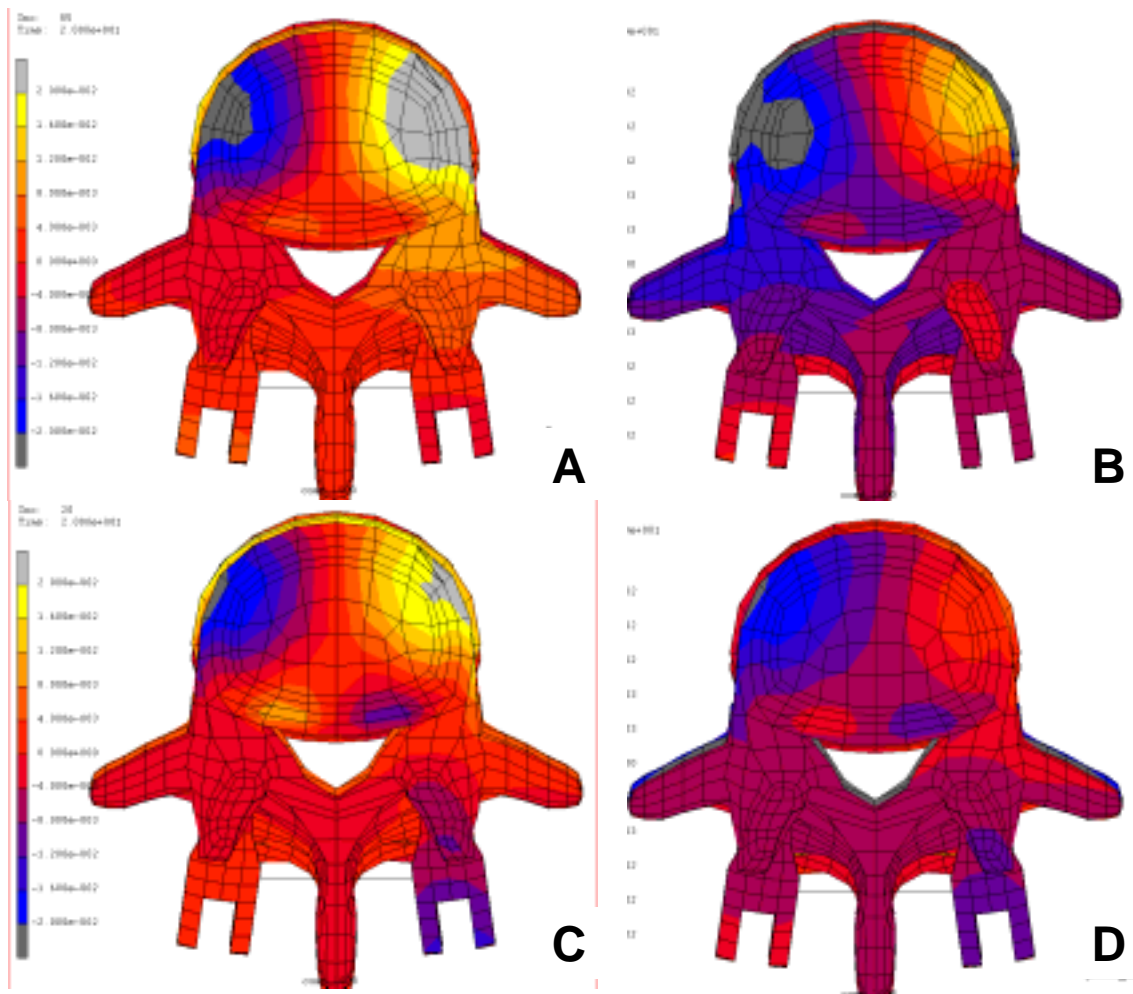


Figura 5.51. Representació dels camps de desplaçament en compressió, segons l'eix X (en mm). A: Fèmur, B: Tíbia, C: Tres peronés, D: Sis peronés.

Llavors, un sistema de reconstrucció anterior instrumentat introdueix canvis importants en l'estat de les tensions i poden esdevenir desequilibris en el sistema si l'al·loempelt anterior és asimètric.

En conseqüència, la asimetria que genera l'ús de la tíbia en aquest tipus d'intervencions és un desavantatge important a l'hora de l'elecció de l'empelt més idoni.

A més, uns mínims canvis en aquesta posició poden generar encara més desequilibri, com ja hem mostrat anteriorment en girar la tíbia 90° sobre el seu eix (figures 5.25 i 5.26). Sabent que en l'acte quirúrgic a vegades pot ser difícil el posicionament exacte de l'empelt a nivell intersomàtic, hi ha la possibilitat d'incrementar aquesta asimetria per la col·locació quirúrgica.

5. Resultats.

Per tot això podem dir que l'ús d'un empelt més simètric com el fèmur és més adequat per a reduir al màxim aquest risc de desequilibri en el muntatge en ser més cilíndric.

Discussió

- 6.1 Extrapolació dels resultats del model d'elements finits a la biomecànica convencional.**
- 6.2 Efecte de la instrumentació.**
- 6.3 Efecte de la col·locació de l'al·loempelt.**
- 6.4 Efecte de la localització de l'al·loempelt.**
- 6.5 Efecte de la geometria de l'al·loempelt.**
- 6.6 Efecte del tractament del platet vertebral.**
- 6.7 Comparació dels diferents al·loempelts.**
- 6.8 Comparació amb els resultats clínics.**

6.1 Extrapolació dels resultats del model d'elements finits a la biomecànica convencional.

Un dels problemes que ens vàrem plantejar en el disseny de l'estudi va ser la necessitat de validació dels resultats amb un estudi biomecànic experimental. Això comportaria inicialment obtenir segments L3-L5 de donants morts sense cap patologia a nivell del raquis lumbar, practicar l'exèresi del cos vertebral de L4 sense fer malbé el complex lligamentós posterior, acoblar la instrumentació transpedicular L3-L5, inserir l'empelt a nivell de l'espai de la corporectomia i testar el segment en una màquina d'assajos universals servohidràulica de tracció-compensió dinàmica, amb una mordassa especial i forces a compressió, flexió, extensió i torsió.

Aquest estudi experimental planteja diversos problemes, alguns d'ells de difícil solució:

1. En primer lloc, les dades que es poden obtenir en aquest estudi són molt inferiors a les que es poden obtenir amb un estudi amb elements finits. Caldria col·locar transductors de pressió a nivell de diferents punts de les vèrtebres adjacents i estimar les tensions que es produeixen. Per altra banda caldria mesurar el desplaçament que provoquen els diferents tipus de força, especialment en la vèrtebra superior, per calcular la rigidesa del segment. Aquest desplaçament s'hauria de mesurar amb algun tipus de marcador i un sistema radiogràfic, tot això en alguna mena de marc de sustentació que proporcionés un sistema de coordenades. No obstant, aquest sistema de valoració no està exempt d'errors de mesura, i la informació que proporciona del que succeeix a dins de les vèrtebres adjacents i a dins de l'empelt és molt limitada.

2. En segon lloc, les vèrtebres lumbars humanes tenen una variabilitat interindividual que pot condicionar variacions en els resultats dels diferents assajos. Les vèrtebres en el sistema d'elements finits estan creades a partir d'un model tipus, presenten una geometria estàndard i el seu contingut és biomecànicament homogeni, cosa que en les vèrtebres convencionals no succeeix. Per minimitzar aquest problema, s'hauria de repetir l'estudi

experimental varies vegades, i realitzar la mitja dels diferents resultats, i tot i això estem sotmesos a una probabilitat d'error en la recollida de la mostra.

3. Per altra banda, és pràcticament impossible col·locar la instrumentació transpedicular exactament igual en tots els models a provar. Petites variacions en la col·locació d'aquesta instrumentació ens poden condicionar variacions en els resultats biomecànics obtinguts, i això pot esdevenir un factor de confusió. Això no succeeix en el model d'elements finits donat que els cargols han estat col·locats amb cura i en la posició exacta en tots els models.

4. En quant lloc tenim el problema de l'empelt. Com ja hem vist, qualsevol variació de la posició de l'empelt pot condicionar variacions en els resultats de l'assaig. Per altra banda, és molt difícil tallar l'empelt exactament per a què recolzi en tota la seva superfície de contacte. Si, per exemple, el fragment de fèmur té un mínim biaix en el tall, hi haurà una zona que suportarà més càrrega, mentre que una altra part en suportarà poca, el que modifica els resultats de l'assaig. De la mateixa manera, pel que fa als fragments de peroné, és difícil tallar-los de la mateixa mida. Si un fragment és una mica més llarg, suportarà majorment el pas de forces, mentre que els altres participaran poc en la transmissió de càrregues, amb el que es variarà la distribució de tensions. Aquest factor de confusió tampoc no es dona en el model d'elements finits.

5. Per últim, en aquest treball pretenem esbrinar que succeeix a llarg termini amb aquests muntatges anteriors en el raquis lumbar. Això implica que, d'alguna manera, l'empelt ha d'haver consolidat amb les vèrtebres adjacents. Reproduir-ho en un model experimental suposa, o bé aplicar alguna mena de ciment amb un mòdul elàstic i coeficient de Poisson igual al de l'os, o bé agafar espècimens humans prèviament consolidats, en necròpsies de pacients sotmesos a aquest tipus de procediments lumbar, la qual cosa és inviable i sotmesa a molts factors de confusió en els resultats.

Per tant, el model d'elements finits ens permet suprimir molts factors que poden esviaixar els resultats. Amb tot el que hem explicat fins ara, vàrem creure que la realització d'un estudi experimental no aportaria moltes dades noves al treball, i tampoc serviria per validar els resultats obtinguts en l'estudi per elements finits.

No obstant, això no vol dir que els resultats de l'estudi no tinguin validació experimental. El model d'elements finits desenvolupat per Smit va ser validat inicialment experimentalment en cadàver^{301,302}.

Per altra banda, en el model fisiològic, quan apliquem una càrrega i obtenim un desplaçament, aquest desplaçament es correlaciona amb el que està publicat en la bibliografia en estudis experimentals^{17, 29, 303, 304, 305}. Així mateix succeeix amb les pressions que s'obtenen al disc i en les vèrtebres per cada tipus de força, així com el que passa amb el comportament de les caretes articulars sota diferents càrregues en el model fisiològic. Per tant, queda demostrat que el model fisiològic es comporta igual que un model experimental.

Amb tot això podem concloure que, si bé és cert que no tenim una validació experimental d'aquest estudi, donada la complexitat per obtenir un model cadavèric similar i que el comportament del model fisiològic és molt semblant al que passa en models experimentals, podem assumir que el comportament del model creat per nosaltres és similar al que succeeix *in vivo*.

6.2 Efecte de la instrumentació.

És conegut que la instrumentació transpedicular aporta un grau de solidesa i rigidesa a la columna superior a qualsevol altre tipus d'instrumentació. El fet de cargolar visos per dins d'una estructura cilíndrica cortical com és el pedicle el dota de gran solidesa a l'hora de la transmissió de càrregues, donat que el pedicle és la zona biomecànicament més resistent de la vèrtebra.

Ja hem explicat que l'instrumental transpedicular en un sol nivell presenta una resistència a la flexió-compensió de 44000 Nmm. Aquesta rigidesa és comparable a la que ve referida en la literatura³⁰⁸. Si comparem els resultats amb els obtinguts en altres treballs, veiem que els nostres resultats són molt similars als obtinguts per altres autors. Glazer i col·lab.²²⁴ (1997) comparen la rigidesa de diversos sistemes amb i sense instrumentació anterior, veient que la rigidesa augmenta un 153% a compressió, un 137% a torsió, un 156% en flexió i un 114% en extensió. Gurr i col·lab.¹⁷² (1988) en un estudi comparatiu entre instrumentacions van demostrar que en aplicar compressió axial, els sistemes d'instrumentació transpedicular es mostraven un 238% més rígids que la instrumentació de Harrington, un 302% més rígids que el sistema de Luque i

6. Discussió.

un 398% més que l'empelt de cresta ilíaca aïllat. En la mateixa direcció, Esses i col·lab.²⁰³ (1996) van detectar un augment de la rigidesa en flexió en la columna L1-L5 respecte a l'espècimen intacte del 142% per les fusions anteriors, 129% per les posterolaterals i 668% per les fusions circumferencials, totes elles sense empelt anterior.

Pel que fa a la instrumentació anterior, els resultats pel que fa a la rigidesa són inferiors als que hem obtingut en aquest estudi. Faro i col·lab.¹⁷⁶ (2003) a l'analitzar dos sistemes d'instrumentació anterior, amb un empelt de fèmur intersomàtic, van obtenir els resultats que podem veure en la figura 6.1. Podem observar que la rigidesa del muntatge és molt superior, i en alguns casos dobra la rigidesa de la columna fisiològica, especialment quan el muntatge es realitza amb dues barres anteriors. No obstant, aquesta rigidesa és inferior a la que hem obtingut en el nostre estudi amb l'artrodesi circumferencial, de l'ordre de cinc vegades superior.

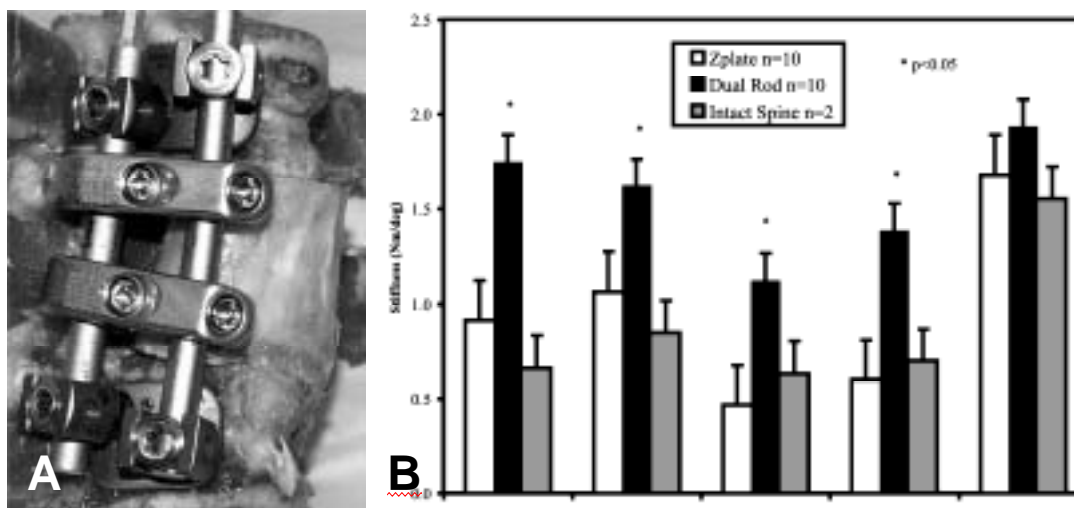


Figura 6.1. Resultats del treball de Faro i col·lab.¹⁷⁶ A. Raquis lumbar instrumentat anteriorment amb dues barres (Antares®) B. Rigidesa dels muntatges amb una placa i amb dues barres anteriors i l'empelt de fèmur, respecte al raquis intacte (pres de Faro i col·lab.¹⁷⁶).

En el nostre model podem observar que en presència del fixador, i degut a la seva rigidesa, la major part de les tensions passen pel mateix, i això fa que l'empelt anterior inicialment suporti poca càrrega, com hem pogut observar en l'apartat de resultats. No obstant, forçosament la remodelació òssia ha de canviar aquesta distribució de forces, ja que si no és així, a la llarga el material es fatigaria, i això no acostuma a succeir en la pràctica clínica.

Sabem que la rigidesa de l'implant és important per assolir altes tasses de fusió de l'empelt anterior, però també es coneix experimentalment que en presència

de muntatges rígids és provoca una major osteopènia en les vèrtebres instrumentades (Comín i col·lab.¹⁷). Pel contrari, si només valorem l'instrumental, un augment de la rigidesa de l'implant provoca una vida més curta del mateix, degut bàsicament a la fatiga. Això és cert si és té en conté només les propietats mecàniques de l'implant, ja que si valorem el conjunt del muntatge, degut a l'efecte de la remodelació l'os s'aposa en les zones biomecànicament més sol·licitades, alleugerint les tensions que distribueix el fixador (Ilei de Wolff⁵¹).

6.3 Efecte de la col·locació de l'al·loempelt

L'efecte que obtenim amb la col·locació de l'al·loempelt en el nostre model ja ha estat vastament descrit en la literatura. Com ja hem mencionat en el capítol de fonaments, l'estudi realitzat per Krag¹⁷⁷ (1991) corrobora experimentalment els resultats que hem obtingut en aquest treball.

En aquest mateix sentit, Lim i col·lab.¹⁷⁵ (1997) comparen en un model animal tres sistemes d'instrumentació (un transpedicular i dos anteriors) amb i sense empelt anterior. Els resultats de l'estudi els podem veure en la taula 6.1. Veiem que la mobilitat disminueix, és a dir, la rigidesa augmenta amb la introducció d'un empelt anterior. En flexió, aquest augment és aproximadament del 141% per la placa University[®], del 112% per la placa Kaneda[®], i del 167% pel fixador d'Isola[®]. Aquests resultats, comparativament amb la columna sana, els podem veure reflectits en la figura 6.2, d'on s'extreu la conclusió que amb l'empelt no hi ha diferències biomecàniques significatives amb l'estabilitat que proporcionen els diferents instrumentals.

	Normal*	With Graft			Without Graft		
		University Plate	Kaneda	ISOLA	University Plate	Kaneda	ISOLA
Flexion	3.67 (0.83)	0.88 (0.23)	0.74 (0.51)	0.47 (0.24)	1.51 (0.64)	0.85 (0.48)	1.48 (0.19)
Extension	2.56 (0.54)	1.19 (0.21)	0.76 (0.25)	0.46 (0.28)	1.56 (0.52)	0.93 (0.25)	1.71 (0.34)
Lateral Bending†	5.59 (1.24)	0.74 (0.34)	0.54 (0.21)	0.63 (0.12)	1.36 (1.21)	1.95 (0.54)	0.70 (0.19)
Axial rotation†	0.89 (0.27)	0.43 (0.18)	0.35 (0.14)	0.40 (0.18)	0.48 (0.15)	0.42 (0.20)	0.56 (0.12)

* Normal means (SDs) were obtained from motion data of 15 normal spines.
† Motion data for right and left axial rotation (or lateral bending) were combined to obtain the listed means (SDs) because no differences were found between right and left motions in both axial rotation and lateral bending.

Taula 6.1. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.¹⁷⁵, on s'objectiva la mitja dels graus de moviment en cada direcció de càrrega per cada instrumental, amb i sense empelt (pres de Lim i col·lab.¹⁷⁵, 1997).

Els resultats del nostre estudi són bastant similars pel que fa a l'augment de rigidesa que proporciona l'empelt anterior.

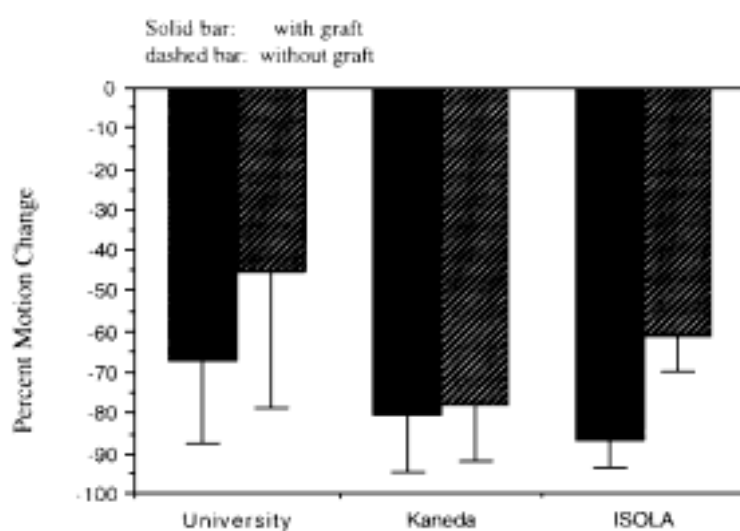


Figura 6.2. Resultats de l'estudi de Lim i col-lab.¹⁷⁵, on s'objectiva el percentatge de variació de la rigidesa en flexió dels diferents instrumentals en introduir l'empelt anterior (pres de Lim i col-lab.¹⁷⁵, 1997).

Kanayama i col-lab.¹⁸² (1999) van avaluar la reconstrucció anterior en els casos de corporectomia. Els autors obtenen que el sistema de reconstrucció anterior per una corporectomia augmenta la rigidesa a flexió un 175% respecte al raquis intacte.

Més recentment, Atienza i col-lab.¹⁸³ (2002) en el seu estudi (els resultats del qual podem veure en la figura 6.3) van obtenir un augment de la rigidesa en flexió del 162% amb empelt esponjós i del 234% amb empelt cortical. Aquests resultats són superiors als obtinguts en el nostre estudi (116% per empelt de fèmur). Això pot venir explicat pel dos fets: en primer lloc en el seu model no és preserven els elements posteriors, el que li resta rigidesa al model instrumentat sense l'empelt. Això fa que la col·locació de l'empelt sigui molt més important i es donin majors variacions de la rigidesa quan donem un suport anterior. En segon lloc, els autors consideren un model L2-L5 amb el disc L2-L3 intacte, el que fa que la rigidesa del model sigui inferior inicialment. Conseqüentment al que hem dit, veiem que el seu model la rigidesa de la columna instrumentada sense empelt és de 0.75 Nm/º, mentre que en el nostre model arriba als 4 Nm/º, degut a l'efecte de l'arc posterior i de les caretes articulars, i que no tenim cap disc intacte. El que sí que és bastant coincident entre ambdós estudis és la

disminució de les tensions de les barres en flexió (un 76% amb empelt esponjós i un 82% amb empelt cortical) així com la disminució de les tensions en flexió en els cargols transpediculars (un 62 % amb empelt esponjós i un 78% amb empelt cortical). En el nostre estudi el fixador va registrar un descens global de les tensions del 118%. Coincidim, però, amb la conclusió final del seu estudi, que és imprescindible la col·locació de l'empelt anterior donat que les tensions a les que s'arriba en els cargols i barres dels sistemes de fixació són properes a límit elàstic de l'aliatge de titani (795 MPa).

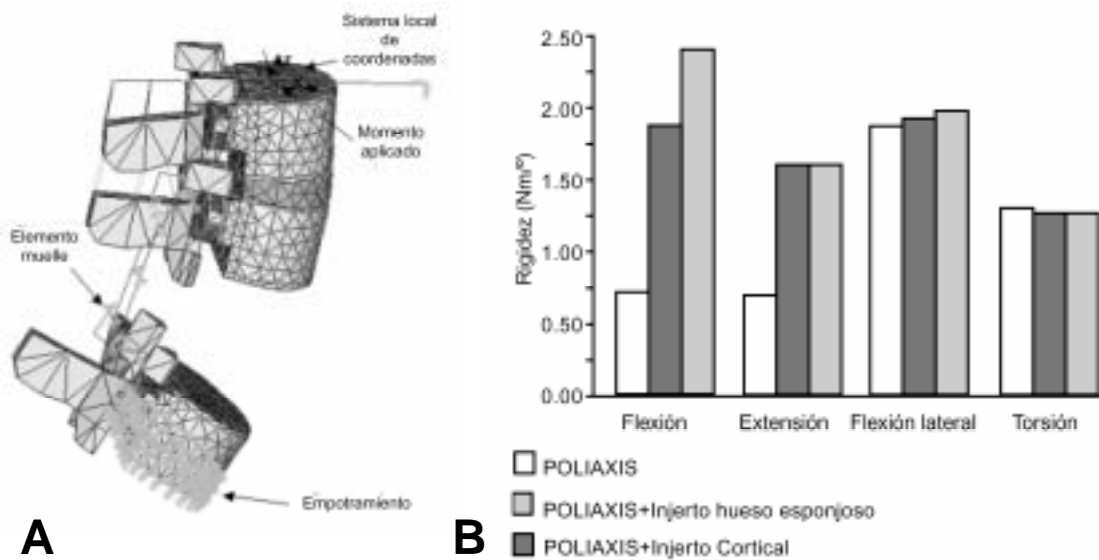


Figura 6.3. Resultats del treball d'Atienza i col·lab.¹⁸³ A. Condicions de contorn per al raquis instrumentat amb el sistema Poliaxis[®]. B. Valors de rigidesa de la columna L2-L5 instrumentada amb el sistema Poliaxis[®] abans i després d'introduir l'empelt anterior entre L3 i L5 (pres de Atienza i col·lab.¹⁸³, 2002).

Si comparem aquests resultats amb els que hem obtingut en el nostre treball, podem observar una gran concordança. En el nostre estudi, l'augment de la rigidesa respecte al raquis intacte va ser de 8.1 vegades pel fèmur, de 9.6 per la tíbia, de 11.4 pels tres peronés i de 12.2 pels sis peronés.

6.4 Efecte de la localització de l'al·loempelt.

La localització de l'empelt és un factor primordial que fa variar els resultats dels treballs. En el nostre estudi ha vingut reflectit per l'augment de la distància d_1 , entesa aquesta distància com la distància des del centre del platet a la part anterior de l'empelt (figura 5.17).

Segons Simmons i col·lab.²⁰⁵ (1969) la millor localització és la posterior per evitar l'extrusió de l'empelt anterior quan el raquis treballa a lordosi, com es dona en la columna lumbar. Amb aquest raonament, Siff i col·lab.¹⁸⁵ (1999) argumenten que el peroné pot col·locar-se més fàcilment que el fèmur en la zona posterior del disc intervertebral, i aquest és el motiu pel qual el fèmur s'extrueix més en el seu estudi en les maniobres en extensió. No obstant, això no deixa de ser una apreciació subjectiva dels autors sense que se suporti amb dades estadístiques.

Com ja hem relatat en l'apartat de resultats, en el nostre estudi hem observat un augment de la rigidesa dels muntatges a mesura que anàvem augmentant la distància d_1 . Per tant, si col·loquem l'empelt més anteriorment, aquesta distància augmentarà, el sistema serà més efectiu per suportar càrregues a flexió, i la rigidesa en flexió augmentarà, mentre que si el col·loquem més posteriorment, aquesta distància disminuirà, el sistema serà més efectiu per suportar càrregues en extensió, i la rigidesa en flexió disminuirà.

