

UNIVERSITAT AUTÒNOMA DE BARCELONA  
FACULTAT DE MEDICINA  
DEPARTAMENT DE CIRURGIA

**Anàlisi biomecànic amb un model  
d'elements finits de la  
corporectomia vertebral lumbar  
utilitzant al·loempelts  
estructurals.**

Treball presentat per  
**Guillem Saló i Bru**  
per optar al grau de Doctor en Medicina i Cirurgia.  
Director: Prof. Enric Cáceres i Palou  
Barcelona 2005.



**Universitat  
Autònoma  
de Barcelona**

**Facultat de Medicina.  
Càtedra de Traumatologia i  
Cirurgia Ortopèdica.  
Prof. A. Navarro Quilis**

**C S B**

Consorcio Sanitari de Barcelona



**IMAS**

**Hospital del Mar**

**Passeig Marítim, 25-29  
08003 Barcelona.  
Tel. 932483000  
Fax. 932210541**

**Enric Cáceres i Palou**, Professor titular de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Universitat Autònoma de Barcelona,

CERTIFICO: Que el treball titulat ***“Anàlisi biomecànic amb un model d’elements finits de la corporectomia vertebral lumbar utilitzant al·loempelts estructurals”*** realitzada pel llicenciat **Guillem Saló i Bru**, i dirigida per mi, reuneix els requisits científics i formals per a procedir a la seva lectura i defensa per optar al grau de Doctor en Medicina i Cirurgia.

I per a què així consti a tots els efectes oportuns, firmo el present certificat a Barcelona, a trenta-un de Gener de dos mil cinc.

Doctor Enric Cáceres i Palou.

A la Judit,  
A l'Arnau,  
Als meus pares,

Sense la comprensió i estímul dels  
quals no hagués estat possible  
aquest treball.

*La medicina no és sols una ciència, si no  
també l'art de permetre que la nostra pròpia  
individualitat comuniqui amb la individualitat del  
pacient.*

*ALBERT SCHWEITZER.*

El treball Biomecànic d'aquesta tesi s'ha realitzat en el laboratori del Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (C.R.E.B.) del Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica de la Universitat Politècnica de Catalunya, que dirigeix el Professor Josep Antoni Planell i Estany.

Els casos clínics estudiats i mostrats en aquesta tesi han estat intervinguts sota la supervisió del Professor Enric Càceres i Palou en l'Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona, en l'Institut Municipal d'Assistència Sanitària de Barcelona (I.M.A.S.), Hospitals del Mar i de l'Esperança, i en l'Institut Universitari Deixeu de Barcelona, on m'han donat totes les facilitats per a la revisió de les històries clíniques dels pacients tractats en aquests tres centres.

## Agraïments.

El meu més profund agraïment al Professor Enric Càceres i Palou, Professor Titular de la Universitat Autònoma de Barcelona i Cap del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Institut Municipal d'Assistència Sanitària de Barcelona (I.M.A.S.), Hospitals del Mar i de l'Esperança, el qui ha depositat en mi la seva confiança acceptant la direcció d'aquest treball. Sense el seu savi consell no hauria estat possible el desenvolupament del mateix.

El meu agraïment també al Professor Josep Antoni Planell i Estany, Catedràtic del Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica de la Universitat Politècnica de Catalunya (U.P.C.) i director del Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (C.R.E.B.), el qui ha posat a la meua disposició el laboratori de ciències dels materials i biomecànica. La seva col·laboració il·limitada ha permès la realització d'aquesta tesi.

A Doctor en física Damien Lacroix, del Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica de la Universitat Politècnica de Catalunya, el qui ha estat "*l'alma mater*" del desenvolupament i maneig del model d'elements finits, sense el treball del qual no hagués estat possible aquesta tesi.

Al Doctor Andreu Lladó i Blanch, metge consultor de Cirurgia Ortopèdica de la Unitat de Raquis de l'Hospital del Mar. Els seus encertats consells i el seu constant afany de superació han esperonat la finalització d'aquest treball.

Als altres companys de la Unitat de Raquis de l'Hospital del Mar de Barcelona, Doctor Antoni Molina i Ros i Manolo Ramírez València, amb els qui agradablement comparteixo la feina diària en l'hospital.

A l'empresa Orbimed S.A., i en especial als Srs. Tomás Cosías i Germán P. Cosías, els quals han col·laborat en aquest estudi donant-me tot tipus de facilitats per a l'obtenció de les característiques biomecàniques del fixador vertebral.

Al Doctor Josep Maria Saló i Orfila, antic Cap del Departament de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Fundació Althaia, Xarxa Assistencial de Manresa, i antic President de la Societat Catalana de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia. El seu estímul constant ha permès portar aquest treball a bon port.

Al Doctor Josep Saló i Serra, metge neumòleg de Manresa, la vida professional del qual ha estat un exemple de bona praxi diària durant més de seixanta anys d'exercici de la professió. La seva medicina humanista va despertar en mi la vocació galènica.