Aquest concepte referma el trobat prèviament per altres autors. Com ja hem explicat en l'apartat 2.3.1.1, Cunningham i Polly¹³⁴ (2002) van estudiar biomecànicament l'efecte de col·locar caixes de titani en la part posterior, mitja i anterior de l'espai intersomàtic (figura 2.41). En la figura 6.4 podem veure els resultats d'aquest estudi.

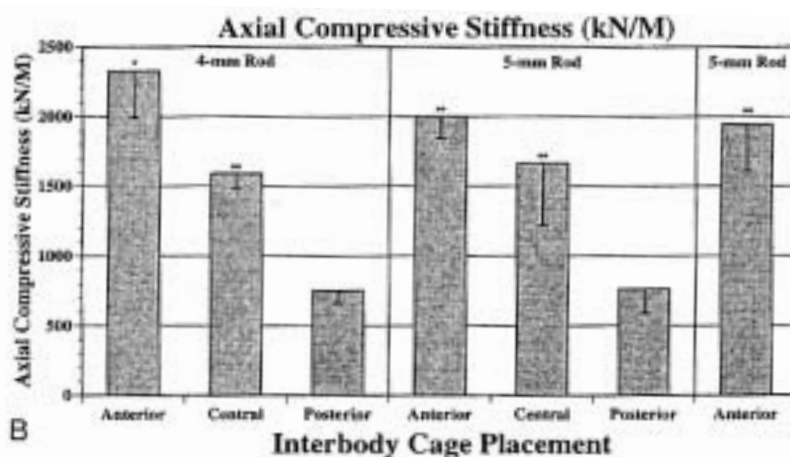


Figura 6.4. Resultats de l'estudi de Cunningham i Polly¹³⁴. Podem veure la rigidesa a la compressió axial (kN/M) amb barres de 4 i 5 mm per cada distribució de les caixes intersomàtiques (pres de Cunningham i Polly¹³⁴, 2002).

Els autors van evidenciar que la rigidesa a la compressió axial era de 750 kN/M quan la caixa es col·locava en la zona posterior, augmentava a 1600 kN/M en

la zona mitja, i a 2000 kN/M en la zona anterior. El resultat indica que la rigidesa del muntatge és altament sensible a la posició de la caixa en l'espai intersomàtic en el pla sagital, i augmenta de forma lineal a mesura que anem col·locant la caixa de posterior a anterior, és a dir, a mesura que anem augmentant la distància d_1 . Aquests resultats coincideixen plenament amb els obtinguts en el nostre treball, en el sentit que els autors varien el que nosaltres anomenem distància d_1 .

Un altre treball en aquesta direcció és el de Zander i col·lab.²⁰⁷ (2002), en el qual, mitjançant un model d'elements finits basat també en el model de Smit, van analitzar quatre col·locacions de l'empelt intersomàtic a nivell del disc intervertebral, tal com podem veure en la figura 2.48. La distribució de les tensions de Von Mises és similar excepte amb l'empelt col·locat en la zona mitja sagital, que són molt superiors. La pressió de contacte màxima en flexió anterior és més baixa en la col·locació dorsal (al voltant de 18 MPa), i és més alta i similar en les altres col·locacions (25 MPa). Aquests resultats els podem observar en la figura 6.5.

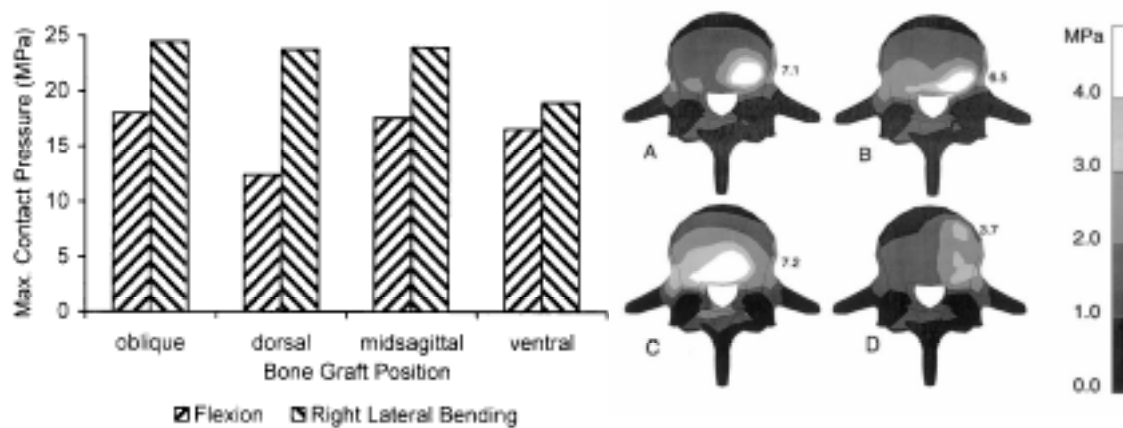


Figura 6.5. Resultats de l'estudi de Zander i col·lab.²⁰⁷. A l'esquerra podem veure la influència de la posició de l'empelt anterior sobre les màximes pressions de contacte en moments de flexió. A la dreta podem veure les tensions de Von Mises a la vèrtebra superior amb diferents posicions de l'empelt en inclinació lateral de 7.5 Nm: (A) posició obliqua (B) posició dorsal (C) posició mig sagital, i (D) posició ventral (pres de Zander i col·lab.²⁰⁷, 2002).

Pel que fa a la mobilitat del segment, els autors troben que en flexió, el model es mou més amb l'empelt col·locat dorsalment (3.5°) i es mou menys quan el col·loquem ventralment o sagitalment (0.5°).

Aquest estudi confirma els nostres resultats en el fet que la posició de l'empelt té un efecte important pel que fa a la distribució de les tensions en les vèrtebres

adjacents, i aquesta posició és també important a l'hora de minimitzar els moviments del segment instrumentat, factor crucial quan volem assolir una artrodesi lumbar. A l'igual que en el nostre estudi, un empelt més anterior presenta un augment de les tensions a dins seu i modifica més les tensions en les vèrtebres adjacents, especialment en flexió.

Cheng i col·lab.²⁰⁶ (2002) analitzen l'efecte de la localització de l'empelt en el raquis lumbar. Segons els autors, col·locat en la zona anterior resisteix millor els moments flexors i disminueix les tensions un 15% en els lligaments posteriors, mentre que col·locat en la zona posterior resisteix millor els moments torsionals i disminueix les forces de contacte en les facetes posteriors.

Lee i col·lab.²¹⁰ (2004) van analitzar amb elements finits l'efecte de l'empelt i la seva col·locació respecte a l'artrodesi L2-L3. Els resultats van ser que l'empelt juga un paper important en l'estabilitat inicial de la fusió, però contràriament al que hem explicat fins ara, la variació de la posició de l'empelt en la col·locació quirúrgica no afecta a les característiques mecàniques del muntatge en termes de rigidesa axial ni tensions de compressió.

En resum, podem dir que, amb l'excepció d'aquest últim article, la major part dels treballs confirmen els resultats obtinguts en el nostre estudi.

6.5 Efecte de la geometria de l'al·loempelt.

Con ja hem dit, la forma de l'empelt influeix en la rigidesa i resistència del segment.

Ja hem citat en els fonaments la importància de la cobertura del platet vertebral. Closkey i col·lab.²¹¹ (1993) van demostrar que les propietats mecàniques de l'os trabecular vertebral en càrrega a dins del cos vertebral difereixen una mica del comportament del cos vertebral complet. Van evidenciar que el 80% dels cossos vertebrals amb un empelt que cobria el 25% de l'àrea total del platet fallaven amb càrregues inferiors a 600 N, mentre que el 88% dels cossos vertebrals amb una cobertura igual o superior al 30% eren capaços de suportar càrregues superiors a 600 N, amb el que conclouen que l'empelt havia de cobrir més del 30% del platet vertebral si es volia evitar

l'esfondrament. D'aquesta manera van demostrar la importància de l'àrea de contacte en prevenir l'esfondrament. En el nostre treball, els percentatges de cobertura del platet vertebral són del 62% per fèmur, 67% per tibia, 65% per tres peronés i del 79% per sis peronés. Aquest percentatge de cobertura del platet vertebral és diferent de l'àrea de contacte, que és del 20.9% pel fèmur, 19.9% per la tibia, 10.8% pels tres peronés i 21.6% pels sis peronés. En tots els casos excedeix del percentatge estimat per Closkey per a evitar el col·lapse a dins del platet. Veiem que aquesta àrea de cobertura es relaciona amb la rigidesa del sistema a compressió i a flexió, a diferència de l'àrea de contacte de l'empelt. Siff i col·lab.¹⁸⁵ (1999) en el seu treball reporten que amb sis peronés s'obté un 9% més d'àrea de contacte respecte al fèmur, i aquesta és la responsable de l'augment d'estabilitat dels muntatges amb peroné. Donat que en el nostre treball les diferències entre el percentatge de cobertura del platet vertebral entre fèmur i sis peronés són majors (17%), hem pogut corroborar aquests resultats, però també hem constatat que aquest augment d'estabilitat es tradueix amb un augment de les tensions de Von Mises en les vèrtebres adjacents i en l'empelt més anterior.

Zander i col·lab.²⁰⁷ (2002) van estudiar per elements finits l'efecte d'augmentar al 150 i 200% i reduir al 50% la superfície de contacte d'un empelt que originàriament recolza sobre el 25% del platet (és a dir, un empelt del 12.5%, 25%, 37.5 % i 50% de cobertura del platet). En la figura 6.6 podem veure el descens de la pressió de contacte en variar la superfície de contacte.

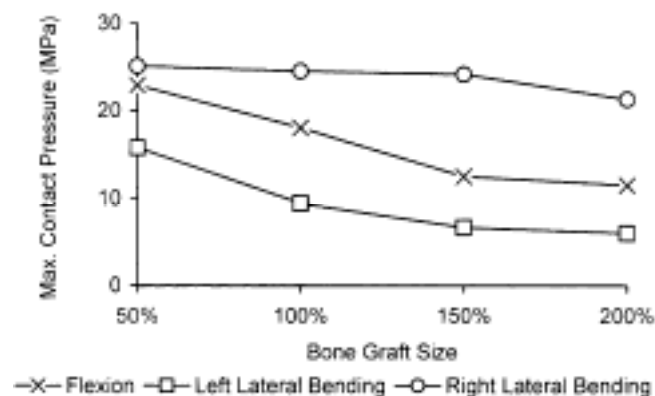


Figura 6.6. Resultats de treball de Zander i col·lab.²⁰⁷. Influència de la mida de l'empelt sobre la pressió màxima amb un moment d'inclinació lateral de 7.5 Nm (pres de Zander i col·lab.²⁰⁷, 2002).

Podem veure que la pressió màxima de contacte disminueix en augmentar l'àrea de contacte entre l'empelt i el platet.

6. Discussió.

No tots els estudis corroboren aquests resultats anteriorment citats. Hollowell i col-lab.²¹⁹ (1996) comparen diferents empelts i caixes anteriors (taules 6.2 i 6.3), resultant més estables les caixes (23% de cobertura del platet vertebral) respecte a l'empelt de cresta (43% de cobertura del platet vertebral) o l'empelt d'húmer (25% de cobertura del platet vertebral). Per tant, hi ha altres factors que influeixen més, tals com el mòdul de resistència del material.

Titanium cage	23.2 (2.1)
Iliac crest on end-plate	47.0 (5.1)
Humerus	24.9 (2.3)
Triple rib	26.6 (3.3)
Iliac crest on cancellus	38.6 (5.6)
Single rib on end-plate	12.3 (1.1)
Single rib on cancellus	11.9 (1.5)

Taula 6.2. Resultats de l'estudi de Hollowell i col-lab.²¹⁹. Percentatge de l'àrea del platet vertebral ocupada per l'empelt (pres de Hollowell i col-lab.²¹⁹, 1996).

Construct Type	Runs	Force (N)	Force* (N)	Deformation (mm)
Titanium cage	8	1473 (172)	1486 (96)	5.9 (1.1)
Iliac crest on end-plate	7	1165 (137)	1150 (108)	6.3 (4.2)
Humerus	9	1038 (68)	1118 (98)	3.7 (0.7)
Triple rib	8	1037 (99)	1041 (96)	5.7 (2.8)
Iliac crest on cancellus	8	959 (107)	959 (100)	7.1 (4.0)
Single rib on end-plate	8	537 (72)	468 (102)	2.3 (0.5)
Single rib on cancellus	9	262 (37)	236 (95)	2.6 (0.8)

* Forces adjusted for bone mineral density, values in parentheses indicate standard errors.

Taula 6.3. Resultats de l'estudi de Hollowell i col-lab.²¹⁹. Resum dels valors de força (N) força ajustada per la densitat mineral òssia (N) i deformació (mm) (pres de Hollowell i col-lab.²¹⁹, 1996).

Creiem que la superfície total de contacte dels empelts juga un paper clau en l'estabilitat del muntatge. Simmons i Bhalla²⁰⁵ (1969) van avaluar la superfície de contacte dels empelts comparant empelts pel raquis cervical tallats de manera cilíndrica comparats amb els tallats de forma rectangular, i van demostrar que els de forma rectangular tenien un 30% més de superfície que els cilíndrics per a la mateixa mida. La relació d'aquests resultats amb el present treball la podem establir per les diferents geometries dels muntatges. El fèmur presenta una àrea de contacte més cilíndrica, mentre que la tibia presenta una àrea més triangular, a l'igual que els tres peronés. Els sis peronés presenten una àrea més rectangular, tal com es pot veure en la figura 6.7.

Des del punt de vista biomecànic, és clar que s'assoleix una major estabilitat augmentant la superfície de l'empelt, és a dir, quan més gran, més estable. Per tant, els models amb l'àrea rectangular presenten una major estabilitat intrínseca donat que, en repartir els peronés pel platet vertebral, cobreixen una major superfície i per tant el muntatge és més estable. Amb aquesta premissa, el muntatge més estable serà el que realitzem amb sis peronés. Això queda confirmat en el nostre estudi amb el fet que és el que ens dona una major rigidesa a la flexió i compressió (de l'ordre de 5828 Nmm/mm)

comparativament amb els altres models. No obstant, com ja hem vist, això no implica que en flexió les tensions es distribueixin de millor manera ni a dins de l'empelt ni en les estructures circumdants.

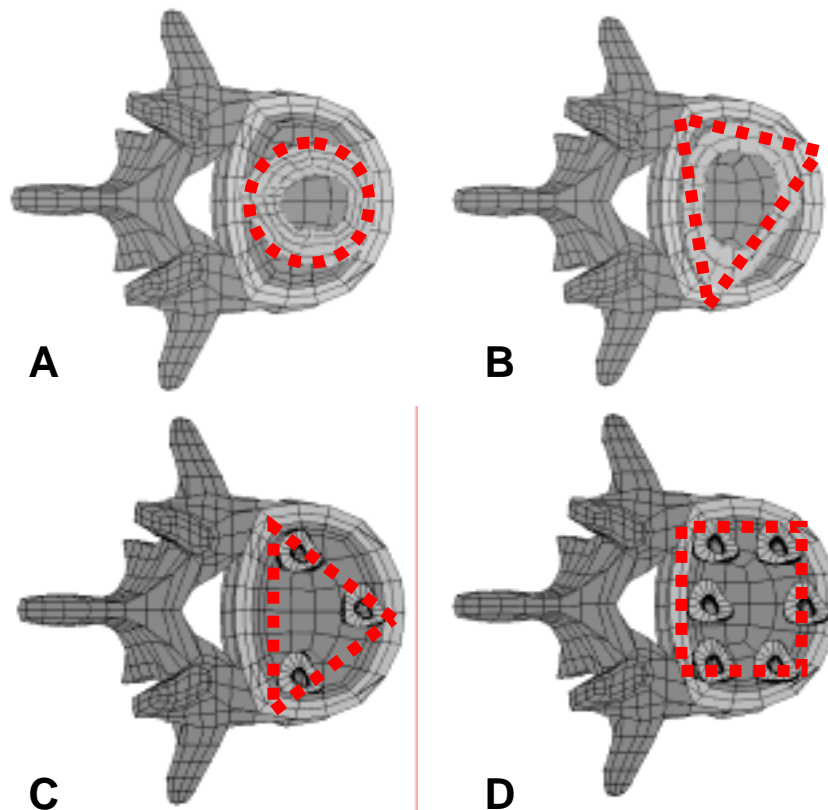


Figura 6.7. Forma de l'àrea de l'empelt que hem utilitzat un cop col·locats anteriorment en substitució del cos vertebral. A: Fèmur, B: Tíbia, C: Tres peronés, D: Sis peronés.

Segons Siff i col·lab.¹⁸⁵ (1999), sembla que el fet de tenir petits fragments d'os és un factor que ens pot ajudar a repartir les tensions en platets més irregulars, a on un sol fragment podria quedar insuficient o massa gran, i és més senzill d'ocupar major superfície. Els fragments de peroné es poden col·locar més fàcilment en les zones posteriors i laterals, i el tallat es pot adequar millor a l'altura de l'espai intervertebral, i millorem l'efecte d'apuntament anterior, cosa que amb el fèmur és més difícil (Siff i col·lab¹⁸⁵). No obstant, això també és un factor en contra, donat que si els fragments no estan units, es donarà un desequilibri en les tensions que es generen a dins dels empelts i de les vèrtebres adjacents, ja que, com ja hem vist en el nostre estudi, en flexió i extensió, el peroné més anterior transmetrà unes tensions molt superiors als altres. A efectes pràctics, la probabilitat de fallida és superior ja que es produeix

més tensió en l'empelt amb l'àrea de secció menor, el que augmenta la probabilitat d'esfondrament en els platets o de ruptura de l'empelt. Per altre costat, la probabilitat de col·locació asimètrica o de tallar els fragments de peroné amb diferent mida és superior que amb un sol fragment gran. Això faria que encara suportés més tensió l'empelt més llarg, i modificaria en gran mesura les tensions en les vèrtebres adjacents.

6.6 Efecte del tractament del platet vertebral.

Com ja hem dit en la introducció, el platet vertebral té dues importants funcions quan realitzem una fusió. En primer lloc té la funció biològica de permetre el pas de les trabècules per assolir la fusió òssia entre hoste i empelt. En segon lloc té una funció mecànica per a resistir càrregues, especialment a compressió, i evitar l'esfondrament de l'empelt dins el cos vertebral. Per afavorir la primera funció s'hauria de ressecar el màxim de platet vertebral, i per afavorir la segona funció s'hauria de ressecar el mínim del platet vertebral.

Per tant, quin és l'equilibri en la resecció del platet que hem d'assolir per a optimitzar al màxim les dues funcions?

Hi ha varis estudis que asseguren que la conservació del platet vertebral és molt important en la reconstrucció de la columna anterior. Lim i col·lab.²²⁰ (2001) van estudiar l'efecte de l'eliminació de la placa terminal del platet en raquis cervical en un model experimental i en un d'elements finits (figura 6.8).

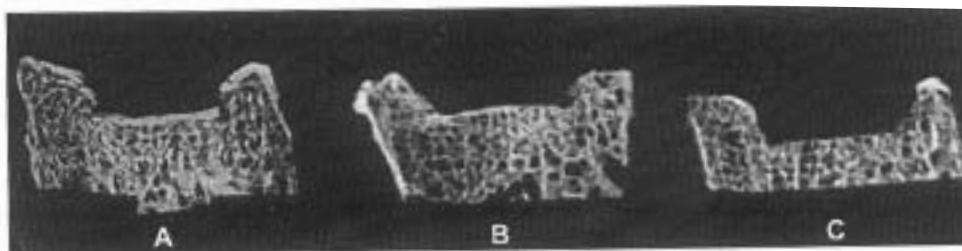


Figura 6.8. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.²²⁰, 2001. Diferents seccions microradiològiques de les vèrtebres cervicals. A: amb el platet intacte. B amb l'eliminació parcial del platet vertebral terminal i C, amb l'eliminació completa del platet terminal (pres de Lim i col·lab.²²⁰, 2001).

Els autors van trobar que la càrrega de fallida s'associava a la densitat mineral òssia, però no al gruix del platet vertebral, malgrat que les vèrtebres amb el platet íntegre tenien una càrrega de fallida significativament superior a les vèrtebres sense platet (taula 6.4), però aquestes diferències no eren

significatives si es comparava retirar la meitat del platet o tot ell. Els autors conclouen que en la columna cervical s'han de preservar al màxim els platets vertebrals, malgrat que la integritat estructural de l'os trabecular de sota el platet vertebral sigui el factor més determinant per a resistir les càrregues a compressió. En aquest mateix treball no es van trobar diferències entre els resultats entre els espècimens en els que s'havia retirat la meitat del platet respecte als que s'havia retirat tot el platet.

	Intact Endplate (Group I)	Partial Endplate (Group II)	No Endplate (Group III)
BMD (g/cm ²)	0.40 ± 0.15	0.39 ± 0.17	0.39 ± 0.15
LF (N)	634.40 ± 524.2	494.48 ± 314.8	419.32 ± 291.1

Taula 6.4. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.²²⁰, 2001. Mitjana ± la desviació estàndard de la densitat mineral òssia (BMD) en gr/cm² i de la càrrega de fallida (LF) en N per cada grup testat (pres de Lim i col·lab.²²⁰, 2001).

En un altre treball, Oxland i col·lab.²¹⁷ (2003) van analitzar biomecànicament la influència del platet vertebral en les propietats de les vèrtebres. Els resultats van mostrar que, quan es remou el platet vertebral, es redueix la resistència a la fallida, però aquesta disminució sols és significativa en la part posterior, però no en la central i mitja. La rigidesa també es va mostrar significativament reduïda, amb distribució inversa a la de la resistència. Aquests resultats els podem veure en la figura 6.9.

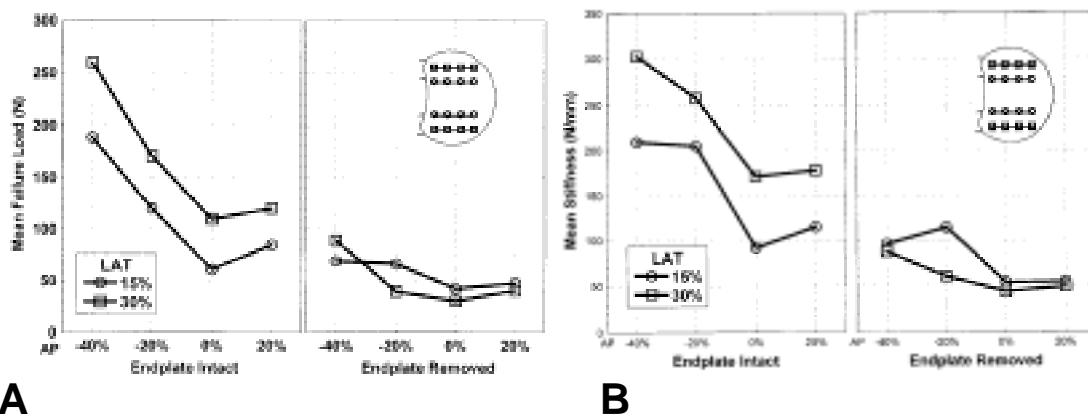


Figura 6.9. Resultats de treball de Oxland i col·lab.²¹⁷ (2003). A. Variació de la càrrega de fallida (en N) des de la part posterior (-40%) fins a la part anterior (20%) del platet vertebral, segons el mapatge de Grant²¹⁸ (figura 2.50). Veiem que la part posterior és mostra significativament més resistent en el model intacte (P=0.04), no essent així per la part central i anterior. B: El mateix comportament podem veure en la distribució de la rigidesa (en N/mm) (p=0.01) (pres de Oxland i col·lab.²¹⁷, 2003).

6. Discussió.

En la taula 6.5 podem veure els resultats comparativament amb el descens de la càrrega de fallida i la rigidesa, en funció de la densitat mineral òssia. Veiem que la resistència és superior amb el platet intacte. Els autors conclouen que la retirada del platet té un efecte negatiu sobre la resistència estructural de la vèrtebra i incrementa el risc d'esfondrament de l'empelt, especialment en la part posterior, no tant en la part central.

	Endplate Removed		Endplate Intact			
	Specimen 1	Specimen 2	Specimen 1	Specimen 2	Overall	Grant et al ²
Failure load (mean \pm SD)	61 \pm 34 N	43 \pm 20 N	189 \pm 157 N	73 \pm 45 N	138 \pm 134 N	117 \pm 76 N
Stiffness (mean \pm SD)	67 \pm 44 N/mm	74 \pm 30 N/mm	249 \pm 140 N/mm	114 \pm 66 N/mm	191 \pm 134 N/mm	139 \pm 63 N/mm

Specimen 1 = Bone Mineral Density, 1.021; Disc Degeneration, 3.4; endplates tested: superior L3, L4; inferior L3, L4.
Specimen 2 = Bone Mineral Density, 0.290; Disc Degeneration, 2.9; endplates tested: superior L4, L5; inferior L3.
* Average data from the study by Grant et al² on intact endplates are included as a comparison with the overall intact data from the current study. Note that endplate removal had a substantial effect on the failure loads and stiffnesses for both specimens. The overall intact values of these seven endplates from two specimens were slightly greater than the averages from Grant et al² in which 62 endplates were tested.

Taula 6.5. Resultats de treball de Oxland i col·lab.²¹⁷ (2003). Resum de les càrregues de fallida i de la rigidesa pels dos espècimens usats, amb el platet íntegre i retirat. Els resultats de Grant corresponen al treball de Grant i col·lab.²¹⁸ (pres de Oxland i col·lab.²¹⁷, 2003).

Una crítica a aquests dos estudis citats anteriorment és que els resultats són obtinguts en estudis experimentals amb vèrtebres de gent molt gran (set columnes cervicals amb una mitja d'edat dels pacients de 79 anys en l'estudi de Lim, i set platets vertebrals obtinguts de dos dones de 72 i 80 anys en l'estudi de Oxland²¹⁷), la qual cosa els fa susceptibles de factors de confusió pel mostreig. Els resultats en gent gran pot fer que la densitat mineral òssia de l'os trabecular sigui baixa degut a l'osteoporosi, i per tant l'os cortical del platet vertebral tindrà més protagonisme per a suportar càrregues. En pacients més joves sense osteoporosi, els cossos vertebrals tenen una densitat mineral òssia superior i les condicions del platet vertebral tenen un efecte menor degut a la contribució significativa de l'os trabecular subjacent a l'os subcondral en la resistència biomecànica de la interfase empelt-platet. Aquest factor ja és apuntat en el treball de Lim i col·lab.²²⁰, que reporten que les variacions en la densitat mineral òssia des de 0.2 a 0.7 gr/cm² en cada grup són les responsables de les variacions en la càrrega de fallida de cada vèrtebra.

Un altre factor a tenir en compte és que els resultats s'obtenen sense valorar l'efecte que tindria l'addició d'una instrumentació rígida en el segment, tal com hem realitzat el nostre treball.

Pel contrari, hi ha altres estudis en els quals no s'ha demostrat que el platet vertebral sigui tan fonamental a l'hora de resistir les tensions en l'espai intersomàtic. Hollowell i col·lab.²¹⁹ (1996) estudien la contribució del platet vertebral amb empelts i caixes anteriors en raquis toràcic en 63 vèrtebres (amb una mitja d'edat del donant de 63 anys), i conclouen que la preservació del platet vertebral no ofereix una contribució important en la reconstrucció de la columna anterior, ni tampoc en la resistència a l'esfondrament de l'empelt. Els mateixos autors avaluen la probabilitat de no trobar diferències entre els diferents grups, és a dir, la potència estadística de l'estudi, conclouent que si no han detectat diferències és per què aquestes han de ser molt petites. Polikeit i col·lab.²²¹ (2003) van estudiar el comportament de la retirada del platet vertebral en un model d'elements finits. Els autors conclouen que la distribució de les tensions és similar amb la conservació del platet o la retirada parcial. Per últim Adam i col·lab.²²³ (2001) van analitzar la transferència de tensions entre una caixa intersomàtica i les vèrtebres en un model d'elements finits. Els autors conclouen en el seu estudi que la resistència del platet depèn en major mesura del mòdul elàstic (i per tant, de la mineralització) de l'os trabecular subjacent, no del platet vertebral.

Per tant, amb el que hem pogut trobar en la literatura, si bé sembla evident que biomecànicament el platet vertebral ha de jugar un paper en la resistència a la compressió del muntatge amb empelt anterior, és difícil determinar quina contribució de la resistència a l'esfondrament es deu al platet vertebral i quina es deu a l'os trabecular, com ja hem vist amb els resultats dels estudis precedents.

No obstant, cap d'aquests estudis que hem citat estudia el comportament del platet vertebral amb diferents graus de resecció del mateix quan hi adjuntem una instrumentació posterior, com és el cas del nostre treball. Si hi afegim una instrumentació transpedicular, com ja hem dit, la transmissió de càrregues es realitza majorment per l'instrumental, i són molt menors les tensions que passen a través de la superfície de contacte os - empelt. Aquesta creiem que és la causa per la qual la resecció de la capa d'os cortical no afecta negativament al resultat. L'os esponjós subjacent té una certa capacitat de resistència a la compressió, donat que en el nostre treball ha estat modelitzat a partir d'una vèrtebra d'una persona de 44 anys amb una correcta densitat

mineral òssia i sense osteoporosi. Per altra banda, el seu mòdul elàstic és superior al de l'os cortical. Això fa que, donat que la transmissió majoritària de càrregues es dona a nivell posterior, la resistència a compressió de l'os esponjós sigui suficient per suportar la càrrega que passa pel cos vertebral. Per altra banda, donat que el mòdul elàstic de l'os esponjós és superior (definit en el nostre estudi de 140 a 250 MPa en funció de la direcció d'aplicació de la força), la distribució de tensions en les vèrtebres adjacents es reparteix de millor manera, creant menys "zones calentes" a dins dels cossos vertebrals adjacents. Per tant, sí que coincidim que la quantitat de resecció de platet vertebral té importància i potser és un factor crític de l'esfondrament de l'empelt en pacients amb menor densitat mineral òssia (tal com reporten Oxland i col·lab.²¹⁷) quan no hi adjuntem una instrumentació posterior, però creiem que aquest factor deixa d'esdevenir crític en pacients sense osteoporosi i afegint una instrumentació al muntatge.

Com a conclusió, podem dir que la combinació de l'os esponjós subjacent recolzat amb una instrumentació posterior fa que les tensions de les vèrtebres adjacents es reparteixin millor que amb la conservació del platet vertebral, i que la rigidesa sigui inferior.

Les propietats estructurals del platet vertebral varien en funció de la localització. La part posterior és més resistent que la part anterior i la perifèria és més resistent que el centre. La part més resistent és la zona posterolateral, just davant dels pedicles vertebrals, que presenta el doble de la resistència del centre del platet vertebral (Oxland i col·lab.²¹⁷, 2003). Si es retira el platet vertebral, aquest mapa de la distribució de resistències resta invariable, encara que amb valors inferiors. Altres estudis, com el de Grant i col·lab.²¹⁸ (2001), confirmen aquesta distribució de resistència a la fallida del platet vertebral, el qual estudiant 62 platets mostra una càrrega de fallida mitja de 117 N.

El platet vertebral és una closca prima d'ós cortical de 0.5 mm de gruix aproximadament, que té una resistència estructural inherent. No obstant, segons Oxland, serveix per a distribuir les tensions més uniformement sobre la superfície de contacte. Això no es confirma en el nostre estudi, ja que, com ja hem dit, les tensions es distribueixen de millor manera sobre os esponjós que sobre os cortical, donat el diferent mòdul elàstic.

Altres aspectes a considerar sobre el tractament del platet vertebral són, mantenint-ne la integritat estructural, la realització d'uns forats o perforacions per a afavorir la integració de l'empelt. Actualment gairebé no hi ha informació biomecànica de quin efecte produeix aquesta modificació del platet sobre la resistència i distribució de tensions en el segment. Únicament Lim i col·lab.²²⁰ (2001) en un estudi per elements finits cervical avaluen l'efecte de realitzar un sol forat central, dos laterals, dos anteroposteriors o quatre repartits, afectant tots ells aproximadament al 20% de l'àrea del platet vertebral. Els resultats que obtenen mostren que la concentració d'estrès en el platet vertebral és menor quan es realitza un forat en el centre del platet, comparat amb els altres patrons esmentats.

6.7 Comparació dels diferents al·loempelts.

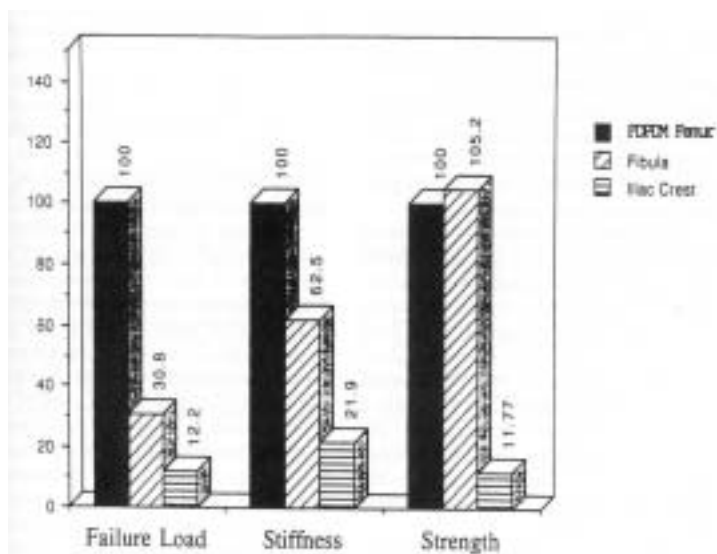
Com ja hem citat en l'apartat de fonaments, hi ha varis treballs que estudien la resistència aïllada dels diferents empelts (Evans¹⁸⁹ 1976, Pelker i Friedlander¹⁸⁸ 1987, Wittemberg i col·lab.¹⁸⁶ 1990, Smith i col·lab.¹⁹⁰ 1993, Morales i col·lab.¹⁸⁷ 1993, Ding i col·lab.¹⁹¹ 1997), però només hi ha dos treballs que comparin a nivell experimental els resultats entre diferents tipus d'empelt col·locats anteriorment a nivell de cos vertebral.

Rao i col·lab.¹⁹⁵ (1993) van comparar fèmur, un sol peroné i cresta ilíaca. Els resultats els podem veure en la figura 6.10. Si ens centrem en la comparació biomecànica de fèmur i peroné, els fragments de peroné van ser inferiors en la càrrega de fallida (13.9 ± 3.8 kN), un 30.8% de la del fèmur (45 ± 18 kN). També van ser inferiors en rigidesa (26.5 ± 6.4 kN/mm) un 62.5% de la del fèmur (42.4 ± 6.9 kN/mm). Ambdós paràmetres són estadísticament significatius. Però pel contrari, la resistència va ser similar entre fèmur i peroné (un sol fragment) essent inclusiu un 5% més resistent el peroné (no significatiu) donat que és la càrrega de fatiga normalitzada per l'àrea de secció. Els autors conclouen que el fèmur és l'empelt més adequat per col·locar-se anteriorment en substitució del cos vertebral.

Coincidim amb els resultats d'aquest estudi en el fet que els muntatges amb fèmur ofereixen una major rigidesa i càrrega de fallida que el peroné, donat la seva major àrea de secció. Lògicament, donat que tots dos estan compostos

dos cortical, si aquesta càrrega de fallida la normalitzem per l'àrea de secció, és comprensible que sigui igual en fèmur que en peroné. Donat que la resistència a la compressió depèn de l'os cortical, és raonable que com més os cortical trobem, més resistència tindrà el muntatge. Creiem que els resultats són perfectament compatibles amb els obtinguts en el nostre estudi, i coincidim que el fèmur és biomecànicament superior a un peroné per garantir l'estabilitat de la columna anterior en el raquis lumbar.

Figura 6.10. Resultats del treball de Rao i col·lab.¹⁹⁵. Càrrega de fallida, rigidesa i resistència dels diferents segments ossis expressats com a percentatge del fèmur (pres de Rao i col·lab.¹⁹⁵, 1993).



L'altre treball que compara diferents empelts, concretament un fèmur amb sis peronés, és el treball de Siff i col·lab.¹⁸⁵ (1999). Les característiques de l'estudi venen reflectides en l'apartat 2.3.3.5. Sota una compressió de 350 N veiem les deformacions que es produeixen a nivell L4-L5. Els autors troben unes rigideses axials de 1029 N/mm pels espècimens intactes, 725 N/mm pels anells femorals i 814 N/mm pels sis peronés. D'entrada els autors comparen un sol segment vertebral (amb un disc), fet pel qual la rigidesa axial pels espècimens intactes és superior a l'obtinguda en el nostre estudi (476 N/mm), donat que el nostre model comprèn dos discos intervertebrals. Per altra banda, la rigidesa obtinguda amb els empelts és molt inferior a la que obtenim en el nostre treball (3898 N/mm per fèmur i 5828 N/mm per sis peronés). Això es deu a què en el treball de Siff no es complementa l'empelt amb una instrumentació posterior, cosa que, com ja hem remarcat en el capítol 6.2, fa augmentar molt la rigidesa del muntatge. Segons l'anàlisi dels autors els muntatges amb l'empelt de peroné produeixen unes construccions més rígides que els muntatges amb

fèmur, encara que de manera no estadísticament significativa (taula 6.6). Els nostres resultats coincideixen que, salvant l'increment de rigidesa proporcionat per la instrumentació transpedicular, amb els sis peronés es configuren uns muntatges més rígids que amb empelt de fèmur. L'àrea de contacte mitjana dels sis peronés va ser de 618 mm², mentre que la del fèmur va ser de 565 mm². Això va representar un augment mitjà del 9% per als peronés. Suposem que és l'àrea total, sumant la superior i la inferior. Si és així, és similar a l'àrea obtinguda en el nostre estudi per als sis peronés (622 mm²) però una mica inferior per al fèmur (595 mm²). Els autors atribueixen a aquest augment de l'àrea de contacte la major estabilitat dels muntatges amb peroné respecte als amb fèmur. Nosaltres no estem totalment d'acord amb aquesta atribució, ja que si que és cert que l'àrea té relació amb aquesta rigidesa, però té més relació l'augment de la distància d₁ (del centre del platet a la part anterior de l'empelt). Prova d'això és que l'àrea del fèmur i els sis peronés en el nostre estudi és més similar i les diferències entre empelts es mantenen.

Loading Configuration	Motion Component	Greater Deformation Observed With:		P Value
		Fibular Strut Graft	Femoral Ring	
Axial	Compression	3	4	0.999
Extension	Backward bending	2	5	0.453
Flexion	Forward bending	1	6	0.125
Lateral bending	Lateral angulation	1	6	0.125
All combined	Axial compression	11	17	0.345
	Sagittal bending	6	22	0.004
	Lateral bending	9	19	0.087
	Axial rotation	4	24	0.001

Taula 6.6. Resultats de l'estudi de Siff i col·lab.¹⁸⁵. En aquesta taula es mostra quins empelts han tingut major deformació pels diferents tipus de força aplicada (pres de Siff i col·lab.¹⁸⁵, 1999).

Com a conclusió d'aquest treball, els autors reporten que, sense significació estadística, sembla que les construccions amb sis peronés són més estables que les de fèmur. No obstant, des del nostre punt de vista, donat que els muntatges amb els sis peronés tenen una major rigidesa, això modificarà en major mesura la distribució de les tensions en les vèrtebres adjacents, per tant els resultats d'aquest estudi no demostren clarament que els sis peronés tinguin un millor comportament biomecànic. Per tant, estem d'acord amb el resultat però no amb les conclusions que els autors en deriven.

6.8 Comparació amb els resultats clínics.

La comparació dels resultats biomecànics obtinguts experimentalment en aquest treball amb els resultats clínics és, a priori, difícil d'efectuar. Si bé és cert que el comportament biomecànic de l'al·loempelt ha de ser similar *in vivo*, hi ha un factor biològic que pot modificar els resultats. Per altra banda, l'objectivació del comportament clínic d'aquest al·loempelt pot ser difícil de corroborar.

Això fa que, des del punt de vista clínic, com hem mencionat anteriorment, actualment amb les dades que tenim, no hi ha cap evidència científica que els diferents tipus d'al·loempelts col·locats en substitució del cos vertebral es comportin de manera diferent en la seva evolució clínic.

Com ja hem dit en el capítol 2.3.3.6, la fallida biomecànica del muntatge amb l'al·loempelt que hem estudiat, clínicament es pot manifestar per cinc quadres diferents:

1. Fractura o ruptura de l'empelt.
2. Extrusió anterior de l'empelt.
3. Esfondrament de l'empelt als cossos vertebrals adjacents.
4. Pèrdua de la correcció obtinguda / col·lapse de l'empelt.
5. Ruptura del material.

Altres complicacions com la reabsorció de l'empelt, l'osteolisi, la pseudoartrosi, etc. les atribuirem a una fallida biològica, no mecànica, de l'al·loempelt.

1. La fractura o ruptura de l'empelt és una complicació freqüent en empelts col·locats en extremitats, i es dona en el 16% de casos aproximadament (Berrey i col·lab.²¹², 1990). No obstant, hem trobat una incidència molt baixa de fractura de l'empelt col·locat en el raquis. Meding i Stambough²³³ han reportat un trencament precoç d'un empelt sobre una mostra de 50 (2%), probablement per un problema quirúrgic donada la cronologia de la presentació. Hanson i col·lab.²⁵² (2002) reporten un altre cas de trencament d'un peroné als sis mesos en un estudi sobre 17 pacients amb espondilolistesi (5.8%).

Especial atenció ha de rebre el treball de Bradford i col·lab.²⁴⁸ (1982), que en una sèrie de 48 pacients amb cifosi va tenir cinc casos de trencament de

l'empelt de peroné (10.4%). Els autors ho correlacionen amb una longitud de l'empelt superior a 4 cm, cosa comprensible donat que es tractava d'un sol peroné com a puntal anterior en cifosis severes.

Si deixem de banda aquest últim estudi, i d'acord amb el metaanàlisi efectuat en l'apartat 2.3.4.3, en el qual el treball de Bradford no està inclòs, podem dir que en el conjunt d'articles analitzats, sobre 671 empelts tenim una incidència global d'un 0.29% de fractura de l'al·loempelt.

Aquesta diferència de comportament pel que fa a la fractura de l'al·loempelt del raquis respecte al que s'utilitza en extremitats cal atribuir-lo bàsicament a dues causes: en primer lloc, la longitud de l'empelt utilitzat en el raquis és menor, el que fa que pugui transmetre les càrregues sense comportar una superació del seu límit de tolerància mecànica. En segon lloc, com ja hem dit, les instrumentacions usades en el raquis presenten una rigidesa més alta, el que protegeix l'empelt de la fallida.

2. L'extrusió anterior de l'empelt també és una complicació molt poc reportada en la literatura. Lewandrosky i col·lab.²⁴⁷ (2004) reporten 1 cas d'extrusió anterior de l'empelt (3% en la seva sèrie). Singh i col·lab.²⁵⁸ (2002) descriuen en el seu estudi un cas d'extrusió anterior d'un fragment de peroné col·locat en la unió cervicotoràcica, corresponent al 2.4% del total de la seva sèrie. Si extrapolem els resultats al global del metaanàlisi, tenim que l'extrusió de l'al·loempelt es dona en el 0.29% de casos (n=671)

Habitualment la causa més freqüent pot ser per un defecte de tècnica, i el fet de fixar la instrumentació a compressió és un factor que, si l'empelt no està ben col·locat, pot afavorir la seva extrusió.

3. L'esfondrament en els platets vertebrals adjacents sembla ser el punt de fallida més reportat en la literatura. Lewandrosky i col·lab.²⁴⁷ (2004), sobre una sèrie de 30 pacients refereixen que una mínima penetració de l'empelt en les vèrtebres adjacents és molt freqüent. Els autors reporten un 7% d'esfondrament en els platets adjacents. Kozak i col·lab.¹²⁸ (1994) no troben cap cas de col·lapse en els platets vertebrals adjacents. Singh i col·lab.²⁵⁸ (2002) reporten dos casos de fractures del platet vertebral adjacent (4.8%),

però sense esfondrament donat que la instrumentació va suportar la càrrega i l'empelt no va penetrar en els platets vertebrals. Pel contrari, Kumar i col·lab.²⁴³ (1993), troben que 27 pacients de 32 (85%) mostren diferents graus d'esfondrament en els platets adjacents, en un treball amb artrodesi sense instrumentar. Des del nostre punt de vista aquests resultats en quant a l'esfondrament es deuen al fet de no utilitzar una instrumentació transpedicular posterior.

En general, l'esfondrament mínim és un fet comú en aquests procediments, i a la vegada poc reportat en els estudis. La instrumentació contribueix que sigui un fet sense repercussió biomecànica ni clínica.

4. El col·lapse de l'empelt o la pèrdua de correcció també és una complicació poc freqüent. Bridwell i col·lab.¹⁵⁵ (1995) reporten dos casos de col·lapse de l'empelt als 9 i 11 mesos respectivament, col·locats pel tractament d'una cifosi (8.3% de pacients de la seva sèrie, 4.1% de nivells). Els autors ho atribueixen a l'ús d'una instrumentació semiconstrenyida, no suficientment rígida. Per contra Molinari i col·lab.²⁴⁰ (1999) no troben cap cas de col·lapse en 67 al·loempelts col·locats anteriorment, a l'igual que Buttermann i col·lab.²²⁹ (1997) sobre 38 pacients, i Chotivichit i col·lab.²⁴¹ (2001) sobre 59 pacients.

5. La ruptura del material és una complicació que sols hem trobat en un cas, i secundari a una pseudoartrosi (Butterman i col·lab.²²⁹ 1997). Per tant, en aquest cas, creiem que és un problema més biològic que mecànic.

És evident que tot el que hem citat en aquest apartat és derivat de les propietats biomecàniques de l'al·loempelt i dels muntatges que realitzem. Però també és cert, que és aquí on el comportament biològic dels empelts hi juga un paper fonamental, fet pel qual és difícil d'extraure alguna conclusió que conjugui els resultats d'aquest estudi amb els resultats obtinguts en estudis clínics.

Aplicació clínica

- 7.1 Extrapolació dels resultats a l'aplicació clínica.
- 7.2 Tècnica de col·locació dels al·loempelts.
 - 7.2.1 Planificació del tractament.
 - 7.2.2 Abordatge quirúrgic.
 - 7.2.3 Preparació de l'al·loempelt i del platet vertebral.
 - 7.2.4 Col·locació de l'al·loempelt.
- 7.3 Valoració dels resultats amb al·loempelts.
 - 7.3.1 Valoració clínica.
 - 7.3.2 Valoració per radiologia simple.
 - 7.3.3 Valoració per Tomografia Computeritzada.
 - 7.3.4 Valoració per altres mètodes d'imatge.
- 7.4 Experiència clínica pròpia amb al·loempelts.
 - 7.4.1 Resultats clínics.
 - 7.4.2 Resultats radiològics.

7.1 Extrapolació dels resultats a l'aplicació clínica.

Els resultats obtinguts en aquest treball biomecànic creiem que són perfectament extrapolables a la pràctica clínica, donat que, com ja hem esmentat, l'elecció dels al·loempelts es va fer en funció de criteris biomecànics però també clínics (dimensions, morfologia, geometria, adaptabilitat). Per tant, donat que el fèmur és l'empelt que presenta un comportament biomecànicament més favorable, creiem que és el que s'ha d'emprar en la practica clínica, a excepció que la morfologia de l'espai a omplir sigui diferent a la que hem estudiat en aquest treball. És de preveure que, d'acord amb la llei de Wolf, les vèrtebres adjacents, a priori sanes, presentaran una major remodelació amb els empelts de tibia i peroné que amb els empelts de fèmur. És per això que clínicament també s'han de considerar els avantatges de l'empelt de fèmur respecte als altres dos, no des del punt de vista de la consolidació sinó pel fet que presumiblement presentarà un menor col·lapse, una menor fallida i una menor remodelació de les vèrtebres adjacents.

7.2 Tècnica de col·locació dels al·loempelts.

7.2.1 Planificació del tractament.

En primer lloc, hem de tenir en compte que la quantitat de correcció que podem assolir dependrà de la deformació residual que tenim sobre el disc i el cos vertebral, l'alliberació de teixits tous, l'ús d'osteotomies, la qualitat de l'os en els cossos vertebrals adjacents, així com el tipus d'instrumentació utilitzada.

Prèviament a la cirurgia, haurem de realitzar un estudi acurat, tant clínic com radiològic, per determinar els següents paràmetres;

- El grau de correcció que hem d'assolir.
- L'extensió de cos vertebral que hem de ressecar.
- El tipus i la longitud d'al·loempelt que requerirem.
- El grau de lordosi o cifosi que li hem de donar al tall de l'empelt i al muntatge en general.
- Els nivells a fusionar amb la instrumentació.

7.2.2 Abordatge quirúrgic.

Si volem corregir una deformitat o ressecar una determinada patologia, habitualment haurem de fer un abordatge combinat anterior i posterior. Aquest abordatge pot ser en un sol temps quirúrgic o en dos temps quirúrgics. L'abordatge anterior el podem realitzar per toracotomia, toraco-frenolapatrotomia, per laparotomia transperitoneal o pararectal retroperitoneal. L'abordatge posterior el realitzarem en la línia mitja.

Per a tractar una patologia que no impliqui corregir una deformitat del raquis, especialment del perfil sagital, podem fer un doble abordatge en un o dos temps quirúrgics en funció del que ens sigui més còmode.

Per a corregir una deformitat del raquis, el millor és fer en un sol temps quirúrgic un triple abordatge. Primer farem un abordatge posterior i col·locarem l'instrumental transpedicular, o bé realitzarem osteotomies en el cas que siguin necessàries o ressecarem la patologia a tractar. Tot seguit, donarem la volta al pacient i realitzarem un segon temps anterior, amb l'exèresi de la lesió i la col·locació de l'al·loempelt anterior. Finalment, tornarem a donar la volta al pacient i realitzarem el tercer temps posterior, fixant la instrumentació a compressió. Aquesta seqüència d'actuació és important pel que fa a la fixació biomecànica de la columna, ja que si no seguim aquest ordre podem trobar-nos amb els següents problemes:

- En primer lloc, si no realitzem l'osteotomia posterior inicialment, des de la zona anterior ens serà difícil corregir una deformitat establerta.
- D'igual manera, quan col·loquem l'al·loempelt anterior hem de tenir la instrumentació posterior lliure, ja que si no és així, no podem corregir des del davant.
- Finalment, el que hem de fer últim és fixar la instrumentació a compressió, ja que d'aquesta manera es dona una precàrrega a l'empelt, s'augmenta el coeficient de fricció entre l'empelt i els platets vertebrals i s'evita que s'extueixi l'empelt en el postoperatori.

Aquestes tres consideracions fan que sigui avantatjós realitzar les intervencions en tres temps en un sol acte quirúrgic.

7.2.3 Preparació de l'al·loempelt i del platet vertebral.

Pel que fa a la preparació de l'empelt, aquesta serà similar en els diversos tipus d'al·loempelt (fèmur, tibia i peroné). Ja hem comentat en l'apartat 2.3.2.3 els sistemes de conservació dels empelts. A remarcar que habitualment utilitzem empelt congelat en fresc, i sempre és bo tenir-ne en quantitat sobrant per evitar complicacions per possibles incidències, tal com els errors de mesura, la fractura de l'empelt o la contaminació del mateix.

Un primer gest serà descongelar l'empelt amb sèrum salí isotònic escalfat, habitualment barrejat amb una solució d'antibiòtic amb gentamicina. Un cop descongelat, el netejarem de totes les restes de teixit tou que hi puguin haver (músculs, tendons, etc.). Així mateix, amb una xeringa injectarem a pressió sèrum fisiològic per un extrem de l'os a dins de la medul·lar, a fi efecte de produir un rentat endomedul·lar i endur-nos per arrossegament les cèl·lules del moll de l'os, que com ja sabem, són les que més expressen els antígens d'histocompatibilitat. D'aquesta manera aconseguim minimitzar la resposta immunològica del receptor.

Un cop preparat l'empelt en general, procedirem a valorar quines dimensions necessitem per a reomplir l'espai deixat per la corporectomia. Les dimensions transversals i sagitals no són modificables però en general s'adapten al que necessitem per a l'espai intersomàtic. La dimensió longitudinal és la més variable, i és la que podem retallar en funció de les necessitats.