A tots els membres del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Institut Municipal d'Assistència Sanitària de Barcelona (I.M.A.S.), Hospitals del Mar i de l'Esperança, amb els qui he compartit tasques assistencials durant el temps que he desenvolupat aquest projecte.

A tots els membres del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de la Fundació Althaia, Xarxa Assistencial de Manresa, amb els qui vaig compartir tasques assistencials durant la gestació inicial d'aquest treball.

Als meus anteriors companys del Servei de Cirurgia Ortopèdica i Traumatologia de l'Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, dels qui guardo un agradable record en la meva època de formació com a resident.

A tots els meus Professors i Mestres, en especial dels que he après a exercir la meva professió, que amb els seus ensenyaments han donat utilitat a la meva vocació, orientant-la cap a un servei envers als altres.

A tots ells, moltes gràcies.

# Índex general.

	Pàgina.
<b>Capítol 1. Introducció</b> .....	3
1.1 Justificació de l'estudi.....	5
1.2 Record històric.....	5
1.3 Importància de l'aport anterior en el raquis.....	7
1.4 Motivacions del treball.....	7
<b>Capítol 2. Fonaments</b> .....	9
2.1 Record anatòmic.....	11
2.1.1 Raquis lumbar ossi.....	11
2.1.1.1 Record de l'anatomia descriptiva.....	11
2.1.1.2 Característiques geomètriques.....	13
2.1.2 Disc intervertebral lumbar.....	17
2.1.3 Estructures músculo-l·ligamentoses.....	19
2.2 Biomecànica del raquis lumbar.....	22
2.2.1 Característiques mecàniques.....	22
2.2.1.1 De les vèrtebres.....	22
2.2.1.2 Del disc intervertebral.....	32
2.2.1.3 Dels lligaments.....	47
2.2.1.4 Dels músculs.....	52
2.2.1.5 De la unitat vertebral funcional.....	56
2.2.2 Cinemàtica del raquis lumbar.....	58
2.2.3 Resposta del raquis a càrregues.....	64
2.3 Sistemes de substitució del cos vertebral.....	66
2.3.1 Alternatives per a la substitució del cos vertebral.....	66
2.3.1.1 Caixes i cistelles.....	66
2.3.1.2 Polimetilmetacrilat.....	69
2.3.1.3 Biomaterials.....	71
2.3.1.4 Empelts.....	72
2.3.2 Biologia de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.....	73
2.3.2.1 Propietats biològiques dels empelts.....	73
2.3.2.2 Incorporació dels empelts estructurals.....	74
2.3.2.3 Obtenció i conservació dels empelts.....	78
2.3.2.4 Resposta immunològica del receptor.....	79
2.3.2.5 Factors de creixement ossi.....	81
2.3.3 Biomecànica de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.....	82
2.3.3.1 Funció de la instrumentació.....	82
2.3.3.2 Funció de l'al·loempelt.....	84
2.3.3.3 Propietats mecàniques dels empelts.....	87
2.3.3.4 Efecte de la localització dels empelts.....	93
2.3.3.5 Efecte de l'àrea de contacte empelt-platet.....	97
2.3.3.6 Efecte del tractament del platet vertebral.....	97
2.3.3.7 Comparació entre empelts anteriors.....	100
2.3.3.8 Comparació entre empelts i caixes.....	102
2.3.4 Experiència clínica de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.....	102
2.3.4.1 Comparació entre auto i al·loempelt.....	102
2.3.4.2 Resultats a llarg termini amb al·loempelt.....	104