En la figura 7.1 podem veure els passos que seguim per a la col·locació de l'empelt. En primer lloc procedirem a la preparació dels platets vertebrals, emportant-nos el cartílag articular amb culleres i legres, preservant la major quantitat d'os cortical que es pugui, malgrat, com ja hem vist, la sustentació de l'empelt sobre ós esponjós, si aquest és sa i es complementa amb una instrumentació posterior, esdevé un muntatge igual de sòlid per les tensions fisiològiques. Un cop preparat els platets vertebrals adjacents, mesurem la distància que ens resta per a omplir amb l'empelt. Un cop mesurada, traslladem aquesta distància a l'empelt, marcant el tros que necessitarem, i procedim a tallar-lo. L'al·loempelt és preferible tallar-lo amb una serra d'alta velocitat, sempre amb una bona subjecció per evitar errors. El tall acostumem a fer-lo amb un lleuger biaix d'uns 5° per afavorir l'adaptació a la zona adequada. En el

cas del raquis lumbar, l'empelt es talla amb la lordosi necessària segons el segment. Un cop tallat, farem una nova mesura per a assegurar que la mida és la correcta i podem efectuar una prova de l'empelt en l'espai intersomàtic.

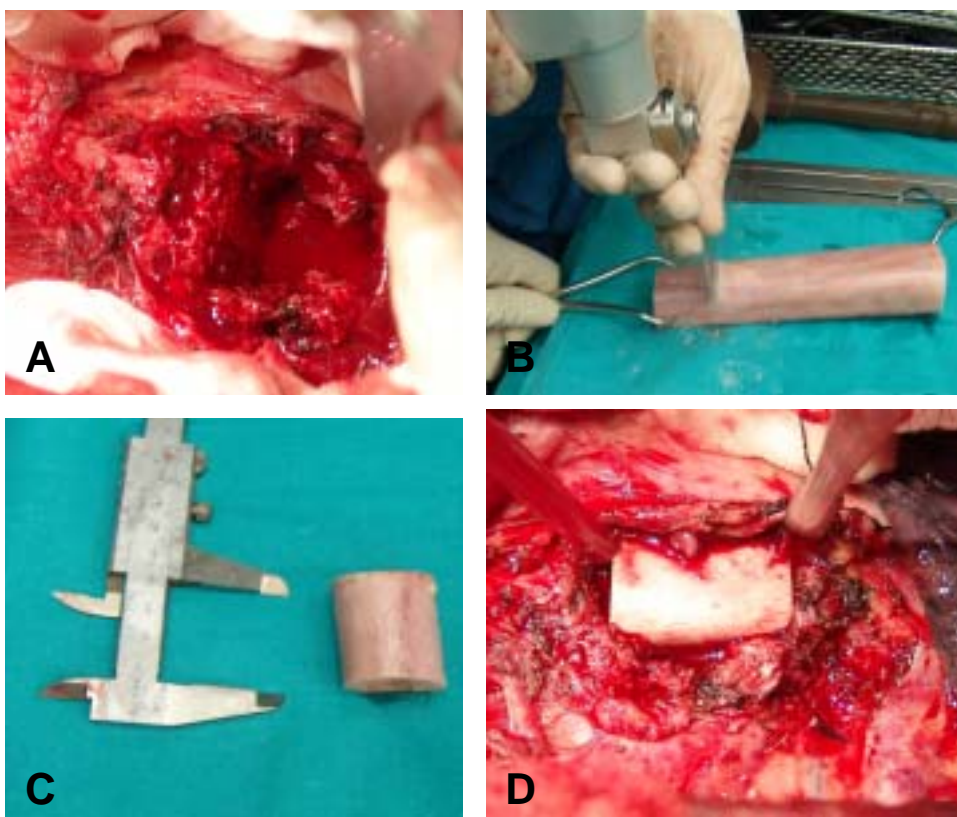


Figura 7.1. Preparació de l'empelt en l'acte quirúrgic. A. Mesura del defecte a reomplir. B. Es serra l'al·loempelt en funció de la mida que prèviament hem obtingut. C: comprovació que la mida que hem serrat és la correcta. D Col·locació de l'empelt en el defecte anterior del raquis.

7.2.4 Col·locació de l'al·loempelt.

Un cop tallat, procedirem a la maniobra d'impactació de l'empelt en el lloc de la corporectomia. Això es realitza amb impactadors amples no metàl·lics, i de manera suau i progressiva per evitar la fissura de l'empelt. Si l'espai és reduït provarem de fer una distracció intersomàtica en el moment de l'impactació. És necessari gaudir d'una visió correcta de les referències del raquis per evitar les malposicions de l'empelt. Pel que fa a la col·locació, només resta tenir cura de situar-lo centrat al platet vertebral i amb l'orientació prèviament establerta.

Les complicacions que podem trobar-nos en la col·locació de l'empelt són les següents:

- **Fractura de l'empelt.** Si se sospita una fractura de l'anell d'os, s'ha de reemplaçar per un nou empelt. Una fractura desapercebuda pot debilitar

en gran mesura les propietats biomecàniques de l'empelt, donat que les fractures longitudinals trenquen la integritat de l'anell ossi.

- **Extrusió lateral.** Habitualment és per un problema d'abordatge i de manca de visualització dels marges laterals del raquis. Cal tenir unes bones referències visuals, i en casos dubtosos realitzar radioescopia de la zona on treballem.
- **Protrusió posterior,** habitualment per una impactació excessiva. S'ha d'evitar pel risc de lesió neurològica. Si veiem que pot succeir, habitualment és degut a què l'empelt està infradimensionat. La solució seria tallar un nou empelt amb dimensions més adequades.
- **Protrusió anterior,** habitualment per una manca d'impactació. Quan succeeix això habitualment és que l'empelt està sobredimensionat. La solució passa per retallar l'empelt.
- **Basculació de l'empelt,** degut a una impactació asimètrica sobre el mateix. Ho podem detectar visualment o per radioescòpia. La maniobra correctora serà la retirada del mateix i la nova col·locació. Ocasionalment haurem de retocar els talls dels extrems per evitar la basculació de l'empelt.
- **Esfondrament de l'empelt** per fractura del platet a l'hora de fer la compressió. En general és una complicació rara.

En la figura 7.2 podem veure alguns exemples d'aquestes complicacions en la col·locació de l'empelt.

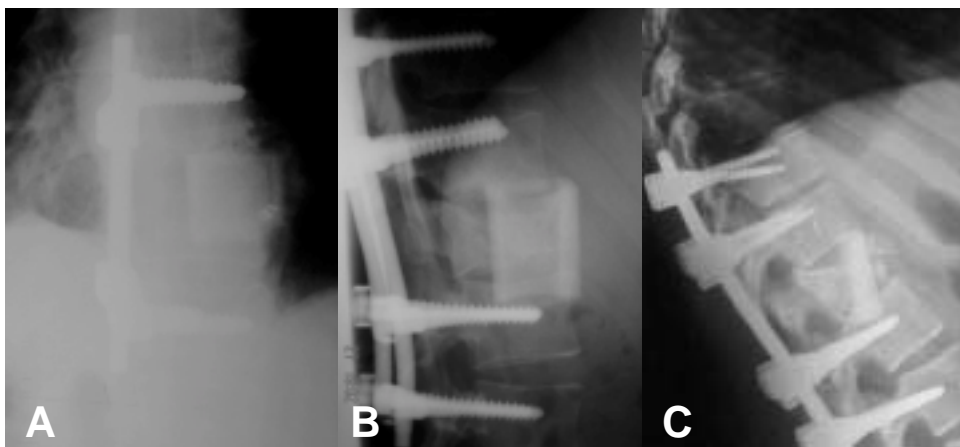


Figura 7.2. Diferents malposicions de l'empelt en la radiografia de control. A: extrusió lateral, B: extrusió anterior. C: Basculació de l'empelt.

En general, exceptuant la fractura de l'empelt i la protrusió posterior, els altres problemes de col·locació són poc importants, i si permeten la càrrega de l'empelt no és imperatiu la seva rectificació.

Finalment, fixarem l'instrumental posterior a compressió per donar una precàrrega a l'empelt, amb compte d'evitar l'extrusió anterior del mateix. Per aquest motiu és aconsellable d'efectuar un control radioescòpic un cop efectuada la compressió de l'instrumental.

7.3 Valoració dels resultats amb al·loempelts.

Els resultats amb al·loempelt es poden valorar des del punt de vista clínic o bé radiològic, ja sia per radiografia simple, per tomografia computeritzada (TC) o per altres proves complementaries. A continuació anem a desglossar els aspectes que millor poden valorar el resultat dels empelts, amb especial atenció a aquells paràmetres que ens ajuden amb més precisió a determinar la fallida mecànica de l'empelt.

7.3.1 Valoració clínica.

Des del punt de vista clínic, existeixen varies escales que podem utilitzar ja sia per valorar dolor (VAS, escala de la JAO, qüestionari de Dallas, etc.) per valorar la funció (Índex de Discapacitat d'Oswestry, les escales de Prolo i Waddell, l'escala d'IOWA, l'índex de la SOFCOT, etc.), per valorar l'estat de salut en general (qüestionari de salut SF-36, el test de sis preguntes de Deio, etc.) per valorar l'estat psicològic (MMPI, escala de depressió de Zung, MSPQ, escala de personalitat de Eysenck, etc.) i per valorar l'estat de satisfacció del pacient^{2,15}. Moltes estan adaptades a la població espanyola i els seus resultats estan contrastats, però no és l'objectiu d'aquest treball entrar a valorar cada una d'elles.

7.3.2 Valoració per radiologia simple.

El que ens interessa més és la valoració dels resultats de l'al·loempelt des d'un punt de vista radiogràfic, donat que expressaran clínicament el que succeeix a nivell biomecànic. Bàsicament hi ha tres paràmetres que hem de valorar pel

que fa al resultat tant en les radiografies simples com en la tomografia computeritzada, que són la integració de l'empelt, la correcció i manteniment del perfil sagital i l'esfondrament en els cossos vertebrals adjacents.

7.3.2.1 Integració de l'empelt.

Per a determinar la integració radiològica de l'empelt anterior ens basem en la classificació de Bridwell-Molinari^{155,240}, publicada al 1995 (veure apartat 2.3.2.2). Com ja hem explicat, la incorporació grau I implica una fusió i una remodelació completa, la incorporació grau II implica una fusió parcial i una remodelació parcial, la incorporació grau III implica que no hi ha fusió ni remodelació i l'empelt presenta radiolucències, mentre que la incorporació grau IV es caracteritza per una reabsorció de l'empelt, radiolucències i un col·lapse superior a 2 mm. En la figura 7.3 podem veure un exemple de cada un dels graus d'incorporació anterior de l'empelt valorat en la radiografia.

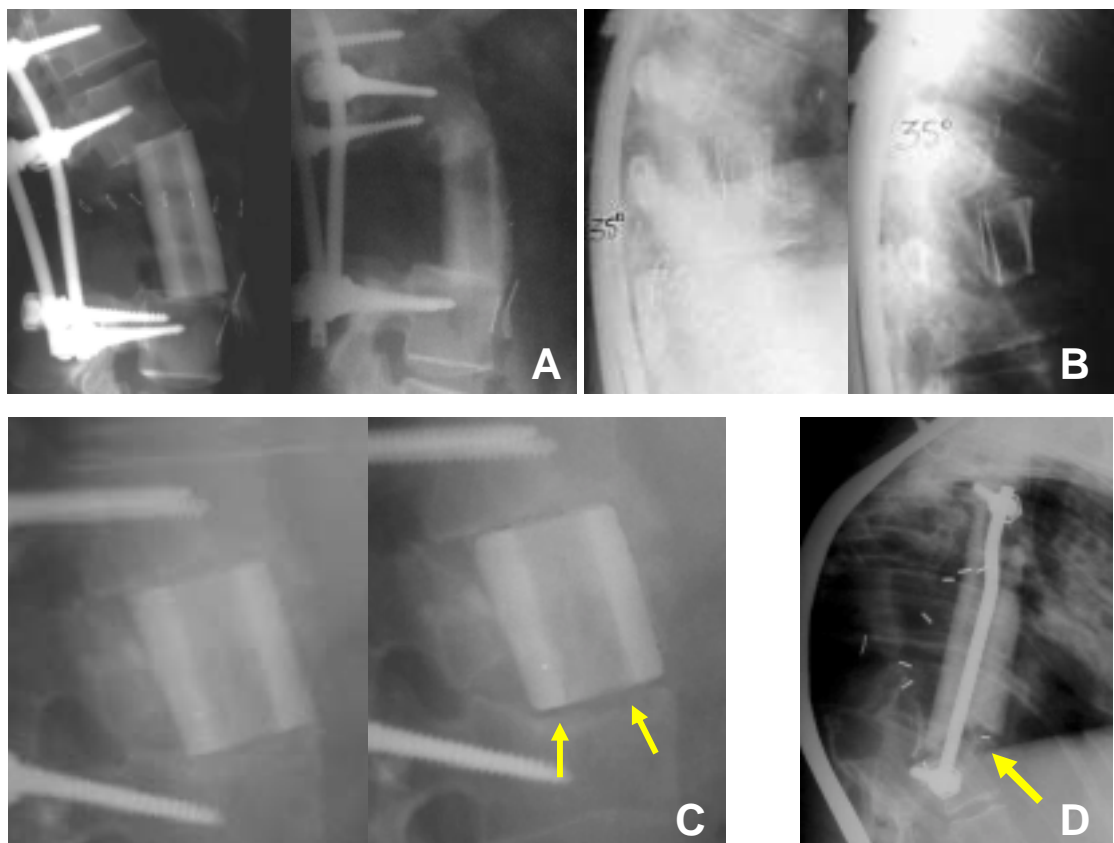


Figura 7.3 Diferents tipus de osteointegració de l'empelt, segons l'escala de Bridwell-Molinari^{155,240}. A: Integració grau I. B: Integració grau II. C: Integració grau III. Les fletxes indiquen una zona d'osteolisi en la part inferior de l'empelt. D: Integració grau IV. La fletxa indica la zona de reabsorció de l'empelt i col·lapse del mateix.

7.3.2.2 Correcció i manteniment del perfil sagital.

Si bé el resultat en el pla transversal és important, la pèrdua de correcció és molt infreqüent i habitualment mai dóna problemes. Diferent és en el pla sagital, ja que la fallida biomecànica de l'al·loempelt es traduirà en alteracions en el perfil del raquis.

Per valorar aquest perfil tenim diferents índexs que podem comparar preoperatoriament, en el postoperatori immediat i en els diferents controls.

En primer lloc tenim l'**índex sagital** (IS), que correspondrà a l'angle entre el platet vertebral inferior de la vèrtebra superior i el platet vertebral inferior de la vèrtebra afecta. Al resultat d'aquest angle li restarem el valor que té el segment en condicions fisiològiques amb valor positiu per a la cifosi i negatiu per a la lordosi. Per exemple, un angle de 20° entre els platets en T10 correspon a un IS de 15° ($20^\circ - 5^\circ = 15^\circ$), mentre que la mateixa angulació sobre L3 correspon a un IS de 30° ($20^\circ - [-10^\circ] = 30^\circ$).

Un altre paràmetre a valorar és la **cifosi segmentaria**, que és la cifosi generada per la patologia a tractar i correspon a l'angle entre el platet vertebral inferior a la vèrtebra superior i el platet vertebral superior a la vèrtebra inferior.

Un tercer aspecte és la **cifosi o lordosi general**, que correspon a mesurar la cifosi o lordosi resultat en tot el segment afectat. Sabem que la columna toràcica presenta entre 15 i 40° de cifosi, la unió toracolumbar presenta una alineació neutra i la columna lumbar presenta entre -40 i -65° de lordosi. Les figures 7.4 i 7.5 il·lustren aquest concepte.

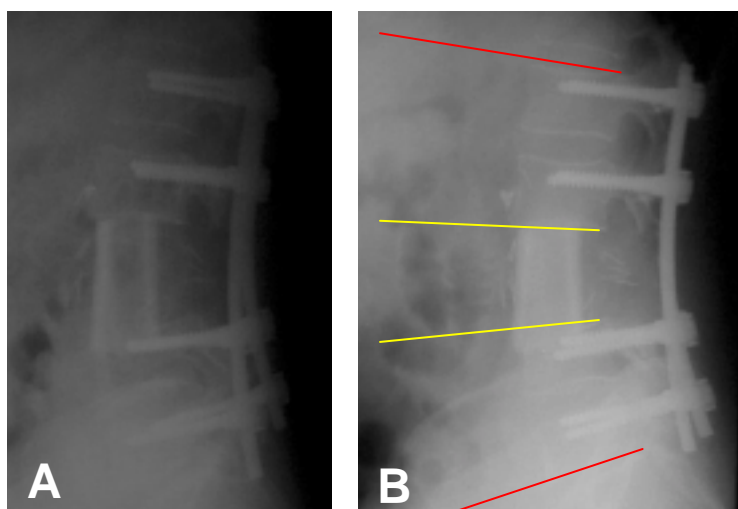


Figura 7.4. Exemple de manteniment del perfil sagital. A. Al·loempelt col·locat en substitució del cos vertebral de L3 afecte per un condrosarcoma. Radiografia postoperatoria. B. Evolució als 4

anys, sense pèrdua de la correcció. Marcat en groc podem veure la lordosi del segment, que correspon a 10° . Si valorem l'índex sagital, aquest serà de 0° ($10-10$). Si valorem la lordosi general (en vermell), veurem que correspon a 35° .

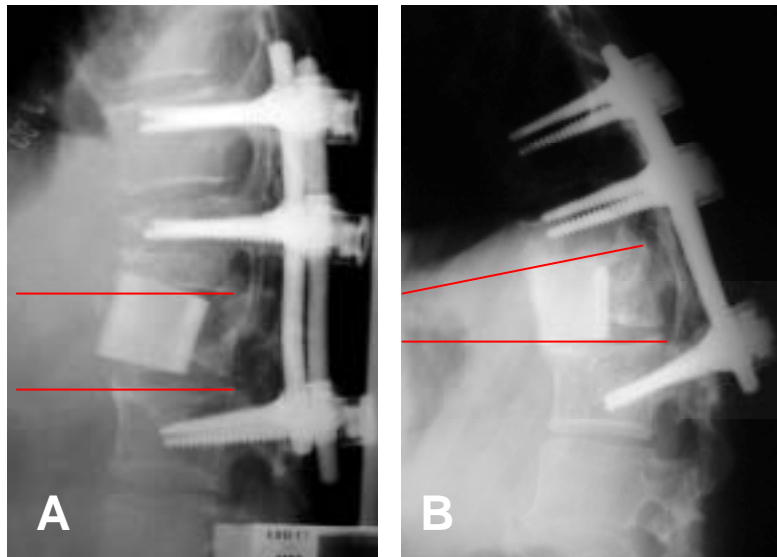


Figura 7.5. Exemple de pèrdua del perfil sagital. A. Al·loempelt en substitució de cos vertebral de T12 per una cifosi postraumàtica com a seqüela d'una fractura, amb bona correcció, però amb una instrumentació posterior insuficient. B: Control a l'any, on s'objectiva una pèrdua de la correcció. La cifosi segmentaria és de 25° , la cifosi general de 65° i l'índex sagital és de 25° (en aquest segment la columna està neutre).

7.3.2.3 Esfondrament a dins del cos vertebral adjacent.

La capacitat del muntatge (al·loempelt anterior més instrumentació posterior) per suportar càrrega, a part del manteniment del perfil sagital, també haurà d'evitar l'esfondrament de l'empelt a dins dels platets adjacents.

Radiològicament ho veurem amb la penetració de l'empelt a dins dels cossos vertebrals adjacents. Això dependrà bàsicament de la qualitat de l'os esponjós subjacent, i segons alguns autors, del tractament que donem al platet vertebral en l'acte quirúrgic. Com ja hem comentat en l'apartat de resultats (apartat 5.3), en el nostre treball no hem pogut demostrar que el tractament del platet vertebral es correlacioni amb l'esfondrament quan hi ha una instrumentació posterior rígida.

A nivell de la radiologia simple l'esfondrament el podem comptabilitzar amb mil·límetres, però sempre tenint en compte la posició de partida en el postoperatori immediat i establint una comparació radiològica. Això ho podem veure en la figura 7.6.

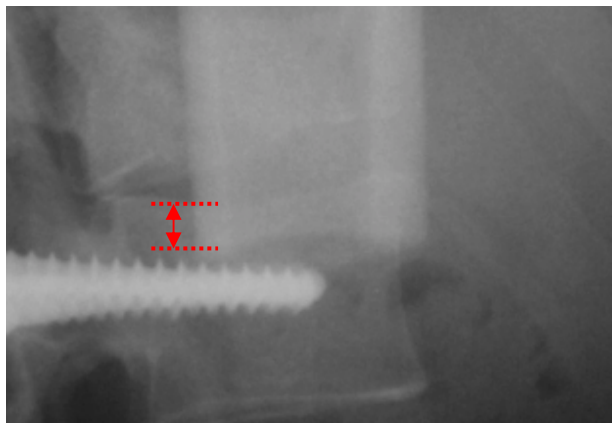


Figura 7.6. Exemple d'esfondrament radiològic de l'al·loempelt. Penetració de 4 mm en el cos vertebral inferior als dos anys d'evolució.

7.3.3 Valoració per Tomografia Computeritzada.

La tomografia computeritzada (TC), com ja sabem, és el millor mètode per a la valoració de l'os, i per tant, de l'empelt anterior. Els paràmetres citats anteriorment poden ser valorats també per TC.

7.3.3.1 Integració de l'empelt.

La tomografia computeritzada documenta millor que la radiologia simple la integració de l'empelt. Amb la tomografia podem esbrinar si hi ha pas de trabècules òssies en els extrems ossis, si hi ha remodelació al voltant de l'empelt, o bé si pel contrari hi ha radiolucències que ens indicarien una manca de consolidació. En l'actualitat no hi ha cap classificació de la integració de l'al·loempelt estructural anterior per TC. En les figures 7.7 i 7.8 podem veure diversos exemples de la valoració de la integració per TC.

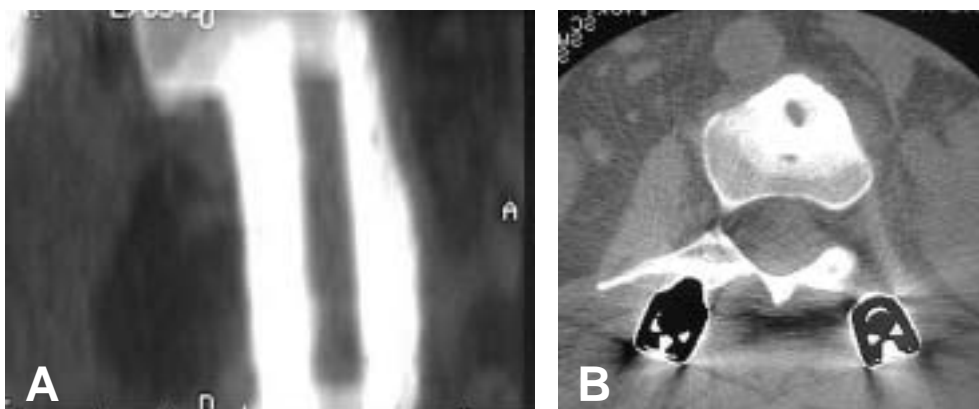


Figura 7.7 Exemple d'osteointegració de l'empelt per tomografia computeritzada. En aquest TC podem veure l'empelt de la figura 7.3A, i observem el pas de trabècules del cos vertebral a l'al·loempelt i la perfecta integració del mateix.

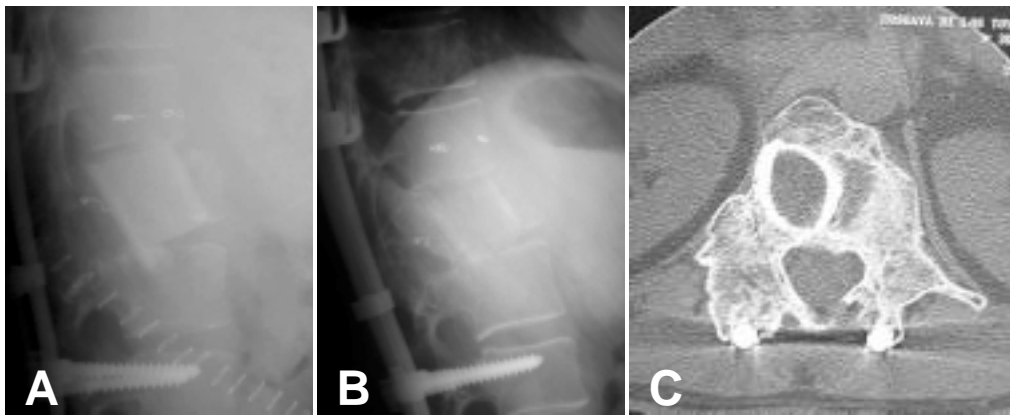


Figura 7.8. Exemple de remodelació de l'empelt per TC. Podem veure les radiografies postoperatories (A) i als 6 anys (B) d'un pacient de 26 anys que se li va realitzar una corporectomia per un tumor de cèl·lules gegants de T12. mentre que radiogràficament només observem una certa remodelació de l'empelt, si efectuem un TC (C) podem veure que en la zona de la corporectomia s'ha creat una nova vèrtebra que envolta completament a l'al·loempelt.

7.3.3.2 Avaluació tridimensional de l'empelt.

Per a avaluar el perfil sagital les radiografies biplanars són òptimes ja que només volem observar la modificació del perfil del raquis. Ara bé, si que és cert que la tomografia computeritzada, especialment les reconstruccions, també ens poden ajudar molt a perfilar quin és el grau de lordosi o cifosi obtingut.

Les mesures que hem remarcat per a la radiologia convencional també són aplicables en els paràmetres del TC, essent més acurades si es realitzen amb aquesta última tècnica.

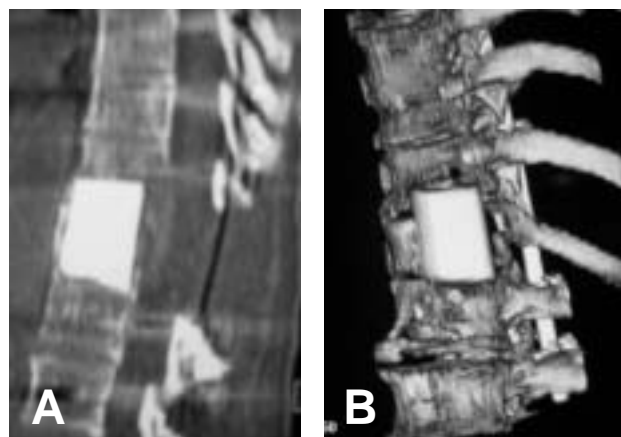


Figura 7.9. A. TC simple d'un al·loempelt estructural col·locat anteriorment i sustentat amb una instrumentació posterior, d'on s'extreu el perfil sagital del raquis amb fiabilitat. B. Reconstrucció tridimensional del mateix al·loempelt que permet obtenir més informació pel que fa a la seva col·locació en el raquis.