2.3.4.3 Comparació clínica entre al·loempelts.....	109
2.3.4.4 Comparació clínica entre al·loempelts i caixes.....	111
2.4 Models biomecànics del raquis lumbar.....	111
2.4.1 Models d'elements finits generals.....	112
2.4.2 Models d'elements finits del raquis lumbar.....	113
2.4.3 Models d'elements finits de la corporectomia total.....	124
<b>Capítol 3. Hipòtesi de treball. Objectius.....</b>	<b>127</b>
3.1 Hipòtesi de treball.....	129
3.2 Objectius.....	129
<b>Capítol 4. Material i mètode.....</b>	<b>131</b>
4.1 Model font d'elements finits del raquis lumbar.....	133
4.2 Instrumentació transpedicular.....	137
4.3 Empelt intersomàtic.....	141
4.4 Disseny del muntatge.....	143
4.5 Elaboració del model del conjunt raquis-implant-empelt.....	144
4.5.1 Modificacions sobre el model base.....	144
4.5.2 Modelització de l'instrumental transpedicular.....	145
4.5.3 Adaptació de l'instrumental al model modificat.....	146
4.5.4 Modelització de l'al·loempelt.....	151
4.5.4.1 Modelització del fèmur.....	152
4.5.4.2 Modelització de la tibia.....	154
4.5.4.3 Modelització del peroné.....	155
4.5.5 Preparació del platet vertebral.....	156
4.5.6 Adaptació de l'al·loempelt al model modificat.....	158
4.5.6.1 Adaptació del fèmur.....	159
4.5.6.2 Adaptació de la tibia.....	160
4.5.6.3 Adaptació dels tres fragments de peroné.....	161
4.5.6.4 Adaptació dels sis fragments de peroné.....	162
4.6 Propietats dels materials.....	163
4.7 Aplicació de càrregues.....	165
4.8 Condicions del contorn.....	169
4.9 Definició de contacte.....	170
4.10 Àrea de contacte de l'al·loempelt.....	172
4.10.1 Àrea de contacte amb fèmur.....	172
4.10.2 Àrea de contacte amb tibia.....	173
4.10.3 Àrea de contacte amb tres peronés.....	174
4.10.4 Àrea de contacte amb sis peronés.....	175
<b>Capítol 5. Resultats.....</b>	<b>177</b>
5.1 Comportament del raquis en condicions fisiològiques.....	179
5.2 Importància de l'al·loempelt.....	182
5.3 Influència del cartílag.....	184
5.3.1 Mantinent l'espessor en la seva totalitat.....	185
5.3.2 Eliminant la meitat de la placa de cartílag.....	186
5.3.3 Eliminant la totalitat de la placa de cartílag.....	187
5.3.4 Eliminant la placa terminal d'os.....	187
5.4 Influència de la geometria de l'al·loempelt.....	191
5.5 Comparació amb un model anatòmic sa.....	198
5.6 Comportament dels diferents al·loempelts.....	201

5.6.1 Fèmur.....	201
5.6.2 Tíbia.....	203
5.6.3 Tres peronés.....	204
5.6.4 Sis peronés.....	206
5.7 Comparació entre al·loempelts.....	208
<b>Capítol 6. Discussió.....</b>	<b>215</b>
6.1 Extrapolació dels resultats del model d'elements finits a la biomecànica convencional.....	217
6.2 Efecte de la instrumentació.....	219
6.3 Efecte de la col·locació de l'al·loempelt.....	221
6.4 Efecte de la localització de l'al·loempelt.....	223
6.5 Efecte de la geometria de l'al·loempelt.....	226
6.6 Efecte del tractament del platet vertebral.....	230
6.7 Comparació dels diferents al·loempelts.....	235
6.8 Comparació amb els resultats clínics.....	238
<b>Capítol 7. Aplicació clínica.....</b>	<b>241</b>
7.1 Extrapolació dels resultats a l'aplicació clínica.....	243
7.2 Tècnica de col·locació dels al·loempelts.....	243
7.2.1 Planificació del tractament.....	243
7.2.2 Abordatge quirúrgic.....	244
7.2.3 Preparació de l'al·loempelt i del platet vertebral.....	245
7.2.4 Col·locació de l'al·loempelt.....	246
7.3 Valoració dels resultats amb al·loempelts.....	248
7.3.1 Valoració clínica.....	248
7.3.2 Valoració per radiologia simple.....	248
7.3.3 Valoració per Tomografia Computeritzada.....	252
7.3.4 Valoració per altres mètodes d'imatge.....	256
7.4 Experiència clínica pròpia amb al·loempelts.....	257
7.4.1 Resultats clínics.....	259
7.4.2 Resultats radiològics.....	259
<b>Capítol 8. Conclusions.....</b>	<b>267</b>
8.1 Conclusions sobre la hipòtesi de treball o conclusions principals.....	269
8.2 Conclusions sobre els objectius o conclusions accessòries.....	269
<b>Capítol 9. Bibliografia.....</b>	<b>271</b>

# Índex de figures.

Pàgina.

Figura 2.1. Anatomia d'una vèrtebra lumbar amb les principals prominències.....	11
Figura 2.2. Dimensions anatòmiques de les vèrtebres lumbar.....	14
Figura 2.3. Orientació de les caretes articulars lumbar.....	15
Figura 2.4. Amplada externa i angles transversos i sagital dels pedicles.....	16
Figura 2.5. Variació de la curvatura en el pla sagital del raquis normal en la zona toràcica i lumbar.....	17
Figura 2.6. Distribució alternant de les fibres de l'anell fibrós en les capes consecutives.....	18
Figura 2.7. Lligaments del raquis lumbar.....	19
Figura 2.8. Músculs que intervenen en la mobilitat del raquis lumbar.....	21
Figura 2.9. Resistència dels cossos vertebrals lumbar a la compressió axial.....	23
Figura 2.10. Variació de la càrrega axial suportat les caretes articulars i el disc en compressió.....	27
Figura 2.11. Disminució de la resistència de l'os trabecular vertebral amb l'edat i el contingut mineral ossi.....	29
Figura 2.12. Correlació entre la porositat i la resistència de l'os.....	31
Figura 2.13. Corba típica de càrrega / deformació d'un disc intervertebral.....	33
Figura 2.14. Comportament del disc sota càrrega brusca.....	34
Figura 2.15. Comportament del disc sota càrrega constant.....	34
Figura 2.16. Anisotropia del disc.....	36
Figura 2.17. Variació d'alçada que experimenta una persona a llarg del dia.....	39
Figura 2.18. Comportament d'un disc no degenerat sotmès a compressió pura.....	42
Figura 2.19. Comportament d'un disc degenerat sotmès a compressió pura.....	42
Figura 2.20. Comportament del disc sotmès a moments flexors.....	43
Figura 2.21. Pressió intradiscal sota diferents càrregues.....	45
Figura 2.22. Pressió intradiscal en diferents activitats quotidianes.....	46
Figura 2.23. Pressions intradiscals per diferents tipus de força i a diferents nivells del raquis lumbar.....	47
Figura 2.24. Corba de comportament força-allargament característica d'un lligament.....	48
Figura 2.25. Comportament dels lligaments en la seva funció estabilizadora del raquis.....	49
Figura 2.26. Biomecànica funcional del lligament groc durant el moviment del raquis.....	50
Figura 2.27. Deformacions fisiològiques dels lligaments de raquis lumbar.....	52
Figura 2.28. Paràmetres que regeixen la contribució d'un múscul a la mobilitat del raquis lumbar.....	53
Figura 2.29. Corba de comportament força muscular - longitud.....	53
Figura 2.30. Rigidesa d'un múscul en funció de la força actuant.....	54
Figura 2.31. Caracterització tridimensional dels fascicles dels músculs multifids i extensors del raquis.....	55
Figura 2.32. Sistema de coordenades tridimensionals centrat en el cos vertebral superior.....	56
Figura 2.33. Sistema de coordenades globals anatòmiques.....	58
Figura 2.34. Mobilitat dels segments del raquis lumbar.....	60
Figura 2.35. Amplitud de la flexió anterior segons l'edat.....	61
Figura 2.36. Amplitud de la inclinació lateral segons l'edat.....	61
Figura 2.37. Localització dels centres instantanis de rotació en la zona lumbar.....	62
Figura 2.38. Canvis en els centres instantanis de rotació zona lumbar per la degeneració discal.....	63
Figura 2.39. Desplaçament del nucli polpós i comportament dels lligaments.....	63
Figura 2.40. Diferents tipus d'implants utilitzats per a la substitució anterior del cos vertebral.....	67
Figura 2.41. Muntatges experimentals per a valorar la instrumentació amb diferents caixes intersomàtiques.....	68
Figura 2.42. Imatge radiològica del cos vertebral lumbar omplert amb polimetilmetacrilat.....	70
Figura 2.43. Muntatges per a assegurar l'estabilitat de la interfase PMMA-os.....	71
Figura 2.44. Imatge clínica d'un al-loempelt de fèmur col·locat anteriorment en substitució vertebral.....	73
Figura 2.45. Comparació del moviment a flexió dels sistemes d'instrumentació.....	83
Figura 2.46. Comportament biomecànic de l'empelt anterior apuntalat.....	85
Figura 2.47. Comportament del raquis amb una artrodesi anterior i una artrodesi posterior.....	94
Figura 2.48. Localització dels empelts respecte al platet vertebral en l'estudi de Zander.....	96
Figura 2.50. Mapa del platet vertebral (Oxland).....	98
Figura 2.49. Aparell experimental per avaluar radiogràficament els desplaçaments en el raquis (Kamaric).....	101
Figura 2.51. Preparació de l'al-loempelt anterior per a col·locar en l'espai intersomàtic.....	105
Figura 2.52. Definició d' <i>offset</i> per l'al-loempelt de fèmur.....	105
Figura 2.53. Model senzill de l'escoliosi toracolumbar, amb la caixa costal.....	114
Figura 2.54. Model d'elements finits bidimensional axisimètric desenvolupat per Belytschko.....	115
Figura 2.55. Model d'elements finits tridimensional d'una vèrtebra lumbar desenvolupat per Shirazi.....	116
Figura 2.56. Model d'elements finits obtingut per Lavaste.....	118
Figura 2.57. Visió en perspectiva de la malla d'elements finits del segment L3-L5 desenvolupada per Smit.....	121
Figura 2.58. Exemples d'estudis amb models d'elements finits.....	123
Figura 2.59. Model Lavaste amb l'exèresi del cos vertebral de L4.....	124
Figura 2.60. Model d'elements finits amb una corporectomia.....	125
Figura 4.1. Model font per elements finits del segment de raquis lumbar L3-L5.....	133
Figura 4.2. Visió del model font per elements finits del segment de raquis lumbar L3-L5.....	134
Figura 4.3. Secció sagital d'una vèrtebra humana i modelitzat per elements finits.....	135
Figura 4.4. Geometria de les caretes articulars del model d'elements finits.....	135