Cal remarcar que les noves tècniques de TC helicoidal d'alta resolució que permeten efectuar reconstruccions tridimensionals del raquis, i a la vegada

permeten eliminar determinades parts en funció de la seva densitat radiològica, aporten una nova visió del muntatge en general i de les alineacions tant en el pla frontal com sagital. Les figures 7.9, 7.10 i 7.11 il·lustren aquest concepte que hem esmentat.

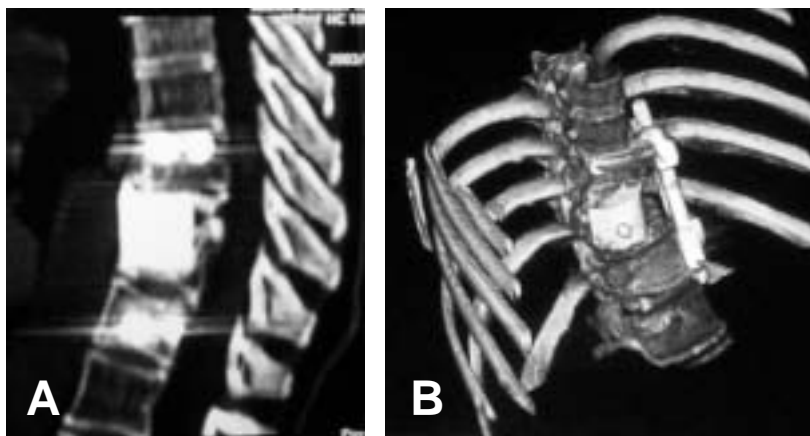


Figura 7.10. A. TC simple d'un al·loempelt estructural col·locat anteriorment i sustentat amb una instrumentació anterior. B. Reconstrucció tridimensional del mateix al·loempelt que permet obtenir més informació pel que fa a la seva col·locació en el raquis.

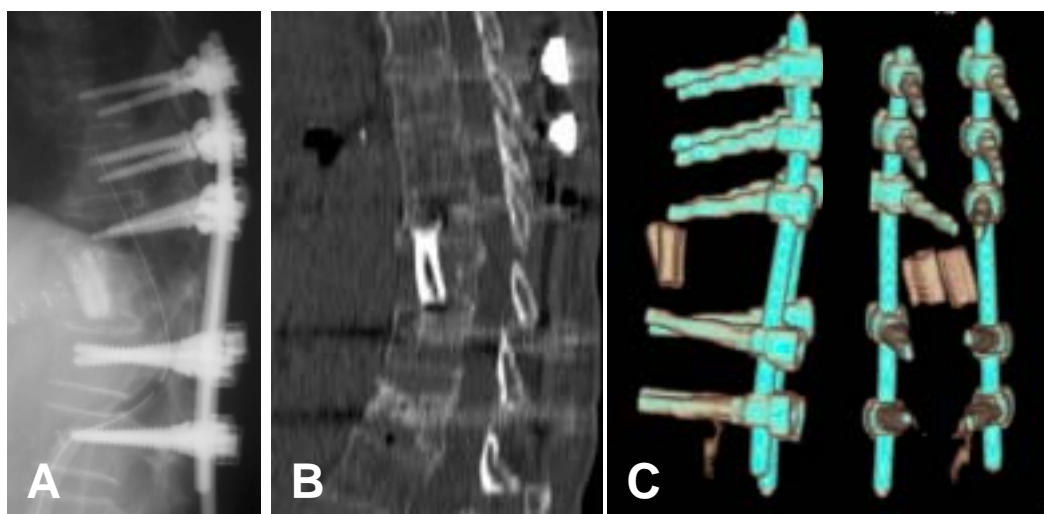


Figura 7.11. Reconstrucció tridimensional en TC helicoidal. Dona de 59 anys afecta de cifosi postraumàtica a nivell de T11, que es va fer un doble abordatge amb instrumentació posterior i empelt anterior amb dos fragments de peroné. A. Control radiològic postoperatori. B. TC als tres mesos de la intervenció. C. Reconstrucció tridimensional en visió anteroposterior i lateral a on s'ha sostret el raquis i s'ha deixat la instrumentació posterior de titani (en verd) i l'empelt estructural anterior (els dos peronés, en color beix).

7.3.3.3 Esfondrament a dins del cos vertebral adjacent.

La valoració de l'esfondrament en el TC és més precisa i es poden mesurar els mil·límetres perduts directament sobre la imatge. Un exemple el podem veure en la figura 7.12.



Figura 7.12. Valoració per TC de l'esfondrament d'un fragment de fèmur en el platet vertebral inferior d'una pacient tractada per una afectació metastàtica sobre T7. A. Imatge general de la col·locació de l'al·loempelt amb una placa anterior. B. Detall de la penetració de l'al·loempelt en el platet vertebral inferior (uns 3 mm aproximadament).

7.3.3.4 Altres paràmetres.

Especial atenció volem donar a la presència d'aire a dins de l'empelt i en la zona de contacte amb el platet vertebral. Aquest aire es pot observar durant mesos després de la cirurgia, i es deu a la manipulació de l'empelt en l'acte operatori. Habitualment no té cap transcendència clínica, i creiem que no es relaciona amb la manca de consolidació. La localització en la zona de contacte amb els platets vertebrals no hauria de dificultar la integració de l'al·loempelt. En la figura 7.13 podem veure diverses imatges aèries en diferents empelts.

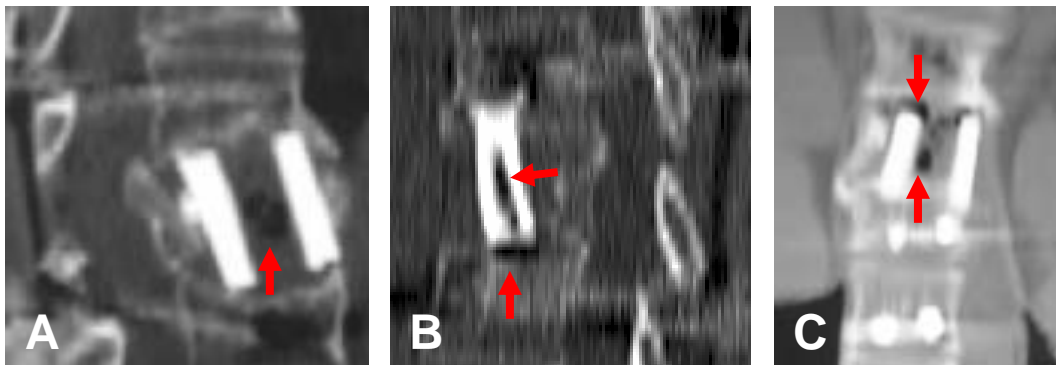


Figura 7.13. Exemples d'aire al voltant de l'empelt. A. Gran bombolla d'aire en un al·loempelt de fèmur de 18 mesos d'evolució. B. Imatges aèries en la base i en l'interior d'un al·loempelt de peroné de 10 mesos d'evolució. C. Imatge aèria en la zona superior i en l'interior d'un al·loempelt de fèmur de sis mesos d'evolució.

Un altre aspecte a destacar és la presència d'imatges lítiques al voltant de l'empelt, les quals hauran de valorar-se amb cura en funció de la patologia de base del pacient i del temps d'evolució de la col·locació de l'al·loempelt anterior. En la figura 7.14 poden veure un exemple d'imatge osteolítica al voltant d'un al·loempelt que pot correspondre a zones de reabsorció òssia degut a què la

major part de les forces es transmeten per l'empelt anterior, i per tant, les zones vertebrals adjacents no transmeten càrrega i sofreixen un procés de reabsorció.

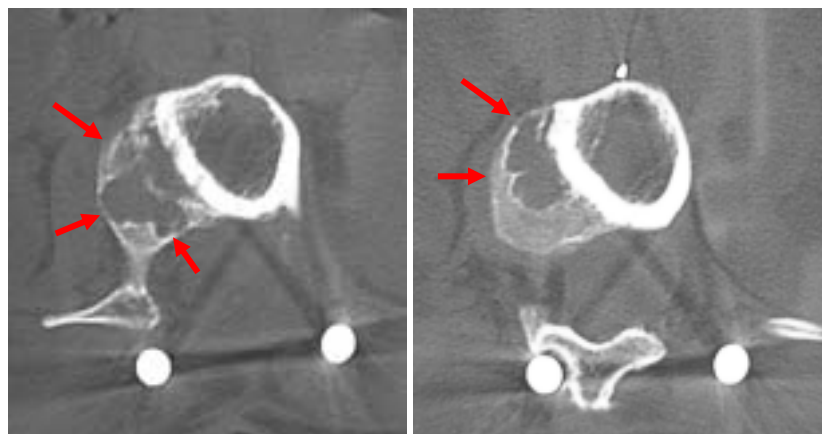


Figura 7.14. Exemple d'osteolisi al voltant de l'empelt. TC del raquis lumbar efectuat a una pacient amb un al-loempelt amb cinc anys d'evolució. Podem observar les zones osteolítiques (fletxes vermelles), sense transcendència clínica en aquest cas.

7.3.4 Valoració per altres mètodes d'imatge.

Hi ha altres mètodes d'imatge que ens poden ajudar a valorar l'al-loempelt anterior, però no aporten excessives avantatges sobre els dos que hem citat prèviament. La utilitat d'altres mètodes d'imatge, tal com la gammagrafia òssia i la ressonància magnètica nuclear serveixen més per a un seguiment de la patologia prèvia que per efectuar un seguiment estricte de l'al-loempelt.

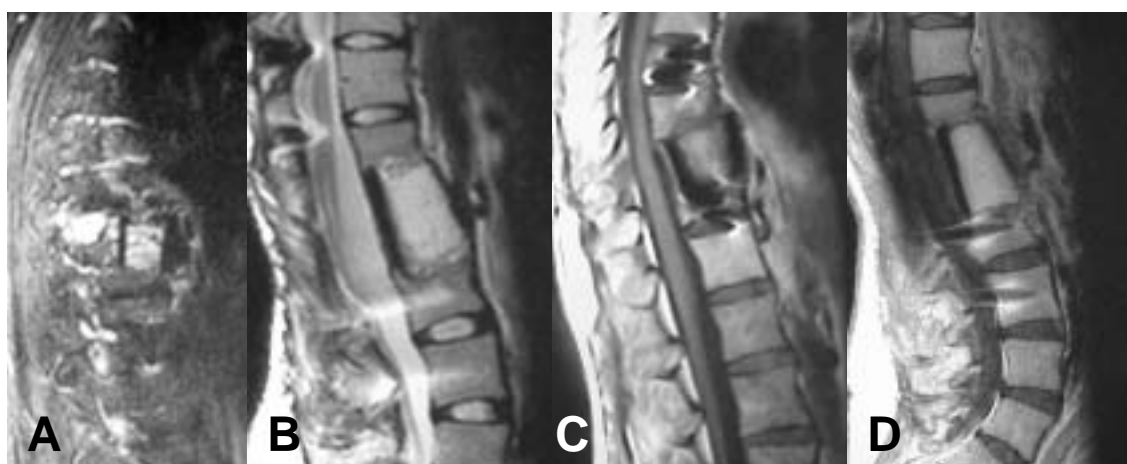


Figura 7.15. Exemples de RMN de diversos al-loempelts, en talls sagitals. A amb gadolini, B. RMN en T2, C. RMN en T1, D. Potenciat en densitat.

Especial menció té la RMN en la qual podrem avaluar tant les parts toves, el canal raquidi i la intensitat del senyal de l'al-loempelt, el qual sempre es veurà

hipointens en T1 i T2, corresponent al senyal característic d'os no vascularitzat (figures 7.15, 7.16).

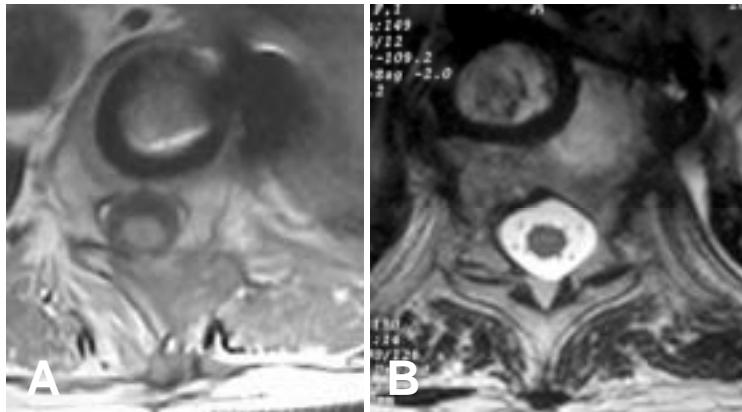


Figura 7.16. Exemples de RMN de diversos al·loempelts, en talls axials. A. Imatge en T1. B. Imatge en T2.

La gammagrafia amb Tecneci^{99m} ens indicarà l'activitat osteogènica existent al voltant del focus de consolidació de l'empelt, essent el propi empelt hipocaptant degut a la manca de vascularització.

7.4 Experiència clínica pròpia amb al·loempelts.

Des del juny de 1993 fins al desembre del 2002 (9 anys i mig) vàrem intervenir un total de 75 pacients adults en els quals se'ls hi va col·locar un total de 89 al·loempelts estructurals anteriors. A l'any 2001 vàrem reportar els resultats inicials d'aquests empelts (Cáceres i col·lab. 2001, 2002, 2004^{312, 313, 314}).

Els criteris d'inclusió en aquest estudi van ser:

- Pacients de qualsevol edat.
- Col·locació d'un al·loempelt de banc de teixits a nivell anterior.
- Complementació del muntatge amb una instrumentació.

L'edat mitjana va ser de 45 anys (19-89 anys), i pel que fa al sexe 41 pacients eren dones mentre que 34 eren homes. Setanta-nou al·loempelts estaven complementats amb una instrumentació posterior, sis estaven complementats amb una instrumentació anterior i quatre empelts tenien una instrumentació anterior i posterior a la vegada. Dels 89 empelts anteriors, en 43 pacients es van col·locar en substitució del cos vertebral, és a dir, amb motiu d'una

corporectomia vertebral. Els 32 al·loempelts restants es van utilitzar per reomplir l'espai discal en pacients amb discectomia anterior,

L'etiologia de la col·locació de l'al·loempelt va ser per causa degenerativa en 8 pacients, per cifoescoliosi en dotze pacients, per tumors primaris del raquis i metàstasi en vint-i-tres pacients, per cifosi postraumàtica en vint pacients, per seqüeles de cirurgies prèvies (*"failed back"*) en set pacients i per fractures en cinc pacients. La distribució de percentatges la podem veure en la figura 7.17.

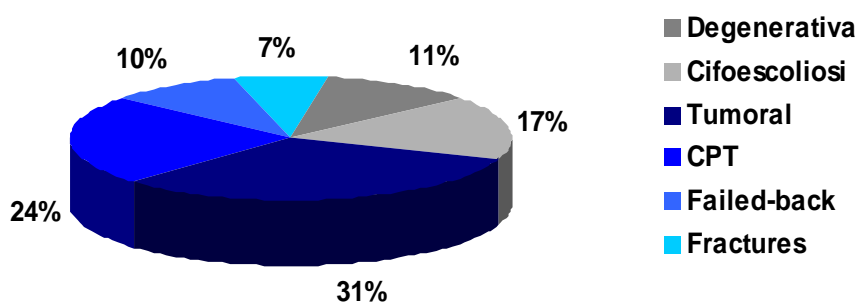


Figura 7.17. Patologies que van requerir la col·locació de l'al·loempelt en el nostre estudi (en percentatge).

Els al·loempelts van ser obtinguts tots de donant mort, i van ser conservats congelats en fresc segons els protocols del Banc d'Ossos de l'Hospital de La Santa Creu i Sant Pau. Es van practicar cultius de cada peça d'os, i es van esterilitzar congelats en fresc. En l'acte quirúrgic es van descongelar els empelts, i es van rentar amb solució salina estèril. Els empelts es van preparar segons hem explicat en l'apartat anterior.

Respecte al tipus d'empelt estructural, en 79 empelts va usar-se fèmur, en nou pacients es van usar peroné (un, dos o tres fragments) i en un pacient es va usar tibia.

El seguiment es va fer al mes, als tres mesos, als sis mesos, i a l'any, per seguir amb un seguiment semestral si no hi havia cap incidència que obligués a escurçar aquests períodes. Els resultats es van avaluar tenint en compte dos aspectes:

- Des del punt de vista de la valoració clínica es va aplicar l'escala analògica visual (VAS) per determinar el dolor i l'Índex de Discapacitat d'Oswestry (ODI) per a determinar l'estat funcional dels pacients.

- Des del punt de vista de la valoració radiogràfica es va avaluar la correcció i el manteniment de la mateixa mitjançant l'índex sagital entre el platet inferior de la vèrtebra inferior i el platet superior de la vèrtebra superior. La valoració de la incorporació radiològica es va fer amb l'escala de Bridwell.
- Es va efectuar un TAC en el qual es va avaluar el pas de les trabècules.

Les observacions radiològiques es van efectuar per dos observadors independents. El seguiment mitjà va ser de 4,8 anys (d'un a nou anys), i vint-i-set pacients tenien un seguiment superior a cinc anys.

7.4.1 Resultats clínics.

Pel que fa al dolor preoperatori, aquest és situava al voltant de 7.5 punts en l'escala VAS (5-9.5 punts), situant-se a una mitja de 2.8 punts en el postoperatori (d'un a sis punts). Per tant, el descens mitjà en la puntuació del dolor en l'escala analògica visual va ser de 4.7 punts.

Pel que fa a la valoració funcional, la puntuació mitja en l'ODI inicial va ser de 42.3% (del 22 al 78%) passant a una mitja 13.8% en la valoració final (de 6 al 44%). Per tant, la funció del raquis va millorar un 28.5 % en l'Índex de Discapacitat de Oswestry.

7.4.2 Resultats radiològics.

Pel que fa als resultats radiològics, 84 dels 89 empelts estructurals van mostrar incorporació grau I o II de l'escala de Bridwell, el que representa el 94.5% del total d'empelts. Avaluant només les corporectomies, la consolidació va ser del 93% (40 de 43). Un empelt va col·lapsar-se i es va esfondrar en els platets vertebrals adjacents (1.1 % del total) amb una pèrdua de 10° en l'índex sagital (corresponent a una metàstasi de carcinoma renal). Dos casos (quatre al·loempelts) no van mostrar incorporació als 3.5 anys de la col·locació de l'empelt (4.5 % del total). Aquests dos últims casos corresponien a una cifosi postraumàtica i a una neurofibromatosi, un sense transcendència clínica i l'altre amb pèrdua de la correcció obtinguda en el postoperatori.

Pel que fa al grau d'incorporació en l'escala de Bridwell, vint-i-cinc pacients presentaven una incorporació tipus I, quinze presentaven una incorporació tipus II, mentre que dos eren tipus III, i un cas tipus IV.

L'índex sagital del segment artrodesat es va recuperar una mitjana de 24.3° (de 3 a 38 graus) i el perfil sagital global es va recuperar en tots els pacients.

Pel que fa a les complicacions, vàrem tenir una taxa de 6.6% de complicacions. En dos pacients es va produir una infecció de la via posterior que va requerir desbridament i teràpia antibiòtica, amb bona evolució clínica. Un pacient va patir un quilotòrax que es va solucionar amb dieta hipolipídica, i dos pacients van patir dolor postoracotomia. En cap pacient es va objectivar transmissió de malaltia degut a l'al·loempelt ni infecció de la via anterior.

La comparació entre empelts de fèmur i peroné no va mostrar diferències significatives, però és un resultat amb molt poca consistència degut a la gran diferència de nombre entre els dos grups.

En les figures de 7.18 a 7.23 podem veure diversos exemples d'al·loempelts anteriors col·locats en diferents tipus de patologia (fractura vertebral, tumor vertebral, fallida de caixa intersomàtica, espondilitis anquilopoiètica, cifosi postraumàtica i patologia degenerativa del raquis), amb el seu resultat a llarg termini.

Amb aquests resultats concloem que l'al·loempelt estructural anterior és efectiu a mig termini per a mantenir la correcció sagital combinat amb la fusió i instrumentació posterior, amb una taxa de fusió comparable a la de l'autoempelt (superior al 90%) i amb bons resultats clínics.

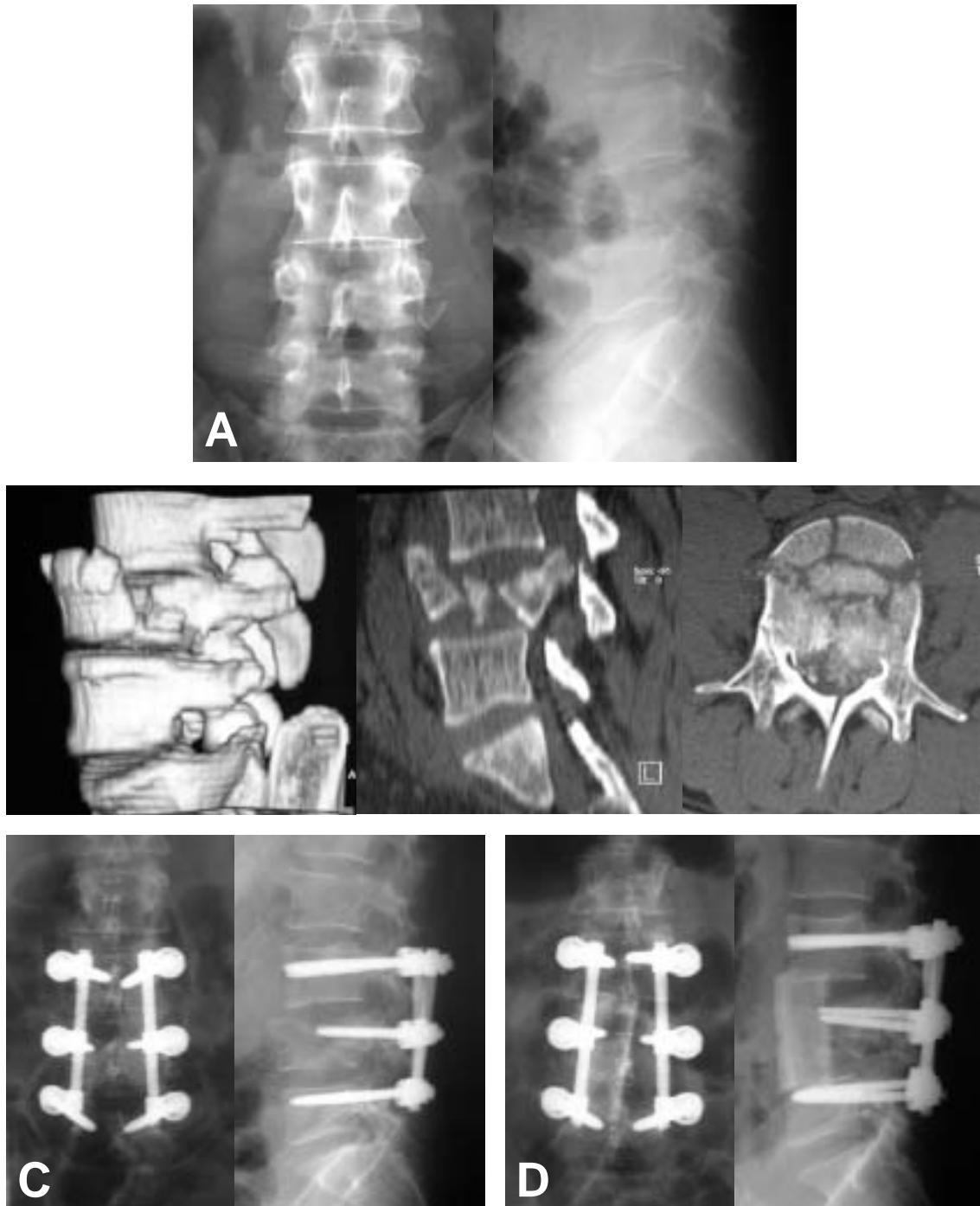


Figura 7.18. Exemple d'al-loempelt utilitzat en fractures vertebrals. Es tracta d'un pacient mascle de 44 anys amb una fractura - esclat de L4 degut a precipitació per intent d'autòlisi. A: imatge radiològica inicial front i perfil. B: TAC inicial on podem veure la gran comminació del cos de L4 i la lesió en "split". Es va decidir tractament per abordatge combinat en dos temps. C: Control radiològic un cop realitzat el temps posterior amb la instrumentació transpedicular. D: control radiològic un cop realitzat el temps anterior i amb un al-loempelt estructural de fèmur intersomàtic.

7. Aplicació clínica.

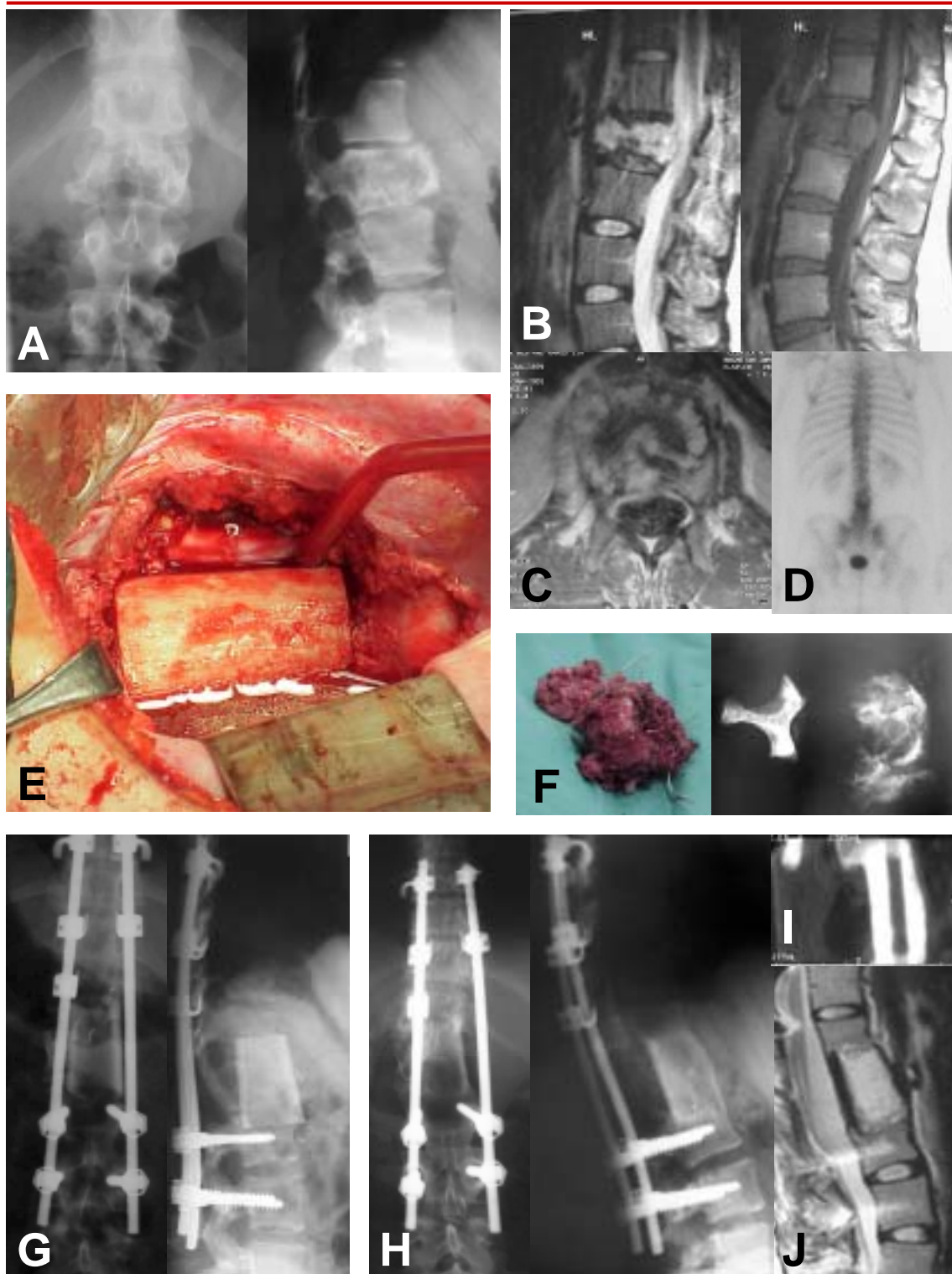


Figura 7.19. Exemple d'al·loempelt utilitzat en patologia tumoral. Dona de 26 anys d'edat afecta de condrosarcoma del cos vertebral de L1. A: front i perfil radiològic de la lesió. B: RMN on podem veure la lesió i l'afectació del canal. C: RMN axial de la lesió. D: gammagrafia òssia on podem observar la captació del cos vertebral de L1. Es va practicar un doble abordatge anteroposterior amb resecció de la lesió i col·locació d'un al·loempelt de fèmur, conjuntament amb una instrumentació posterior T9-L3. E: Imatge quirúrgica de l'empelt de fèmur anterior. F: imatge de la peça ressecada i radiografia de la mateixa. G: Control radiològic postoperatori als tres mesos. H: Control radiològic als 5 anys de la lesió, objectivant-se la remissió del condrosarcoma i la integració de l'empelt.. I: Control per TAC als 5 anys. J: Control per RMN als 5 anys.

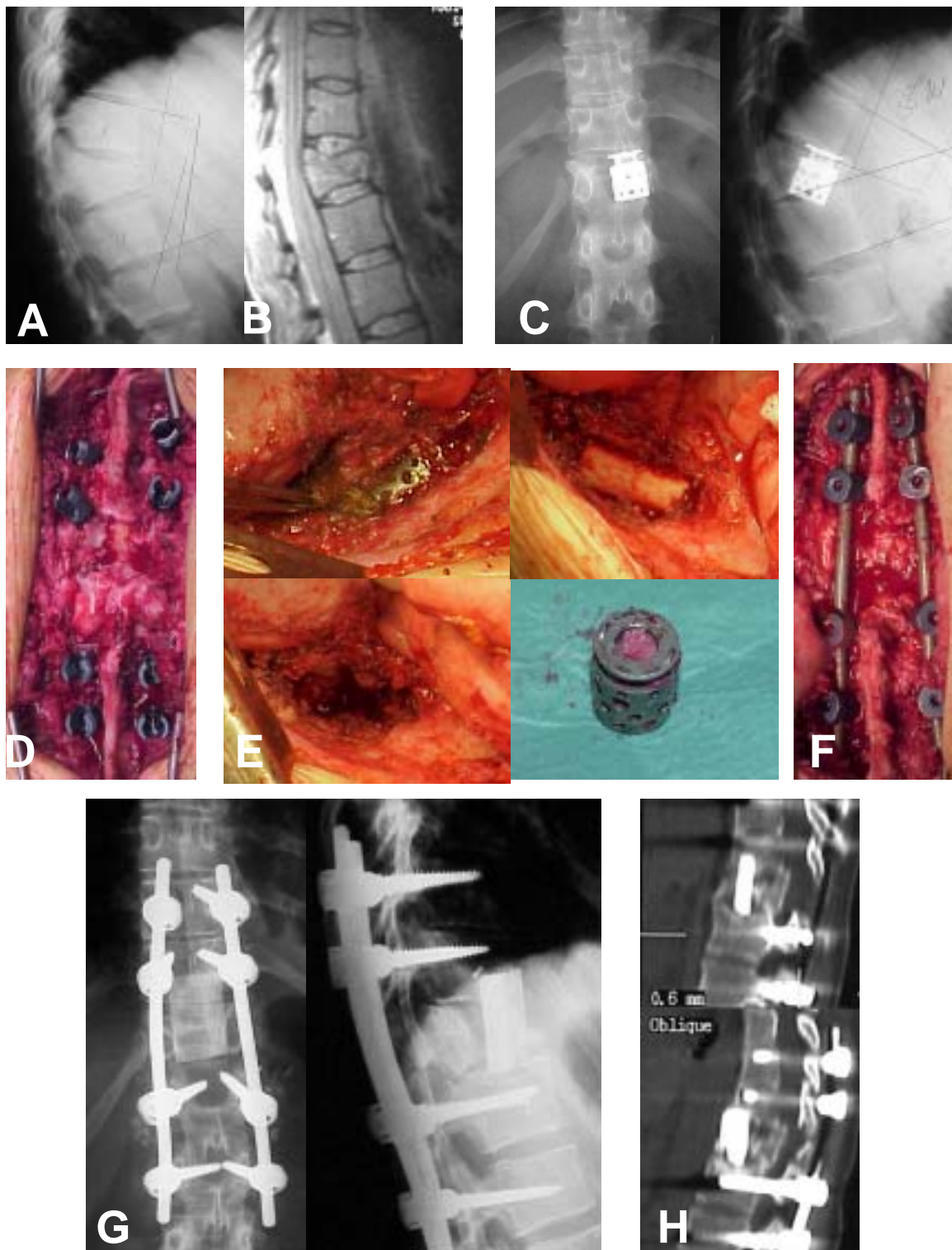


Figura 7.20. Exemple d'al-loempelt col·locat en un fracàs de caixa intersomàtica. Es tracta d'un pacient de 26 anys que va patir una fractura-afalcament vertebral en T12 degut a un accident de trànsit. A: Imatge radiològica inicial en el perfil. B: RMN inicial. C: El pacient es va intervenir i se l'hi va col·locar aquesta caixa intersomàtica anterior, amb empitjorament de la cifosi (38°). Es va decidir fer un triple abordatge en un sol temps quirúrgic, amb D: un primer temps posterior, instrumentació T10-L2 i osteotomia facetària posterior. E: un segon temps anterior amb extracció de la caixa intersomàtica, cruentació i col·locació d'al-loempelt estructural de fèmur i F: un tercer temps posterior amb fixació de la instrumentació a compressió. G: Control radiogràfic en l'anteroposterior i en el perfil als 24 mesos de seguiment. H: TC de control als 24 mesos de seguiment on es pot observar la integració de l'empelt.

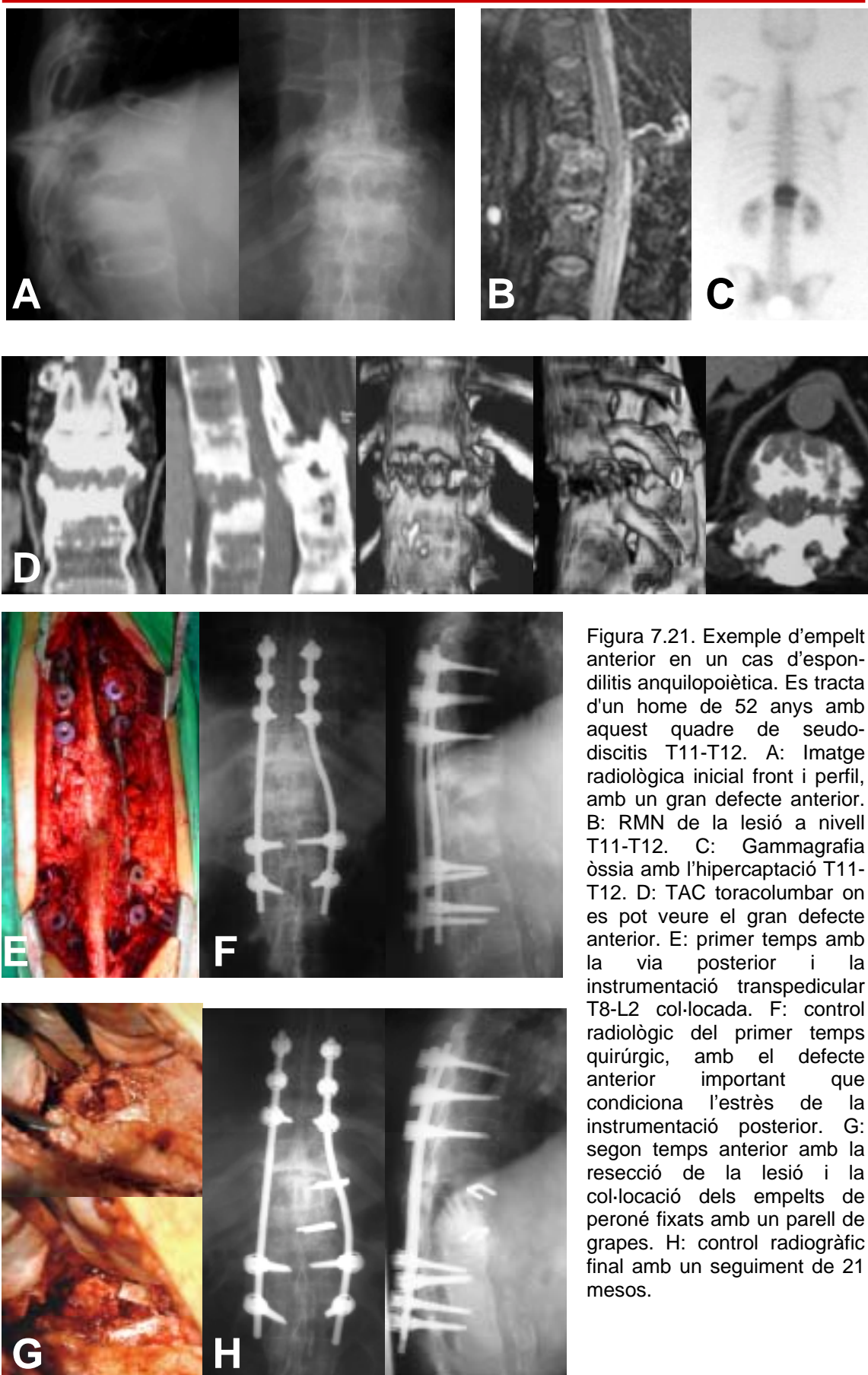


Figura 7.21. Exemple d'empelt anterior en un cas d'espondilitis anquilopoiètica. Es tracta d'un home de 52 anys amb aquest quadre de pseudo-discitis T11-T12. A: Imatge radiològica inicial front i perfil, amb un gran defecte anterior. B: RMN de la lesió a nivell T11-T12. C: Gammagrafia òssia amb l'hipercaptació T11-T12. D: TAC toracolumbar on es pot veure el gran defecte anterior. E: primer temps amb la via posterior i la instrumentació transpedicular T8-L2 col·locada. F: control radiològic del primer temps quirúrgic, amb el defecte anterior important que condiciona l'estrès de la instrumentació posterior. G: segon temps anterior amb la resecció de la lesió i la col·locació dels empelts de peroné fixats amb un parell de grapes. H: control radiogràfic final amb un seguiment de 21 mesos.

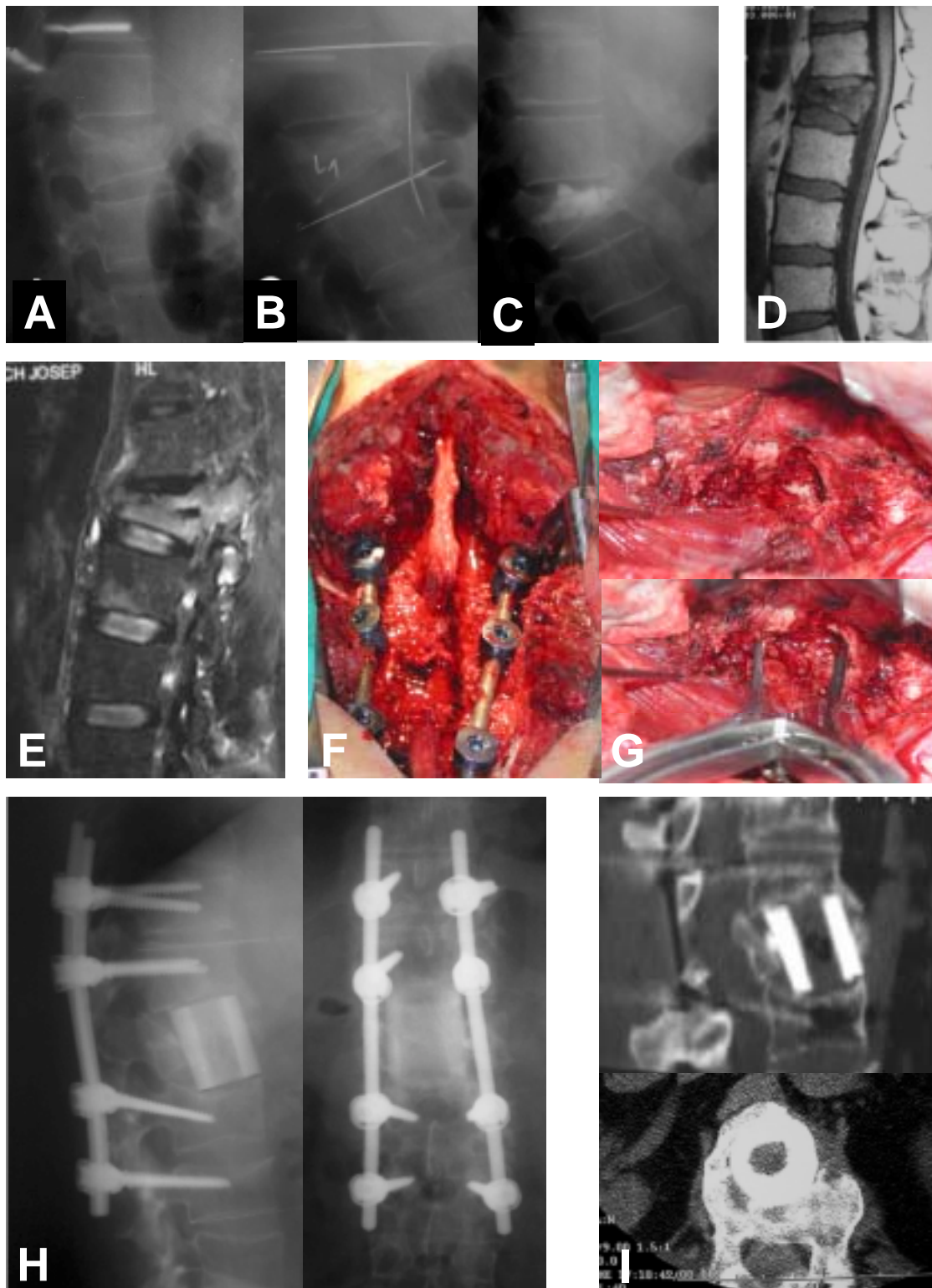


Figura 7.22. Exemple d'al-loempelt anterior col·locat en un cas de cifosi postraumàtica. Es tracta d'un home de 37 anys que va patir una fractura - afalcament de L1. A: Rx inicial de la fractura. Aquesta fractura va evolucionar a una cifosi postraumàtica, fet pel qual es va intentar una vertebroplastia. B: Rx evolucionada a la cifosi postraumàtica. C: Rx amb la vertebroplastia realitzada. D: RMN inicial. E: RMN un cop evolucionada la cifosi. Es va realitzar una triple via en el mateix acte quirúrgic amb un primer temps posterior amb osteotomia i instrumentació T11-L3, un segon temps anterior amb vertebrectomia, exèresi del ciment i col·locació d'al-loempelt de fèmur i un tercer temps posterior amb fixació de la instrumentació a compressió. F: Imatge de la via posterior. G: Imatge de la via anterior. H: Control radiològic als 17 mesos. I: Control per TAC als 18 mesos.

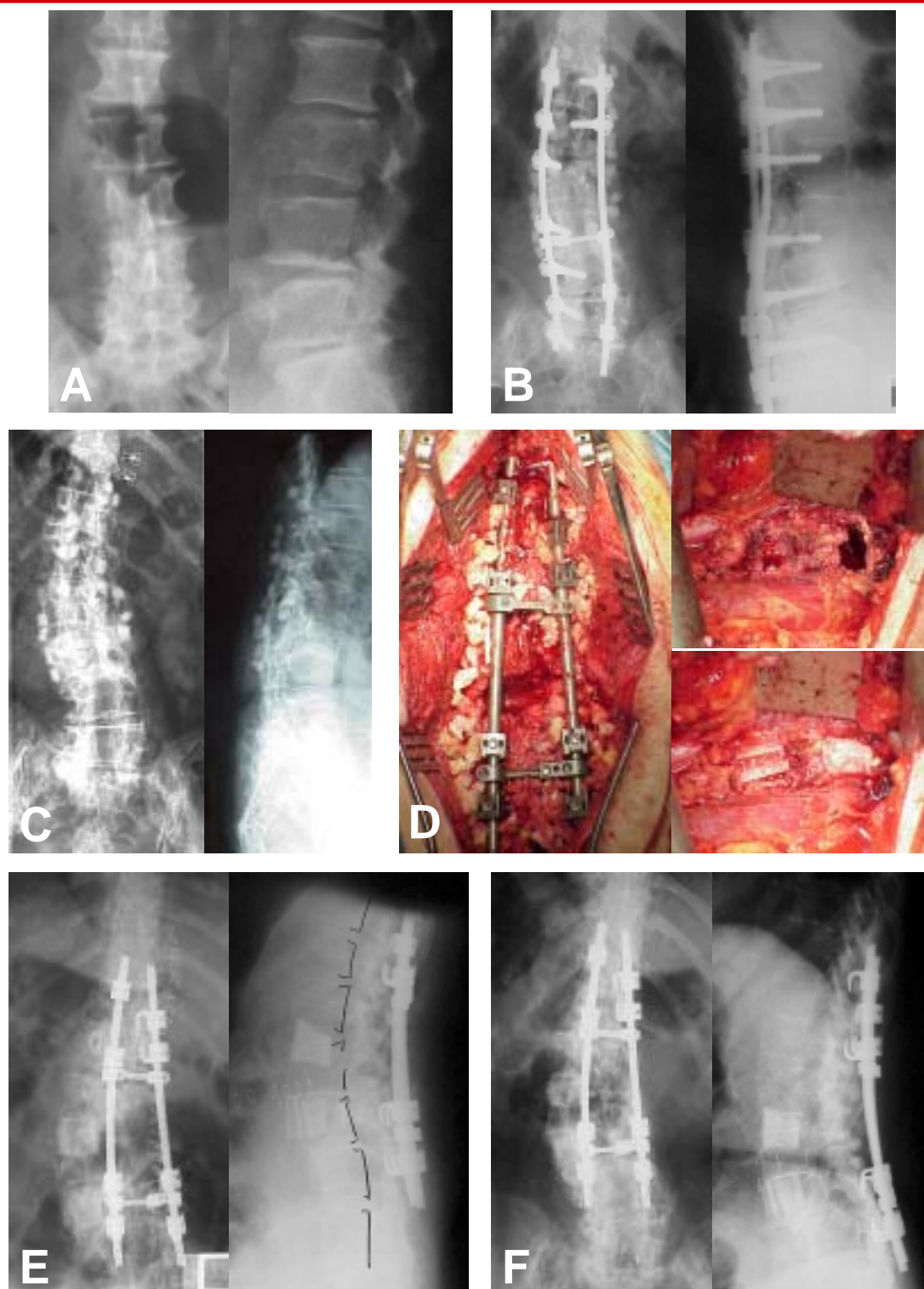


Figura 7.23. Exemple d'al-lopelt anterior en patologia degenerativa del raquis. Dona de 68 anys d'edat amb escoliosi degenerativa i espondiloatrosi del raquis lumbar. A. Radiografies inicials a on es pot observar l'escoliosi i la manca de lordosi lumbar. B. Es va procedir a una instrumentació i artrodesi posterior T12-L1 amb aport d'empelt i daus d'hidroxiapatita C. La pacient va persistir amb dolor, es va retirar la instrumentació i es va evidenciar una progressió cap a una cifosi del raquis lumbar, amb absència de consolidació. D. Es va realitzar una nova intervenció, amb triple abordatge, osteotomies posteriors i instrumentació, abordatge anterior i col·locació d'al-lopeltes estructurals per augmentar la lordosi i finalment, altre cop via posterior tancament de la instrumentació a compressió. E. Control radiològic postoperatori immediat, amb augment de la lordosi lumbar. F. Manteniment del perfil obtingut als tres anys de la intervenció, amb bon resultat clínic.

Conclusions

- 8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals.
- 8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries.

8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals.

8.1.1. Els canvis en la repartició de tensions i deformacions en els models estudiats són més importants quant s'utilitza empelt de peroné, ja sigui amb tres o sis fragments.

8.1.2. La asimetria de l'empelt (en particular la tibia) desequilibra l'estructura en el model de càrrega de flexió i compressió.

8.1.3. Conseqüentment amb les dues conclusions anteriors, la utilització de l'empelt diafisari cortical de fèmur és el més adequat des del punt de vista biomecànic col·locat anteriorment en substitució del cos vertebral.

8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries.

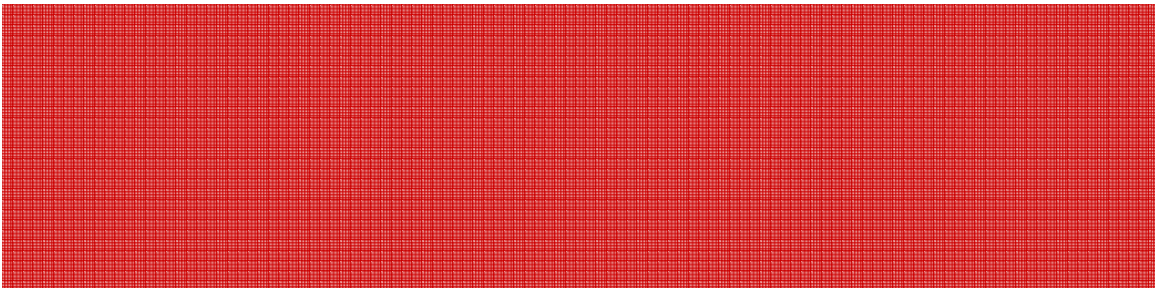
8.2.1. Quan realitzem una corporectomia és necessari un suport (al·loempelt) en la part anterior del raquis per a estabilitzar el muntatge. Aquest suport fa disminuir considerablement les tensions dins de la instrumentació transpedicular, quedant aquestes per sota del límit elàstic i de fatiga del material.

8.2.2 La combinació d'una instrumentació posterior i l'empelt recolzat sobre l'os esponjós fa que les tensions de les vèrtebres adjacents es reparteixin millor que amb la conservació del platet vertebral.

8.2.3 La geometria i la posició respecte al centre del cos vertebral superior i inferior juga un paper important sobre la rigidesa del sistema i sobre els camps de tensions en les vèrtebres adjacents.

8.2.4 La repartició de tensions i deformacions en els models estudiats són diferents respecte al model anatòmic sa, el què condicionarà fenòmens de remodelació en les vèrtebres adjacents.

Bibliografia



1. **Davis H.** Increasing rates of cervical and lumbar spine surgery in the United States, 1979-1990. *Spine* 1994, 15;19(10); 117-23.
2. **Frymoyer (varis autors).** The adult spine. 2ª edició, ed. *Lippincott-Raven publishers*, Philadelphia, 1997.
3. **Albee FH.** Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. *JAMA* 1911, 57:885-6.
4. **Hibbs RA.** An operation for progressive spinal deformities. *NY Med J* 1911, 93: 1013-16.
5. **Bick EM.** An essay of the history of spine fusion operation. *Clin Orthop* 1964, 35: 9-15.
6. **Langue F.** Suport for the spondylolytic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae. *Am J Orthop Surg*, 1910, 8, 344-61.
7. **Carpenter N.** Spondylolistesis. *Br J Surg* 1932, 19; 374-86.
8. **Ito H, Tsuchida J, Asami G.** A new radical operation for Pott's disease. *J Bone Joint Surg Br* 1934, 16; 499-515.
9. **Lane JD, Moore ES.** Transperitoneal approach to the intervertebral disc in the lumbar area. *Ann Surg* 1948, 127: 537-51.
10. **Hodgson AR, Stock FE.** Anterior spinal fusion. A preliminary communication on radical treatment of Pott's disease and Pott's paraplegia. *Br J Surg* 1956, 44; 266-75.
11. **Cloward RB.** The treatment of ruptured lumbar intervertebral disc by vertebral body fusion: indications, operative technique, aftercare. *J Neurosurg* 1953, 10, 154-68.
12. **King D.** Internal fixation for lumbosacral fusion. *Am J Surg* 1944, 66, 357-61.
13. **Harrington PR, Tullos HS.** Reduction of severe spondylolisthesis in children. *South Med J* 1959, 62(1), 1-7.
14. **Roy-Camile R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V.** Osteosynthesis of thoraco-lumbar spinal fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. *Reconst Surg traumatol* 1976, 15; 2-16.
15. **Rothman-Simeone (varis autors).** Columna Vertebral. ED *Mc Graw-Hill*, 4ª edicion, Madrid 1999.
16. **Pope MH, Novotny JE.** Spinal Biomechanics. *J Biomech Eng* 1993; 115: 569-74.
17. **Comin M, Prat J.** Biomecànica del raquis y sistemas de reparación. Ed. *Instituto de Biomecànica de Valencia*. 1ª edició, Valencia 1995.
18. **Martinez Ruiz, F.** Biomecànica de la columna y sus implantes. Ed. *Nueva imprenta S.A.* 1ª edició, Madrid 1992.
19. **Testut L, Latarjet A.** Tratado de anatomía humana. Tomo I: osteología, artrología, miología. *Salvat editores S.A.* novena edició, Barcelona 1988.
20. **Renier JC.** Introduction à la biomécanique du rachis lombaire. *Rev Rheum* 1988; 55: 341-350.
21. **Proubasta I, Gil J, Planell JA.** Fundamentos de biomecànica y biomateriales. Ed *Ergol*, Madrid 1997.