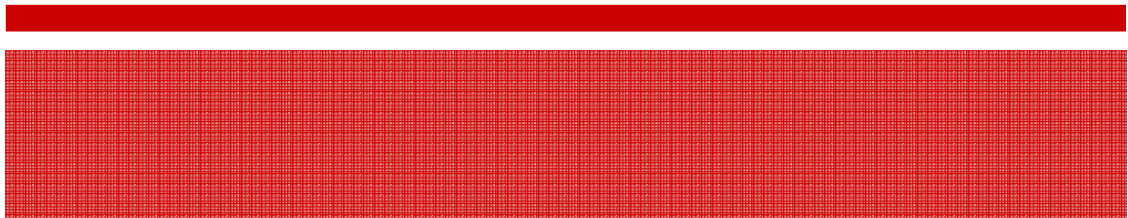
Figura 4.5. Descripció del model d'elements finits del disc intervertebral.....	137
Figura 4.6. Instrumental Sherpa®.....	138
Figura 4.7. Cargol del sistema Sherpa®.....	138
Figura 4.8. Sistema Sherpa® en diferents posicions.....	138
Figura 4.9. Instrumental complet Sherpa®.....	139
Figura 4.10. Estudi de resistència de la unió cargol-barra del fixador monoaxial SHERPA®.....	140
Figura 4.11. Assaigs de la rigidesa del cargol del fixador monoaxial SHERPA®.....	140
Figura 4.12. Assaig de resistència del sistema a flexió - compressió del fixador monoaxial SHERPA®.....	141
Figura 4.13. Mostres dels al-loempelts un cop retirats del donant mort.....	142
Figura 4.14. Estudi radiogràfic dels diferents empelts.....	142
Figura 4.15. Model físic en la visió de perfil.....	143
Figura 4.16. Model físic en la visió anteroposterior.....	144
Figura 4.17. Model per elements finits del conjunt de les vèrtebres L3-L5 amb la corporectomia de L4.....	145
Figura 4.18. Cargol transpedicular modelitzat per elements finits.....	146
Figura 4.19. Model d'elements finits del sistema de fixació transpedicular.....	146
Figura 4.20. Diferents orientacions del cargol transpedicular.....	147
Figura 4.21. Esquemes del punt d'entrada utilitzat i de la inclinació del cargol.....	147
Figura 4.22. Referències utilitzades a l'hora d'adaptar la modelització del cargol a la vèrtebra.....	148
Figura 4.23. Punt d'entrada del cargol transpedicular a la vèrtebra L5 en el model d'elements finits.....	148
Figura 4.24. Visió axial de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5.....	149
Figura 4.25. Visió lateral de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5.....	149
Figura 4.26. Visió obliqua de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5.....	149
Figura 4.27. Transformació de la barra circular en rectangular.....	150
Figura 4.28. Model per elements finits del conjunt de les vèrtebres amb el fixador.....	151
Figura 4.29. Tomografia axial computeritzada de l'al-loempelt de fèmur.....	153
Figura 4.30. Model per elements finits de l'al-loempelt de fèmur un cop reconstruït.....	153
Figura 4.31. Tomografia axial computeritzada de l'al-loempelt de tibia.....	154
Figura 4.32. Model per elements finits de l'al-loempelt de tibia un cop reconstruït.....	155
Figura 4.33. Tomografia axial computeritzada de l'al-loempelt de peroné.....	155
Figura 4.34. Model per elements finits de l'al-loempelt de peroné un cop reconstruït.....	156
Figura 4.35. Modelització de la placa terminal vertebral.....	157
Figura 4.36. Localització del punt de referència B que correspon al centre del platet vertebral.....	158
Figura 4.37. Visió lateral del model a on podem observar el grau de lordosi.....	159
Figura 4.38. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptat el fragment diafisari de fèmur.....	160
Figura 4.39. Model d'elements finits un cop adaptat el fragment de tibia en sentit transversal.....	161
Figura 4.40. Model d'elements finits un cop adaptat el fragment de tibia girat 90°.....	161
Figura 4.41. Model d'elements finits un cop adaptats els tres fragments diafisaris de peroné.....	162
Figura 4.42. Model d'elements finits un cop adaptats els sis fragments diafisaris de peroné.....	162
Figura 4.43. Corbes experimentals de tensió deformació per a les caretes articulars.....	163
Figura 4.44. Corbes experimentals de tensió deformació per als lligaments espinals.....	164
Figura 4.45. Aplicació dels vectors de força a compressió sobre el platet superior de L3.....	166
Figura 4.46. Esquema de l'aplicació de càrregues sobre el platet superior de L3 per un moment de flexió.....	167
Figura 4.47. Model d'elements finits del muntatge amb les càrregues sobre el platet de L3.....	167
Figura 4.48. Esquema de l'aplicació de vectors de força sobre el platet de L3 per a un moment d'extensió.....	168
Figura 4.49. Esquema de l'aplicació de vectors de força sobre el platet de L3 per a un moment de torsió.....	168
Figura 4.50. Definició de les condicions de contorn del pedicle de L4.....	170
Figura 4.51. Distribució de l'al-loempelt de fèmur sobre el platet vertebral.....	172
Figura 4.52. Distribució de l'al-loempelt de tibia sobre el platet vertebral.....	173
Figura 4.53. Distribució de l'al-loempelt de tibia sobre el platet vertebral, un cop girat 90°.....	174
Figura 4.54. Distribució de l'al-loempelt amb tres peronés sobre el platet vertebral.....	174
Figura 4.55. Distribució de l'al-loempelt amb sis peronés sobre el platet vertebral.....	175
Figura 5.1. Tensions dins el model font sense la substitució del cos vertebral de L4 en càrrega de flexió.....	179
Figura 5.2. Distribució de les tensions de Von Mises en un model anatómic sa.....	180
Figura 5.3. Estat tensional del disc intervertebral a nivell L4-L5.....	180
Figura 5.4. Distribució de les tensions de Von Mises en L5 en condicions fisiològiques a compressió.....	181
Figura 5.5. Estat de les tensions de Von Mises en el sistema de fixació en flexió sense l'al-loempelt.....	182
Figura 5.6. Estat de les tensions de Von Mises en el sistema de fixació en compressió sense l'al-loempelt.....	183
Figura 5.7. Estat de les tensions de Von Mises en el sistema de fixació a torsió sense l'al-loempelt.....	184
Figura 5.8. Tall respecte al pla sagital de la placa terminal.....	185
Figura 5.9. Tensions de Von Mises en compressió amb l'espessor complet de la capa de cartílag.....	185
Figura 5.10. Tensions de Von Mises en compressió un cop retirat la meitat de la capa de cartílag.....	186
Figura 5.11. Tensions de Von Mises en compressió un cop retirat la totalitat de la capa de cartílag.....	187
Figura 5.12. Tensions de Von Mises en compressió un cop retirat la capa de cartílag i l'os subcondral.....	188
Figura 5.13. Valors de rigidesa de la columna L3-L5 instrumentada i amb fèmur, testat en flexió.....	189
Figura 5.14. Valors de rigidesa de la columna L3-L5 instrumentada i amb fèmur, testat a compressió.....	190
Figura 5.15. Tensions de Von Mises en el fixador i en l'empelt per diferents amplades del cartílag.....	190
Figura 5.16. Comparació de la geometria del fèmur i de la tibia amb les seves posicions d'inserció.....	191
Figura 5.17. Esquematització de la distància D <sub>1</sub> .....	192
Figura 5.18. Valors del desplaçament de L4 en l'eix X amb el fixador i amb diferents tipus d'empelt.....	192