9. Bibliografía.

22. **Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffee AD.** A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine* 1987, 12: 362-367.
23. **Gallagher JC, Hedlund LR, Stoner S, Meeger C:** Vertebral morphology: normative data. *Bone Miner* 1988, 4:189-196.
24. **Davies KM, Recker RR, Heaney RP.** Normal vertebrae dimensions and normal variations in serial measurements of vertebrae. *J Bone Mineral Res* 1989, 4: 341-349.
25. **Panjabi MM, Greenstein G, Duranceau J, Nolte LP.** Three-dimensional quantitative morphology of lumbar spinal ligaments. *J Spinal Disord* 1991; 4, 54-62.
26. **Panjabi MM, Goel VK, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M y Price M.** Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1992;17(3):299-306.
27. **Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M.** Articular facets of the human spine. Quantitative three dimensional anatomy. *Spine*, 1993 (18), 10, 1298-310.
28. **Duncan NA, Ahmed A.M.** The influence of appophyseal joints on the 3-D kinematics of lumbar motion segments. *Adv Bioeng* 1989.15, 81.
29. **White AA, Panjabi MM.** Clinical biomechanics of the spine. Ed *JB Lippincott Comp.* 2ª edición, Philadelphia 1990.
30. **Saillant G.** Etude anatomique des pedicules vertebraes. Application Chirurgicale. *Rev Chir Orthop* 1976, 62 : 151-160.
31. **Olsewski JM, Simmons EH, Kallen FC.** Morphometry of the lumbar spine: Anatomical perspectives related to transpedicular fixation. *J Bone Joint Surg Am* 1990, 72A:541-9.
32. **Krag MH, Weaver DL, Beynonn BD, Haugh LD.** Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. *Spine* 1988, 13: 27-32.
33. **Krag MH, Hal ME, Beynonn BD.** Placemen of transpedicular vertebral screws close to anterior vertebral cortex: Description of methods. *Spine* 1989, 14, 879-83.
34. **Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A.** Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. *Spine* 1987, 12:160-166.
35. **Zindrick MR, Wiltse LL, Thomas JC.** A biomechanical study of intrapedicular screw fixation in lumbar spine. *Clin Orthop* 1986, 203:99-112.
36. **Zindrick MR.** Clinical pedicle anatomy. *Spine: state of the Art Reviews.* 1992. Vol 6 Nº1, Jan.
37. **Porter RW, Hibbert C, Wellman P.** Backache and the lumbar spinal canal. *Spine* 1980, 5(2); 99-105.
38. **Porter RW, Pavitt D.** The vertebral canal: Nutrition and development, an archaeological study. *Spine* 1987, 12(9); 901-6.
39. **Shultz AB, Miller JA.** Biomechanics of the human spine. Basic orthopaedic biomechanics, *Raven pres*, Nueva York 1991.
40. **Humzah MD, Soames RW.** Human Intervertebral Disc: structure and function. *Anat Rec* 1988, 220:337-56.
41. **Kapandji JA.** Cuadernos de Fisiología articular. Cuaderno III: Tronco y raquis. Ed *Masson S.A.*, 2ª edición, Madrid 1991.

42. **Evans FG, Lissner HR.** Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis. *J Bone Joint Surg Am.* 1959; 41A: 278-90.
43. **Galante J, Rostoker W, Ray RD;** Physical properties of trabecular bone. *Calcif Tissue Res* 1970, 5:236-46.
44. **Andersson GB, Ortengren R, Nachemson A.** Quantitative studies of back loads in lifting. *Spine* 1976; 1: 178-85.
45. **Andersson GB.** Biomechanics of the lumbar spine. *Clin Rheum Dis* 1980; 6: 37-50.
46. **Carter DR.** Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 1987; 20, 1095-109.
47. **Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances A.** Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech* 1992; 25, 1351-56.
48. **Hutton WC, Cyron BM, Stott JRR.** The compressive strength of lumbar vertebrae. *J Anat* 1979, 129 (4), 753-8.
49. **Lindhal O.** Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand* 1976, 47, 11-20.
50. **Goel VK, Weinstein JN, Found EM.** Biomechanics of lumbar and thoracolumbar spine surgery. *Biomechanics of spine. Clinical and surgical perspective.* CRC Press. Boca Raton, Florida 1990, 181-232.
51. **Wolff J.** Über die wechselbeziehungen zwischen der form und der function der einzelnen gebilde des organismus. *Leipzig FCW Vogel* 1901.
52. **Keller TS, Hanson TH, Abram AC, Spengler DM, Panjabi MM.** Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebrae trabecular: effects of disk degeneration. *Spine* 1989, 14 (9), 1012-9.
53. **McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP White AA.** Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67-A(8); 1206-13.
54. **Perry O.** Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine. *Acta Orthop Scand* 1957, S25.
55. **Rollander SD, Blair WE.** Deformation and fracture of the lumbar vertebral end-plate. *Orthop Clin North Am* 1975, 6: 75.
56. **Ugale R, Myklebust JB, Pintar F, Yoganandan N, Sibilski S, Sances A.** Recovery properties of human lumbar vertebrae. *J. Biomech* 1987, 20, 915-20.
57. **Adams MA, Hutton WC, Stott JRR.** The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine* 1980; 5, 245-53.
58. **Nachemson A.** Lumbar intradiscal pressure. *Acta Ortop Scand* 1960, S43; 1-104.
59. **Farfan HF.** Mechanical disorders of the low back. *Ed Lea & Febiger*, Philadelphia 1973.
60. **Lantz SA, Lafferty JF, Bowman DA.** Response of the intervertebral disk of the rhesus monkey to P-A shear stress. *J Biomech Eng* 1980, 102, 137-42.
61. **Ei-Bohy AA, Yang KH, King AI.** Experimental verification of facet load transmission by direct measurements of fact lamina contact pressure. *J Biomech* 1989, 22(8/9), 931-41.

62. **Buttermann GR, Khalman RD, Lewis JL, Bradford DS.** An experimental method for measuring force of spinal facet joint: description and application of the method. *J Biomech eng* 1991, 113 (4), 375.
63. **Schendel MJ, Wood KB, Butermann GR, Lewis JL, Ogilvie JW.** Experimental measurements of ligament force, facet force and segment motion in the human lumbar spine. *J Biomech* 1993, 26(4/5), 427-38.
64. **Shirazi-Adl A, Drouin G.** Load-bearing role of facets in a lumbar segment under sagittal plane loadings. *J Biomech* 1987, 20(6), 601-13.
65. **Weiss EB.** Stress at the lumbosacral junction. *Orthop Clin North Am* 1975, 66, 82.
66. **Lafferty JF, Winter WG, Gambaro SA.** Fatigue characteristics of posterior elements of vertebrae. *J Bone Joint Surg Am* 1977, 59A(2), 154-8.
67. **Mosekilde L.** Normal age-related changes in bone mass, structure and strength-consequences of the remodelling process. *Laegeforeningsens forlag, Copenhagen* 1992.
68. **Jones CD, Laval-Jeantet AM, Laval-Jeantet MH, Genant HK.** Importance of measurements of spongious vertebral bone mineral density in the assessment of osteoporosis. *Bone* 1987, 8 201-6.
69. **Jensen KS, Moselkide Li, Moselkide Le.** A model of vertebral trabecular bone architecture and its mechanical proprieties. *Bone* 1990, 11, 417-23.
70. **Parfitt AM.** Trabecular bone architecture in the pathogenesis and prevention of fracture. *Am J Med* 1987, 82(1B), 68-72.
71. **Bergot C, Laval-Jeantet AM, Preteux F, Meunier A.** Measurement of anisotropic vertebral trabecular bone loss during aging by quantitative image analysis. *Calif Tissue Int.* 1988, 43, 143-9.
72. **Krolner B.** Osteoporosis and normality: How to express the bone mineral content of lumbar vertebrae. *Clin Physiol* 1982, 2, 139-46.
73. **Turner CH.** Biomechanics of Bone: Determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporos Int* 2002, 13:97-104.
74. **Biggemann M, Hilweg D, Brinckmann O.** Prediction of the compressive strength of vertebral bodies on the lumbar spine by quantitative computed tomography. *Skel Radiol*, 1988, 17: 264-9.
75. **Cowin SC.** The mechanical proprieties of cancellous bone. *Bone mechnics* 1989. CRC Press. Boca Ratón, Florida, 129-57.
76. **Goodship AE, Lanyon LE, McFie H.** Functional adaptation of bone to increased stress. *J Bone Joint Surg Am* 1979, 61A(4), 539-45.
77. **Rubin CT, Lanyon LE.** Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcif Tissue Int* 1985, 37, 411-17.
78. **Burr DB, Schaffler MB, Yang KH, Lukoschek M. Sivaneri N, Blaha JD, Radin EL.** Skeletal change in response to altered strain environments: is woven bone a response to elevated strain. *Bone* 1989, 10, 223-33.
79. **Ei-Haj AJ, Minter SL, Rawlison SCF, Suswillo R, Lanyon LE.** Cellular response to mechanical loading in vitro. *J Bone Min Res* 1990, 5(9), 923-32.

80. **Block JE, Genant HK, Black D.** Greater vertebral bone mineral mass in exercising young men. *West J Med* 1986, 145(1):39-42.
81. **Garn SM, Rohmann CG, Wagner B, Ascoli W.** Continuing Bone growth throughout life. A general phenomenon. *An J Phys Anthropol* 1964, 26, 313-18.
82. **Cassidy J.J., Hiltner A., Baer E.** Hierarchical structure of the intervertebral disc. *Connec Tis Research* 1989, 23: 75-88.
83. **Hirsch CS.** The reaction of intervertebral disc to compressive forces. *J Bone Joint Surg Am* 1955, 37; 1188-92.
84. **Brown T, Hanson R, Yorra A.** Some mechanical test on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* 1957, 39A, 1135.
85. **Galante JO.** Tensile proprieties of the human lumbar annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand* 1967, S100, 1-91.
86. **Roaf R.** A study of mechanics of spinal injury. *J Bone Joint Surg Br* 1960, 42B, 810-17.
87. **Markolf KL, Morris JM.** The structural components of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* 1974, 56A(4), 675-87.
88. **Krag MH, Cohen MC, Haugh LD, Pope MH.** Body height change during upright and recumbent postura. *Spine* 1990, 15(3): 202-07.
89. **Kazarian LE.** Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 1975, 6(1), 3-18.
90. **Burns ML, Kaleps I.** Analysis of load-deflection behaviour of intervertebral discs under axial compression using exact parametric solutions of Kelvin-solid models. *J Biomech* 1980, 13, 959.
91. **Broberg KB.** Slow deformation of intervertebral discs. *J Biomech* 1993, 26(4/5), 502-12.
92. **Koeller W, Muehlhaus S, Meier W, Hartmann F.** Biomechanical proprieties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression-influence of age and degeneration. *J Biomech* 1986, 19(10), 807-16.
93. **Adams MA, Hutton WC.** The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral disc. *Spine* 1983; 8(6), 665-71.
94. **Hansson T, Keller T, Spengler DM.** Mechanical behaviour of the human lumbar spine ; fatigue strength during dynamic compressive loading. *Spine* 1989, 5(4), 479-87.
95. **Kasra M, Shirazi-Adl A, Drouin G.** Dynamics of human lumbar intervertebral joints. Experimental and finite-element investigations. *Spine* 1992, 17(1), 93-102.
96. **Shultz AB, Andersson GB.** Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine* 1981; 6: 76-82.
97. **Broberg KB, Essen HO.** Modeling of intervertebral discs. *Spine* 1980, 5(2), 155.
98. **Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivasta SC.** A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments, *J Biomech* 1986, 19(4): 331-50.
99. **Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivasta SC.** Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined whit compression. *Spine* 1986, 11(9), 914-27.

9. Bibliografia.

100. **Stokes I, Greenapple DM.** Measurement of surface deformation of soft tissue. *J Biomech* 1985, 18(1), 1-7.
101. **Nachemson A, Morris JM.** In vivo measurements of intradiscal pressure. *J Bone Joint Surg Am* 1964, 46A; 1077-92.
102. **Quinnell RC, Stockdale HR.** Observations of pressure with normal discs in the lumbar spine. *Spine* 1983, 8(2), 166-9.
103. **Panjabi MM, Brown M, Lindhal S, Irstam L, Hermens M.** Intrinsic disc pressure as a measure of integrity of the lumbar spine. *Spine* 1988, 13(8): 913-27.
104. **Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Gaurel G, Escande G, Guillot M, Vanneuville G.** Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J Biomech* 1985; 18:167-76.
105. **Panjabi MM, Goel VK, Takata K.** Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments: An in vitro biomechanical study. *Spine* 1982; 7: 192-203.
106. **Myklebust JB, Pintar F, Noganandan N, Cusick JF, Mayman D, Myers TJ, Sances A.** Tensile strength of spinal ligaments. *Spine* 1988; 13(5), 526-531.
107. **Sharma M, Langrana NA, Rodríguez J.** Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine* 1995, (20), 8, 887-900.
108. **Nachemson A, Evans JH.** Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (Ligamentum Flavum). *J. Biomechanics* 1968, (1), 211-22.
109. **Reid JG, Costigan PA.** Trunk muscle balance and muscle force. *Spine* 1987, 12(8), 783-6.
110. **Dumas GA, Poulin MJ, Roy B, Gaynon M, Jovanovic M.** A three dimensional digitization method to measure trunk muscles lines of action. *Spine* 1988, 13(5), 532-41.
111. **Nemeth G, Ohlsen H.** Moment arm lengths of trunk muscles of the lumbosacral joint obtained in vivo with computed tomography. *Spine* 1986, 11(2), 158-60.
112. **McGill SM, Patt N Norman RW.** Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: Implications for force and moment generating capacity about the L4-L5 joint. *J Biomech* 1988, 21(4), 329-41.
113. **Tracy MF, Gibson MJ, Szypryt EP, Ruthenford A, Corlett EN.** The geometry of muscles of the lumbar spine determined by magnetic resonance imaging. *Spine* 1989, 14(2), 186-93.
114. **Bogduk N, Macintosh JE, Percy MJ.** A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. *Spine* 1992, 17(8), 897-913.
115. **Berkson M, Nachemson AL, Shultz AB.** Mechanical properties of lumbar human spine motion segments. Part II: Responses in compression and shear: Influence of gross morphology. *J Biomech Eng* 1979, 101, 53-7.
116. **Shultz AB, Warwick DN, Berkson MH, Nachemson AL.** Mechanical properties of the human lumbar spine motion segments. Part I: responses in flexion, extension, lateral bending and torsion. *J Biomech Eng* 1979, 101, 46-52.
117. **Nachemson A, Shultz AB, Berkson MH.** Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. Influences of age, sex, disc level and degeneration. *Spine*, 1979, 4(1), 1-8.

118. **McGlashen KM, Miller JAA, Shultz AB, Anderson GBJ.** Load displacement behaviour of the human lumbosacral joint. *J Orthop Res* 1987, 5, 329-41.
119. **Pearcy M, Tibrewald SB.** Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine* 1984, 9(6), 582-90.
120. **Posner I, White AA, Edwards WT, Hayes WC.** A biomechanical analysis of the lumbar and lumbosacral spine. *Spine* 1982, 7(4), 374-89.
121. **Rolander SD.** Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. An experimental study on autopsy specimens. *Acta Orthop Scand* 1966, S90, 1-144.
122. **Gertzbein SD, Holtby R, Tile M, Kapasour A, Chan KW, Cruickshank B.** Determination of a locus of instantaneous centers of rotation of lumbar disc by Moire Fringes: A new technique. *Spine* 1984, 9(4), 409-13.
123. **Kelsey JL, Hardy EJ.** Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc. *Am J Epidemiol* 1975, 102(1), 63-73.
124. **Liu YK, Njus G, Buckwalter J, Wakano K.** Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading. *Spine* 1983, 8(8), 857-65.
125. **Liu YK, Goel VK, DeJong A, Njus G, Nishiyama K, Buckwalter J.** Torsional fatigue of the lumbar intervertebral joints. *Spine* 1985, 10(10), 894-900.
126. **Goel VK, Woo LM, Weinstein JN, Liu YK, Okuma T, Njus GO.** Response of the ligamentous lumbar spine to cyclic bending loads. *Spine* 1988, 13(3), 294-300.
127. **Fraser RD.** Interbody, posterior, and combined lumbar fusions. *Spine* 1995; 20 (24S): 167S-77S.
128. **Kozak JA, Heilman AE, O'Brien JP.** Anterior lumbar fusion options. Technique and graft materials. *Clin Orthop* 1994; 300: 45-51.
129. **Kleinstueck FS, Hu SS, Bradford DS.** Use of allograft femoral rings for spinal deformity in adults. *Clin Orthop* 2002; 394: 84-91.
130. **Burkus JK.** Intervertebral fixation: clinical results with anterior cages. *Orthop Clin North Am* 2002, 33, 349-57.
131. **Kanayama M, Cunningham BW, Haggerty CJ.** In vitro biomechanical investigation of the stability and stress-shielding effect of lumbar interbody fusions devices. *J Neurosurg* 2000; 93 (suppl): 259-65.
132. **Janssen ME, Lam C, Beckham R.** Outcomes of allogenic cages in anterior and posterior lumbar interbody fusion. *Eur Spine J* 2001, 10 Suppl 2 S158-68.
133. **Boriani S, Biagini R, Bandiera S, Gasbarrini A, Delure F.** Reconstruction of the anterior column of the thoracic and lumbar spine with a carbon fiber stackable cage system. *Orthopaedics* 2002, 25; 37-42.
134. **Cunningham BW, Polly DW.** The use of interbody cage devices for spinal deformity: a biomechanical perspective. *Clin Orthop* 2002; 394: 73-83.
135. **Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE.** Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *Eur Spine J*, 2003, 12 (4) 413-20.

136. **Dovrak MF, Kwon BK, Fisher CG, Eiserloh HL, Boyd N, Wing PC.** Effectiveness of titanium mesh cylindrical cages in anterior column reconstructions after thoracic and lumbar vertebral body resection. *Spine* 2003, 28(9), 902-8.
137. **Akamaru T, Kawahara N, Tsuchiya H, Kobayashi T, Murakayami H, Tomita K.** Healing of autologous bone in a titanium mesh cage used in anterior column reconstruction after total spondylectomy. *Spine* 2002; 27; 329-33.
138. **Clark CR, Keggi KJ, Panjabi MM.** Methylmetacrylate stabilization of the cervical spine. *J Bone J Surg Am* 1984, 66A(1), 40-46.
139. **Wang GJ, Reger SI, Shao ZH, Morton CL, Stamp WG.** Comparative strength of anterior spinal fixation with bone graft or polymethylmetacrylate. Experimental operations and observations in dogs. *Clin Orthop* 1984, 188, 303-308.
140. **Fidler NW.** Anterior and posterior stabilization of spine following vertebral body section. A post-mortem investigation. *Spine* 1986, 11(4) 367-72.
141. **Harrington KD.** The use of methylmethacrylate for vertebral-body replacement and anterior stabilization of pathological fracture-dislocations of the spine due to metastatic malignant disease. *J Bone J Surg Am* 1981, 63A(1), 36-46.
142. **Dunn E.J.** The role of methylmethacrylate in the stabilization and replacement of tumors of the cervical spine. *Spine* 1977, 2:15-23.
143. **Turkmen CS, Ziyal, IM, Dalbayrak S.** Reconstruction of the thoracic spine with an anterior interbody fixator and methylmethacrylate. Technical note and case report. *J Neurosurg* 2002, 97; 403-4.
144. **Thalgott JS, Klezl Z, Timlin M, Giuffre JM.** Anterior lumbar interbody fusion with processed sea coral (coralline hydroxyapatite) as part of a circumferential fusion. *Spine* 2002; 27:518-25.
145. **Bauer TW, Muschler GF.** Bone grafts materials. An overview of the basic science. *Clin Orthop* 2000; 371: 10-27.
146. **Vaccaro AR, Chiba K, Heller JG, Patel TC, Thalgott JS, Trumees E, Fishgrund JS, Craig MR, Berta SC, Wang JC.** Bone grafting alternatives in spinal surgery. *Spine J* 2002, 2(3):206-15.
147. **Vaccaro AR, Cirello J.** The use of allograft bone and cages in fractures of the cervical, thoracic and lumbar spine. *Clin Orthop* 2002; 394: 19-26.
148. **Fox EJ, Hau MA, Gebhart MC.** Long-term follow-up of proximal femoral allograft. *Clin Orthop.* 2002; 397:106-13.
149. **Hornicek FJ, Gebhart MC, Tomford WW.** Factors affecting nonunion of the allograft-host junction. *Clin Orthop* 2001; 382:87-98.
150. **Goldberg VM.** The biology of bone grafts. *Orthop* 2003. 26,9:923-4.
151. **Stevenson S, Emery SE, Goldberg VM.** Factors affecting bone graft incorporation. *Clin Orthop* 1996; 323: 66-74.
152. **Goldberg VM, Stevenson S.** Natural history of autographs and allografts. *Clin Orthop* 1987, 225; 7-16.
153. **Frankel P.** Anterior Spinal Grafts: Fate of strut grafts. En *Stagnara. Spinal deformity.* Londres, Butterworth 1988, 393-95.

154. **Pearcy M, Burrough S.** Assessment of bony union after interbody fusion of the lumbar spine using a biplanar radiographic technique. *J Bone Joint Surg Br* 1982; 64-B: 228-38.
155. **Bridwell KH, Lenke LG, McEnery KW, Baldus C, Blanke K.** Anterior fresh frozen structural allografts in the thoracic and lumbar spine. Do they work if combined with posterior fusion and instrumentation in adult patients with kyphosis or anterior column defects? *Spine* 1995; 20 (12): 1410-8.
156. **Enneking WF, Mindell ER.** Observations on massive retrieved human allografts. *J Bone Joint Surg Am* 1991, 73A:1123-42.
157. **Tuli SK, Chen P, Eichler ME, Woodard EJ.** Reliability of radiologic assessment of fusion: cervical fibular allograft model. *Spine* 2004, 29(8), 856-60.
158. **Epstein NE, Silvergleide RS, Black K.** Computed tomography validating bony ingrowth into fibular allograft; a criterion for fusion. *Spine J* 2002, 2(2);129-33.
159. **Ehrler DM, Vaccaro AR.** The use of allograft bone in lumbar spine surgery. *Clin Orthop* 2000; 371: 38-45.
160. **Grossman W, Peppelman WC, Baum JA, Kraus DR.** The use of freeze-dried fibular allograft in anterior cervical fusion. *Spine* 1992; 17: 565-9.
161. **Munting E, Faundez A, Manche E.** Vertebral reconstruction with cortical allograft: long-term evaluation. *Eur Spine J* 2001; 10 suppl 2: S153-7.
162. **Wetzel FT, Hoffman MA, Arcieri RR.** Freeze-dried fibular allograft in anterior spinal surgery: cervical and lumbar applications. *Yale J Biol Med* 1993, 66 (3); 263-75.
163. **Pelker RR, Friedlaender GE, Markham TC.** Biomechanical properties of bone allografts. *Clin Orthop* 1983; 174: 54-7.
164. **An HS, Simpson JM, Glover JM, Stephany J.** Comparison between allograft plus demineralised bone matrix versus autograph in anterior cervical fusion. A prospective multicenter study. *Spine* 1995; 20(20): 2211-6.
165. **An HS, Lynch K, Toth J.** Prospective comparison of autografts vs allograft for adult posterolateral lumbar spine fusion: differences among freeze-dried, frozen and mixed grafts. *J Spinal Disord* 1995, 8(2); 131-5.
166. **Goldberg VM, Powell A, Shaffer JW, Zika J, Bos GD, Heiple KG.** Bone grafting: role of histocompatibility in transplantation. *J Orthop Res* 1985, 3(4); 389-404.
167. **Boden SD, Summer DR.** Biologic factors affecting spinal fusion and bone regeneration. *Spine* 1995, 20 (supl), 102S-12S.
168. **Sandhu HS.** Anterior lumbar interbody fusion with osteoconductive grow factors. *Clin Orthop* 2000; 371: 56-60.
169. **Boden SD, Horton WC, Martin G.** Laparoscopic spinal arthrodesis with BMP-2 in a titanium interbody threaded cage. *J Spinal Disord* 1998, 11; 95-101.
170. **Hecht BP, Fischgrund JS, Herkowitz HN.** The use of recombinant human bone morphogenic protein 2 (BMP-2) to promote spinal fusion in a nonhuman primate anterior interbody fusion model. *Spine* 1999, 24; 629-36.
171. **Boden SD.** Bone repair and enhancement clinical trial design. Spine applications. *Clin Orthop* 1998; 355S: S336-46.

9. Bibliografía.

172. **Gurr KR, McAfee PC, Shih CM.** Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corporectomy. A calf-spine model. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70A:1182-91.
173. **Heller JG, Zdeblick TA, Kunz DA, McCabe R, Cooke ME.** Spinal instrumentatios for metastatic disease: in vitro biomechanical analysis. *J Spinal Disord* 1993; 6, 17-22.
174. **Lim TH, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW, Eck J, McGrady LM.** Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine* 1997; 22(3): 261-6.
175. **Lim TH, Eck JC, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW.** Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. *Spine* 1996; 21: 2224-9.
176. **Faro FD, White KK, Ahn JS, Oka, RS, Mahar AT, Bawa M, Farnsworth CL, Garfin SR, Newton PO.** Biomechanical analysis of anterior instrumentation for lumbar corporectomy. *Spine* 2003, 28 (22), E468-71.
177. **Krag MH.** Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation. A rewiew. *Spine* 1991 16(S3), 85-99.
178. **Goel VK, Kim YE, Lim TH, Weinstein JN.** An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation. *Spine* 1988; 13(9):1003-11.
179. **Goel VK, Lim TH, Gwon J, Chemi JY, Winterbottom JM, Parl JP.** Effects of rigidity of an internal fixation device. A comprehensive biomechanical investigation. *Spine* 1991, 16: S155-S61.
180. **Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J.** Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 1989 14(11), 1249-56.
181. **Skalli W, Robin S, Lavaste F, Dubosset J.** A biomechanical analysis of a short segmental spinal fixation using a tree-dimensional geometric and mechanical model. *Spine* 1993, 18(5), 536-45.
182. **Kanayama M, Ng JTW, Cunningham BW, Abumi K, Kaneda K, McAffe PC.** Biomechanical analysis of anterior versus circumferential spinal reconstruction for various anatomic stages of tumour lesions. *Spine* 1999; 24: 445-50.
183. **Atienza CM, Prat JM, Peris JL, Comín M, Molla F, Gómez A.** Estudio biomecánico de cuatro sistemas de fijación y del uso de injerto anterior en un modelo de elementos finitos de la columna lumbar. *Rev Ortop Traumatol* 2002;46(6): 542-50.
184. **Fricka KB, Mahar AT, Newton PO.** Biomechanical analysis of anterior scoliosis instrumentation. Differences between single and dual rod systems with and without interbody structural support. *Spine* 2002, 27 (7), 702-6.
185. **Siff TE, Kamaric E, Noble PC, Esses SI.** Femoral ring versus fibular strut allografts in anterior lumbar interbody arthrodesis. A biomechanical analysis. *Spine* 1999; 24(7); 659-65.
186. **Wittemberg RH, Moeller J, Shea M, White AA, Hayes WC.** Compressive strength of autologous and allogenuous bone grafts for thoracolumbar and cervical spine fusion. *Spine* 1990; 15: 1073-8.
187. **Morales DO, Pettine KA, Salib RM.** A biomechanical study of bone allografts. *Orthop Trans* 1993, 17:12.

188. **Pelker RR, Friedlaender GE.** Biomechanical aspects of bone autografts and allografts. *Orthop Clin North Am* 1987; 18:235-9.
189. **Evans FG.** Mechanical properties of bone. *Clin Orthop* 1985. 193, 38-56.
190. **Smith MD, Cody DD.** Load-bearing capacity of cortococancellous bone grafts in the spine. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75:1206-13.
191. **Ding M, Dalstra M, Danielsen CC, Kasbel J, Hvid I, Linde F.** Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br* 1997, 79 (6), 995-1002.
192. **Chen D, Kummer FJ, Spivak JM.** Optimal selection and preparation of fresh frozen corticocancellous allografts for anterior interbody lumbar spinal fusion. *J Spinal Disord* 1997; 10(6): 532-6.
193. **Kummer F, Chen D, Spivak JM.** Optimal selection and preparation of fresh frozen corticocancellous allografts for cervical interbody spinal fusion. *Spine* 1998, 23, 2295-8.
194. **Czifrom AA.** Freeze-dried cortical allografts. *Orthopaedics* 1998; 21(3): 242-64.
195. **Rao S, McKellop H, Chao D, Schildhauer TA, Gendler E, Moore TM.** Biomechanical comparison of bone graft used in anterior spinal reconstructions. Freeze-dried demineralised femoral segments versus fresh fibular segments and tricortical iliac blocks in autopsy specimens. *Clin Orthop* 1993; 289: 131-5.
196. **Triantafyllou N, Sotiropoulos E, Triantafyllou J.** The mechanical properties of the lyophilized and irradiated bone graft. *Acta Orthop Belg* 1975, 41: 35-9.
197. **Komander A.** Influence of preservation on some mechanical properties of human haversian bone. *Mater Med* 1976, 8:13-7.
198. **Akkus O, Rimac CM.** Fracture resistance of gamma radiation sterilized cortical bone allografts. *J Orthop Res* 2001, 19(5): 927-34.
199. **Lewandrowski KU, Bonassar L, Uthoff HK.** Mechanical properties of perforated and partially demineralised bone grafts. *Clin Orthop* 1988, 353; 238-46.
200. **Lewandrowski KU, Schollmeier G, Ekkemkamp A, Uthoff HK, Tomford WW.** Incorporation of perforated and demineralised cortical bone allografts. Part I radiographic and histologic evaluation. *Biomed Mater Eng* 2001; 11, 197-207.
201. **Lewandrowski KU, Schollmeier G, Ekkemkamp A, Uthoff HK, Tomford WW.** Incorporation of perforated and demineralised cortical bone allografts. Part II A mechanical and histologic evaluation. *Biomed Mater Eng* 2001; 11, 209-19.
202. **Lee CK, Langrana NA.** Lumbosacral spinal fusion: a biomechanical study. *Spine* 1984; 9:574-8.
203. **Esses SI, Doherty BJ, Crawford MJ, Dreyzin V.** Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques. *Spine* 1996; 21:676-84.
204. **Lonstein JE, Winter RB.** Long multiple struts for severe kyphosis. *Clin Orthop* 2002; 394: 130-8.
205. **Simmons EH, Bhalla SK, Butt WP.** Anterior cervical discectomy and fusion: a clinical and biomechanical study with eight-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 1969; 51: 225-37.

206. **Cheng CK, Chen CS, Liu CL.** Biomechanical analysis of the lumbar spine with anterior interbody fusion on the different locations of the bone graft. *Biomed Mater Eng* 2002; 12(4), 367-74.
207. **Zander T, Rohlmann A, Klockner C, Bergmann G.** Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine. *J Biomech* 2002 35; 491-7.
208. **Zander T, Rohlmann A, Klockner C, Bergmann G.** Comparison of the mechanical behavior of the lumbar spine following mono- and bisegmental stabilization. *Clin Biomech* 2002; 17, 439-45.
209. **Lee SW, Lim TH, You JW, An HS.** Biomechanical effect of anterior grafting devices on the rotational stability of spinal constructs. *J Spinal Disord* 2000; 13(2): 150-5.
210. **Lee KK, Teo EC, Fuss FK, Vanneuville V, Qiu TX, Ng HW, Yang R, Sabitzer RJ.** Finite-element analysis for lumbar interbody fusion under a loading. *Trans Biomed Eng* 2004, 51(3), 393-400.
211. **Closkey F, Parsons R, Lee C, Blaksin M, Zimmerman M.** Mechanics of interbody spinal fusion: analysis of critical bone graft area. *Spine* 1993; 18: 1011-5.
212. **Berrey BH, Lord CF, Gebhardt MC.** Fractures of allografts. Frequency, treatment and results. *J Bone Joint Surg Am* 1990, 72A; 825-33.
213. **Hall LT, Stephen BS, Esses I, Noble PC, Kamaric E.** Morphology of the lumbar vertebral endplates. *Spine*, 1998 (3), 14, 1517-23.
214. **Roberts S, Urban JPG, Vans H, Eisenstein SM.** Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition and calcification. *Spine* 1996; 21, 415-20.
215. **Rockoff SD, Sweet E, Bleustein J.** The relative contribution of trabecular and cortical bone to strength of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Res* 1969; 3, 163-75.
216. **Yoganandan N, Myklebust J, Cusick J.** Functional biomechanics of the thoracolumbar vertebral cortex. *Clin Biomech* 1988; 3, 11-8.
217. **Oxland TR, Grant JP, Dvorak MF, Fisher CG.** Effects of endplate removal on the structural properties of the lower lumbar vertebral bodies. *Spine* 2003, 28(8), 771-7.
218. **Grant JP, Oxland TR, Dvorak Mf.** Mapping the structural properties of the lumbosacral vertebral endplates. *Spine* 2001; 26: 889-96.
219. **Hollowell J, Vollmer D, Wilson C, Pintar F, Yoganandan N.** Biomechanical analysis of thoracolumbar interbody constructs: How important in the endplate?. *Spine* 1996; 21: 1032-6.
220. **Lim TH, Kwon H, Jeon CH.** The effect of endplate conditions and bone mineral density on the compressive strength of the graft-endplate interface in anterior cervical spine fusion. *Spine* 2001; 26, 951-6.
221. **Polikeit A, Ferguson SJ, Nolte LP, Orr TE.** The importance of the end-plate for interbody cages in the lumbar spine. *Eur Spine J*, 2003, 12 (6) 556-61.
222. **Jost B, Crompton PA, Lund T.** Compressive streng of interbody cages in the lumbar spine : the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density. *Eur Spine J* 1998; 7; 132-41.
223. **Adam C, Pearcy M, McCombe P.** Stress analysis of interbody fusion-finite element modelling of intervertebral implant and vertebral body. *Clin Biomech* 2003, 18:265-72.

224. **Glazer PA, Colliou A, Klisch SM.** Biomechanical analysis of multilevel fixation methods in the lumbar spine. *Spine* 1997; 22:171-82.
225. **Hoshijima K, Nightingale RW, Yu JR, Richardson WJ, Harper KD, Yamamoto H, Myers BS.** Strength and stability of posterior lumbar interbody fusion. Comparison of titanium fiber mesh implant and tricortical bone graft. *Spine* 1997; 22(11): 1181-8.
226. **Aurori BF, Weierman RJ, Lowell HA, Nadel CI, Parsons JR.** Pseudoarthrosis after spinal fusion for scoliosis. *Clin Orthop* 1985, 199; 153-8.
227. **Dodd CAF, Fergusson CM, Freedman L, Houghton GR, Thomas D.** Allograft versus autograft bone in idiopathic scoliosis surgery. *J Bone Joint Surg Br* 1988, 70B; 431-4.
228. **Fabry G.** Allografts versus autograft in bone idiopathic scoliosis surgery. A multivariate statistical analysis. *J Pediatr Orthop* 1991, 465-8.
229. **Buttermann GR, Glazer PA, Bradford DS.** The use of bone allografts in spine. *Clin Orthop* 1996; 324: 75-85.
230. **Blanco JS, Sears CJ.** Allograft bone use during instrumentation and fusion in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1997; 22(12) 1338-42.
231. **Jorgenson SS, Lowe TG, France J, Sabin J.** A prospective analysis of autograft versus allograft in posterolateral fusion in the same patient. *Spine* 1994, 18; 2048-53.
232. **Flynn JC, Hoque MA.** Anterior fusion of the lumbar spine. End result study with long term follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61:1143-50.
233. **Meding JB, Stambough JL.** Critical analysis of strut grafts in anterior spinal fusions. *J Spinal Disord* 1993; 6(2): 166-74.
234. **Buttermann GR, Glazer PA, Hu SS, Bradford DS.** Revision of failed lumbar fusions. A comparison of anterior autograft and allograft. *Spine* 1997; 22(23): 2748-55.
235. **Wimmer C, Krismer M, Gluch H, Ogon M, Stöckl B.** Autogenic versus allogenic bone grafts in anterior lumbar interbody fusion. *Clin Orthop* 1999; 360: 122-6.
236. **Cohen DB, Chotivichit A, Fujita T, Wong T-H, Huckell CB, Sieber AN, Kostuik JP, Lawson HC.** Pseudoarthrosis repair. Autogenous iliac crest versus femoral ring allograft. *Clin Orthop* 2000; 371: 46-55.
237. **Floyd T, Ohnmeiss D.** A meta-analysis of autograft versus allograft in anterior cervical fusion. *Eur Spine J* 2000, 9(5),398-403.
238. **Samartzis D, Shen FH, Matthews DK, Yoon T, Goldberg EJ, An HS.** Comparison of allograft to autograft in multilevel anterior cervical discectomy and fusion with rigid plate fixation. *Spine J* 2003, 3(6), 451-9.
239. **Whitecloud TS, LaRocce H.** Fibula strut graft in reconstructive surgery of the spine. *Spine* 1976;1:33-9.
240. **Molinari RW, Bridwell KH, Klepps SJ, Baldus C.** Minimum 5-year follow-up of anterior column structural allografts in the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1999; 24(10): 967-72.
241. **Chotivichit A, Fujita T, Wong T-H, Kostuik JP, Sieber AN.** Role of femoral ring allografts in anterior interbody fusion of the spine. *J Orthop Surg* 2001, 9(2) 1-5.
242. **Holte DC, O'Brien JP, Renton P.** Anterior lumbar fusion using a hybrid interbody graft. A radiographic preliminary report. *Eur Spine J* 1994, 3:32-8.

9. Bibliografia.

243. **Kumar A, Kozak JA, Doherty BJ, Dickson JH.** Interspace distraction and graft subsidence after anterior lumbar fusion with femoral strut allograft. *Spine* 1993; 18(16): 2393-400.
244. **Sarwat AM, O'Brien JP, Renton P, Sutcliffe JC.** The use of allograft (and avoidance of autograft) in anterior lumbar interbody fusion. A critical analysis. *Eur Spine J* 2001; 10(3), 237-41.
245. **Pettine KA, Salib RM.** Femoral diaphyseal allograft for anterior lumbar interbody fusion: Long term follow-up. *Orthop Trans* 1993, 17:12.
246. **El-Masry MA, Katsochis A, Badawy WS, El-Hawary YK.** Anterior lumbar interbody fusion using a hybrid graft. *Acta Orthop Belg* 2004, 70(4); 332-6.
247. **Lewandrowski KU, Hecht AC, DeLaney TF, Chapman PA, Hornicek FJ, Pedlow FX.** Anterior spinal arthrodesis with structural cortical allografts and instrumentation for spine tumor surgery. *Spine* 2004, 29 (10) 1150-9.
248. **Bratford DS, Ganjavian S, Antonius D, Winter RB, Lonstein JE, Moe JH.** Anterior strut-grafting for the treatment of kyphosis. Review of experience with forty-eight patients. *J Bone Joint Surg Am* 1982, 64(5), 680-90.
249. **Finkelstein JA, Chapman JR, Mirza S.** Anterior cortical allograft in thoracolumbar fractures. *J Spinal Disord* 1999; 12(5): 429-9.
250. **Vanderschot P, Caluwe G, Lateur L, Bross P.** The use of "hybrid" allografts in the treatment of fractures of the thoracolumbar spine: first experience. *Eur Spine J* 2001, 10(1); 64-8.
251. **Govender S, Parbhoo AH.** Support of the anterior column with allografts in tuberculosis of the spine. *J Bone Joint Surg Br* 1999, 81B:106-9.
252. **Hanson DS, Bridwell KH, Rhee, JM, Lenke LG.** Dowel fibular strut grafts for high-grade dysplastic isthmic spondylolisthesis. *Spine* 2002, 27 (18), 1982-8.
253. **Molinari RW, Bridwell KH, Lenke LG, Baldus C.** Anterior column support in surgery for high-grade, isthmic spondylolisthesis. *Clin Orthop* 2002; 394: 109-20.
254. **Majd ME, Holt RT.** Anterior fibular strut grafting for the treatment of pseudoarthrosis in spondylolisthesis. *Am J Orthop* 2000; 29(2): 99-105.
255. **Nather A.** Use of allografts in spinal surgery. *Ann transplant* 1999; 4(3-4): 19-22.
256. **Mardjetko SM, Kennedy KW, Hemmerberg KW.** Anterior spinal reconstruction with long segment allograft. *Orthop Trans* 1995, 19, 595.
257. **Mirza SK, Chapman JR, Mann FA.** Structural allograft in spinal reconstruction. *Annual meeting of the AAOS* 1998. New Orleans, Louisiana.
258. **Singh K, DeWald CJ, Hammerberg KW, DeWald RL.** Long structural allografts in treatment of anterior spinal column defects. *Clin Orthop* 2002; 394: 121-9.
259. **Buttermann GR, Glazer PA, Hu SS.** Anterior and posterior allograft in symptomatic thoracolumbar deformity. *J Spinal Disord* 2001, 14 (1): 54-66.
260. **Sasso RC, Kitchel SH, Dawson EG.** A prospective, randomized controlled clinical trial of anterior lumbar interbody fusion using a titanium cylindrical threaded fusion device. *Spine* 2004, 29(2) 113-22.

261. **Zienkiewicz OC.** Materiales lineales: plasticidad y fluencia. El método de los elementos finitos. Maidenhead: *McGraw-Hill Book Company* 1982;519-20.
262. **Belytschko T, Kulak RF, Shultz AB, Galante JO.** Finite element stress analysis of a intervertebral disc. *J Biomech* 1974, 7(3): 277-85.
263. **Kulak RF, Belytschko T, Shultz AB, Galante JO.** Nonlinear behaviour of the human intervertebral disc under axial load. *J Biomech* 1976, 9(6): 377-86.
264. **Lin MS, Liu YK, Ray G, Nikravesh P.** Systems identification for materials properties of the intervertebral joint. *J Biomech* 1978, 11(1-2), 1-14.
265. **Spilker RL.** Mechanical behaviour of a simple model of an intervertebral disk under compressive loading. *J Biomech* 1980, 13, 895-9.
266. **Shirazi-Adl A, Shrivasta SC, Ahmed AM.** Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: A tree-dimensional nonlinear finite element study. *Spine* 1984; 9:120-34.
267. **Goel VK, Kong W, Han JS, Weinstein JN, Gilberston.** A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. *Spine* 1993, 18(11), 1531-41.
268. **Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R, Mazel C.** Tree-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J Biomech* 1992; 25: 1153-64.
269. **Laborde JM, Burstein AH, Song K, Brown RH, Bahniuk E.** A method of analysing the tree-dimensional stiffness properties of the intact human lumbar spine. *J Biomech Eng* 1981; 103(4): 299-300.
270. **Shirazi-Adl A.** On the fibre composite material models of disc annulus - comparison of predicted stresses. *J Biomech* 1989; 22, 357-65.
271. **Shirazi-Adl A, Drouin G.** Nonlinear gross response analysis of a lumbar Motion segment in combined sagittal loadings. *J Biomech Eng* 1988, 3 (110): 216-22.
272. **Shirazi-Adl A, Drouin G.** Load bearing role of facets in a lumbar segment under saggital plane sagittal loadings. *J Biomech* 1987, 20(6), 601-13.
273. **Hayman LA, Benedetti PF, Kuhns LR, Fahr LM, Taber KH.** The nomenclature and sectional imaging anatomy III: Capsular membranes and minor spinal ligaments. *J Comp Ass Tom* 2000; 24, 824-7.
274. **Robin S, Skalli W, Lavaste F.** Influence of geometrical factors on behavior of lumbar spine segments: a finite element analysis. *Eur Spine J* 1994, 3: 84-90.
275. **Ueno U, Liu YK. A** Three-dimensional non-linear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion. *J Biomech Eng* 1987, (109) 3, 200-9.
276. **Eberlein R, Holzapfel GA, Schulze-Bauer AJ.** An anisotropic constitutive model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies. *Comp Meth Biomech Biomed Eng* 2001, 4, 209-30.
277. **Goto K, Tajima NN, Chosa E, Totoribe K, Kuroki H, Arizumi Y, Arai T.** Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulpousus was used to establish the model. *J Orthop Sci* 2002, 7(2); 243-6.
278. **Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC.** Mechanical proprerties of trabecular bone of the proximal femur: a quantitative CT study. *J Comp Assist Tom* 1990, 14; 107-14.

279. **Hvid I, Bentzen SM, Linde F, Mosekilde L, Pongsoipetch B.** X-ray quantitative computed tomography: the relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. *J Biomech* 1989, 22; 837-44.
280. **Goel VK, Ramirez SA, Kong W, Gilbertson LG.** Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine application of bone adaptive remodelling concepts. *J Biomech Eng* 1995, 117(3), 266-71.
281. **Mizrahi J, Silva MJ, Keaveny TM, Edwards WT, Hayes WC.** Finite-element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body. *Spine* 1993, 15; 18(14), 2088-96
282. **Silva MJ, Gibson LJ.** Modelling the mechanical behaviour of vertebral trabecular bone: effects of age-related changes in microstructure. *Bone* 1997, 21(2), 191-9.
283. **Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC.** Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections. *J Orthop Res* 1998, 16: 300-8.
284. **Homminga J, Weinans H, Gowin W, Felsenberg D, Huiskes R.** Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone risk of fracture but not the vertebra load distribution. *Spine* 2001, 15; 26(14), 1555-61.
285. **Taylor WR, Roland E, Ploeg H, Hertig D, Klabunde R, Warner MD, Hobatho MC, Rakotomanana L., Clift SE.** Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *J Biomech* 2002; 35, 767-73.
286. **Ulrich D, Van Rietbergen B, Weinans H, Rügsegger P.** Finite element analysis of trabecular bone structures: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech* 1998, 31, 1187-92.
287. **Ulrich D, Van Rietbergen B, Laib A.** The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone* 1999; 25: 55-60.
288. **Kopperdahl DL, Morgan EF, Keaveny TM.** Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone. *J Orthop Res* 2002, 20; 801-5.
289. **Silva MJ, Keaveny TM, Hayes WC.** Direct and computed tomography thickness measurements of the human lumbar vertebral shell and endplate. *Bone* 1994; 15:409-14.
290. **Liebschner MAK, Kopperdahl DL, Keaveny TM.** Role of vertebral shell and endplate modulus on whole vertebral body stiffness. *Adv Bioeng* 1999; Nashville, Tennessee.
291. **Li LP, Buschmann MD, Shirazi-Adl A.** A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: inhomogeneous response in unconfined compression. *J Biomech* 2000; 33, 1533-41.
292. **Liebschner MAK, Kopperdahl DL, Rosenberg WS, Keaveny TM.** Finite element modelling of the human thoracolumbar spine. *Spine* 2003, 28(6); 559-65.
293. **Goel VK, Gilbertson LG.** Application of the finite element method to thoracolumbar spinal research -Past, present and future. *Spine* 1995, 20; 1719-27.
294. **Kouba W, Defives T, Pierunek M, Simonet J, Skalli W, Lavaste F.** A three-dimensional finite elements model of the thoraco-lumbar junction (T12-L1). *Rachis* 1995; 7-4: 181-96.

295. **Bouzakis KD, Mitsi S, Michailidis N, Mirisides I, Mesomeris G, Maliaris G, Korlos A, Kapetanios G, Antonaraukos P, Anagnostidis K.** Loading simulation of lumbar spine vertebrae during a compression test using the finite element method and trabecular bone strength properties, determined by means of nanoindentations. *J Musculoskel Neuron Interact* 2004; 4(2): 152-8.
296. **Ezquerro F, Simon A, Prado M, Perez A.** Combination of finite element modelling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thoracolumbar-pelvis orientation. *Med Eng Phys* 2004, 26(1); 11-22.
297. **Templeton A, Cody D, Liebschener M.** Updating a 3-D vertebral body finite element model using a 2-D images. *Med Eng Phys* 2004, 26(4), 329-33.
298. **Totoribe K, Tajima N, Chosa E.** A biomechanical study of posterolateral lumbar fusion using a tree-dimensional nonlinear finite element method. *J Orthop Sci* 1999, 4:115-26.
299. **Whyne CM, Hu SS, Lotz JC.** Parametric finite element analysis of vertebral bodies affected by tumors. *J Biomech* 2001, 34: 1317-24.
300. **Chen SI, Lin RM, Chang CH.** Biomechanical investigation of pedicle screw-vertebrae complex: a finite element approach using bonded and contact interface conditions. *Med Engin Phys* 2003; 25, 275-82.
301. **Smit TH.** The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra. *PhD thesis* TU Hamburg-Harburg. Aachen, Germany: Shaker Verlag, 1996
302. **Smit TH, Odgaard A, Schneider E.** Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine* 1997; 22(24): 2823-33.
303. **Noailly J, Lacroix D, Plannell JA.** Análisis de las transferencias de cargas en el raquis lumbar: un estudio por elementos finitos. *Terceres jornades de recerca en enginyeria biomèdica*. CPDA-ETSEIB Vic 2002. 241-252, ISBN 84-6998705-4.
304. **Noailly J, Lacroix D, Planell JA.** The mechanical significance of the lumbar spine components – A finite element stress analysis, *ASME Bioeng. Conf.*, Key Biscane, Florida, p119, 2003. ISBN 0-9742492-0-3.
305. **Noailly J, Lacroix D, Planell JA.** Stress analysis in the lumbar spine; mechanical role of the internal components. *International congress of computational bioengineering*. Zaragoza, Spain 2003
306. **Rohlmann A, Zander T, Fehrmann M, Klockner C, Bergmann G.** Effect of implants for replacement of a vertebral body on the mechanical function of the lumbar spine. *Orthopade* 2002, 31(5), 503-7
307. **Natali AN, Meroi EA.** The mechanical behaviour of bony endplate and annulus in prolapsed disc configuration. *J Biomed Eng* 1993; 15, 235-9.
308. **Varios:** Características biomecàniques del Sistema Monoaxial Sherpa. *Instituto de Biomecànica de València*. 2001.
309. **Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C.** Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop* 1986, 203, 7-17.
310. **Magerl F, Angst M, Schlapfer F.** Biomechanical studies of the spine. Their significance for the development of rational treatment techniques. *Orthopade* 1991, 21 (1) 24-8.
311. **Magerl F.** Stabilization of lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation. *Clin Orthop* 1984, 189, 125-41.

9. Bibliografia.

312. **Caceres E, Ruiz A, Del Pozo P, Garcia A, Saló G.** Anterior structural allografts in thoracic and lumbar spine surgery. *J Bone Joint Surg Br* 2001; 83-B (Sup II): 247.
313. **García de Frutos A, Ruiz A, Del Pozo P, Roca D, Cáceres E.** Homoinjertos estructurales anteriores en la cirugía del raquis torácico y lumbar. Comunicació oral en el *XIV Congreso Nacional del Grupo de Enfermedades del Raquis (GEER)*. Gran Canaria, juny 2000.
314. **Cáceres E, Ubierna MT, García de Frutos A, Ramírez M, Saló G, Molina A, Lladó A, García-Casas O.** Anterior structural allografts in thoracic and lumbar spinal surgery. Comunicació cartell 362. *Spineweek*, Porto 2004.

FE D'ERRATA:

Pàgina 269, línia 19, diu “subcondral”, ha de dir “esponjós”.

FE D'ERRATA:

Pàgina 269, línia 19, diu “subcondral”, ha de dir “esponjós”.