Figura 5.19. Valors del desplaçament de L4 en l'eix Y amb el fixador i amb diferents tipus d'empelt.....	193
Figura 5.20. Valors del desplaçament de L4 en l'eix Z amb el fixador i amb diferents tipus d'empelt.....	194
Figura 5.21. Desplaçament per cada al-loempelt en els tres eixos de l'espai i per cada tipus de força (mm).....	194
Figura 5.22. Valors de rigidesa en flexió dels diferents al-loempelts (en Nmm/mm).....	195
Figura 5.23. Tensions màximes principals a dins dels empelts, per diferents càrregues i empelts (MPa).....	196
Figura 5.24. Tensions de Von Mises en el fixador, per diferents càrregues i empelts (MPa).....	197
Figura 5.25. Tensions de Von Mises (MPa) a compressió pels models de tibia col·locats perpendicularment....	197
Figura 5.26. Tensions de Von Mises (MPa) en flexió pels dos models de tibia col·locats perpendicularment....	198
Figura 5.27. Desplaçament de la vèrtebra L3 en els diferents eixos de l'espai en un model fisiològic L3-L5.....	199
Figura 5.28. Tensions de Von Mises (MPa) en un model fisiològic L3-L5 amb càrrega de flexió.....	200
Figura 5.29. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb fèmur en flexió.....	200
Figura 5.30. Deformacions del cos vertebral de L5 en el model fisiològic i amb al-loempelt de fèmur.....	201
Figura 5.31. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb fèmur en compressió.....	202
Figura 5.32. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb fèmur en extensió.....	202
Figura 5.33. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb fèmur en rotació.....	202
Figura 5.34. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tibia en flexió.....	203
Figura 5.35. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tibia en compressió.....	203
Figura 5.36. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tibia en extensió.....	204
Figura 5.37. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tibia en torsió.....	204
Figura 5.38. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tres peronés en flexió.....	205
Figura 5.39. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tres peronés en compressió.....	205
Figura 5.40. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tres peronés en extensió.....	206
Figura 5.41. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb tres peronés a torsió.....	206
Figura 5.42. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb sis peronés en flexió.....	207
Figura 5.43. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb sis peronés en compressió.....	207
Figura 5.44. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb sis peronés en extensió.....	207
Figura 5.45. Tensions de Von Mises (MPa) en un model instrumentat i amb sis peronés a torsió.....	207
Figura 5.46. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L5 en flexió.....	209
Figura 5.47. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L5 en extensió.....	210
Figura 5.48. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L5 a compressió.....	211
Figura 5.49. Deformacions principals en el pla sagital a nivell de la vèrtebra L5 a torsió.....	211
Figura 5.50. Representació dels camps de desplaçament en compressió, segons l'eix Z (en mm).....	212
Figura 5.51. Representació dels camps de desplaçament en compressió, segons l'eix X (en mm).....	213
Figura 6.1. Resultats del treball de Faro i col·lab.....	220
Figura 6.2. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.....	222
Figura 6.3. Resultats del treball d'Atienza i col·lab.....	223
Figura 6.4. Resultats de l'estudi de Cunningham i Polly.....	224
Figura 6.5. Resultats de l'estudi de Zander i col·lab.....	225
Figura 6.6. Resultats de treball de Zander i col·lab.....	227
Figura 6.7. Forma de l'àrea de l'empelt que hem utilitzat.....	229
Figura 6.8. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.....	230
Figura 6.9. Resultats de treball de Oxland i col·lab.....	231
Figura 6.10. Resultats del treball de Rao i col·lab.....	236
Figura 7.1. Preparació de l'empelt en l'acte quirúrgic.....	246
Figura 7.2. Diferents malposicions de l'empelt en la radiografia de control.....	247
Figura 7.3. Diferents tipus de osteointegració de l'empelt, segons l'escala de Bridwell.....	249
Figura 7.4. Exemple de manteniment del perfil sagital.....	250
Figura 7.5. Exemple de pèrdua del perfil sagital.....	251
Figura 7.6. Exemple d'esfondrament radiològic de l'al-loempelt.....	252
Figura 7.7. Exemple de osteointegració de l'empelt per tomografia computeritzada.....	252
Figura 7.8. Exemple de remodelació de l'empelt per TC.....	253
Figura 7.9. TC simple d'un al-loempelt estructural col·locat anteriorment amb instrumentació posterior.....	253
Figura 7.10. TC simple d'un al-loempelt estructural col·locat anteriorment i amb instrumentació anterior.....	254
Figura 7.11. Reconstrucció tridimensional en TC helicoidal.....	254
Figura 7.12. Valoració per TC de l'esfondrament d'un al-loempelt.....	255
Figura 7.13. Exemples d'aire al voltant de l'empelt.....	255
Figura 7.14. Exemple de osteolisi al voltant de l'empelt.....	256
Figura 7.15. Exemples de RMN de diversos al-loempelts, en talls sagitals.....	256
Figura 7.16. Exemples de RMN de diversos al-loempelts, en talls axials.....	257
Figura 7.17. Patologies que van requerir la col·locació de l'al-loempelt en el nostre estudi.....	258
Figura 7.18. Exemple d'al-loempelt utilitzat en fractures vertebrals.....	261
Figura 7.19. Exemple d'al-loempelt utilitzat en patologia tumoral.....	262
Figura 7.20. Exemple d'al-loempelt col·locat en un fracàs de caixa intersomàtica.....	263
Figura 7.21. Exemple d'empelt anterior en un cas d'espondilitis anquilopoiètica.....	264
Figura 7.22. Exemple d'al-loempelt anterior col·locat en un cas de cifosi postraumàtica.....	265
Figura 7.23. Exemple d'al-loempelt anterior en patologia degenerativa del raquis.....	266

# Índex de taules.

	Pàgina.
Taula 2.1. Valors mitjans de les mides vertebrals mostrades en la figura 2.2.....	14
Taula 2.2. Valors de rigidesa del disc intervertebral per a diferents modes de càrrega.....	38
Taula 2.3. Paràmetres geomètrics i mecànics dels lligaments lumbar.....	48
Taula 2.4. Resum dels valors mitjans de rigidesa pels segments del raquis humà en la zona lumbar.....	57
Taula 2.5. Rang de moviments dels segments del raquis lumbar.....	59
Taula 2.6. Propietats biològiques dels diferents materials emprats en substitució del cos vertebral.....	74
Taula 2.7. Escala de gradació De Bridwell per avaluar l'al·loempelt anterior.....	77
Taula 2.8. Característiques geomètriques dels empelts i la superfície de contacte amb la placa terminal.....	87
Taula 2.9. Propietats mecàniques de l'os cortical en funció del percentatge de la resistència màxima.....	89
Taula 2.10. Efectes sobre la preservació de la resistència òssia.....	92
Taula 2.11. Resum d'alguns treballs clínics publicats amb els empelts anteriors utilitzats.....	110
Taula 2.12. Resum del percentatge de consolidació reflectit en els treballs publicats.....	110
Taula 2.13. Propietats dels materials en el model d'Smit.....	122
Taula 4.1. Valors mitjans d'espessor de l'os cortical i de les plaques terminals per a cada vèrtebra model.....	134
Taula 4.2. Secció dels lligaments espinals, respecte a investigacions passades.....	136
Taula 4.3. Valors de secció de les fibres en les diferents capes de l'anell fibrós del disc intervertebral.....	137
Taula 4.4. Valors de les propietats mecàniques dels materials que formen part del model d'elements finits.....	165
Taula 6.1. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.....	221
Taula 6.2. Resultats de l'estudi de Hollowell i col·lab.....	228
Taula 6.3. Resultats de l'estudi de Hollowell i col·lab.....	228
Taula 6.4. Resultats de l'estudi de Lim i col·lab.....	231
Taula 6.5. Resultats de treball de Oxland i col·lab.....	232
Taula 6.6. Resultats de l'estudi de Siff i col·lab.....	237

Anàlisi biomecànic amb  
un model d'elements finits  
de la corporectomia  
vertebral lumbar utilitzant  
al·loempelts estructurals.



# Introducció

---

- 1.1 Justificació de l'estudi.
- 1.2 Record històric.
- 1.3 Importància de l'aport anterior en el raquis.
- 1.4 Motivacions del treball.



## **1.1 Justificació de l'estudi.**

---

El nombre d'artrodesi vertebral lumbar augmenta any rera any. Es calcula que en els Estats Units, entre 1979 i 1990, va augmentar un 60% anual les fusions lumbars (Davis, 1994)<sup>1</sup>. Se sap que a finals del segle passat es realitzaven aproximadament unes 70.000 fusions anualment en Estats Units<sup>1</sup>. Per a controlar el dolor lumbar, l'objectiu de l'artrodesi és minimitzar el moviment en un segment del raquis lumbar inestable<sup>2</sup>. S'han desenvolupat molts implants per a intentar disminuir aquesta mobilitat del raquis lumbar, no obstant, hi ha pocs estudis biomecànics comparatius dels diferents models que usem per a les artrodesi lumbars.

## **1.2 Record històric.**

---

Sembla haver-hi cert consens que la primera artrodesi vertebral descrita va ser la publicada per Hibbs i Albee al 1911<sup>3</sup>, els quals van usar un fragment de tibia pel tractament d'una espondilitis tuberculosa (mal de Pott). Hibbs va observar que la espondilitis tuberculosa tendia a una anquilosi natural en la seva evolució, i va raonar que l'acceleració quirúrgica d'aquest procés podia produir una curació més ràpida i segura. Albee va implantar un fragment de tibia entre les espinoses de dos cossos vertebrals per aconseguir l'estabilització interna del raquis mitjançant la fusió intervertebral. Al 1917, Hibbs<sup>4</sup> descriu l'ús de la tècnica de fusió vertebral per a prevenir la deformitat progressiva que es produïa en la escoliosi. Aquests primers treballs d'artrodesi vertebral no contemplaven l'ús de cap sistema d'instrumentació interna, a pesar de què ja s'havien publicat alguns treballs en aquest sentit, tal com relata Hadra al 1891 (agulles internes) i Langue al 1910 (barres metàl·liques i un cilindre estructural)<sup>5,6</sup>. Durant el primer terç del segle vint van descriure's modificacions d'aquesta tècnica. Al 1929 Hibbs i Swift<sup>5</sup> publiquen els resultats de la fusió lumbosacra en pacients amb patologia degenerativa. Hosworth al 1943 amplia les indicacions a la "ruptura" del disc intervertebral lumbar.

L'artrodesi intervertebral anterior és descrita per primera vegada per Müller al 1906<sup>5</sup>, i inicialment queda reduïda al tractament de la espondilitis tuberculosa. No és fins al 1932 que Carpenter<sup>7</sup> descriu la primera fusió intersomàtica per

espondilolistesi. Al 1934, Ito i col·laboradors<sup>8</sup> perfeccionen la tècnica per la descompressió medul·lar anterior i descriuen l'abordatge pararectal extraperitoneal. Al 1945 Lane i Moore<sup>9</sup> publiquen els resultats de l'artrodesi lumbar anterior per patologia discal degenerativa, aportant la descripció de l'abordatge transperitoneal. Hem d'esperar fins a Hodgson i Stock<sup>10</sup> al 1956 els que popularitzen l'abordatge anterior, en concret pel tractament de la tuberculosi vertebral (cirurgia radical). A partir d'aquesta data son varies les publicacions en les quals es descriu l'abordatge anterior pel tractament de múltiples patologies, tal com la malaltia degenerativa discal, l'escoliosi, els tumors, les discitis i altres. Amb tot, la fusió anterior comença a ser una pràctica habitual a partir de la segona meitat del segle vint, amb l'aparició de múltiples sistemes de fixació interna per estabilitzar anteriorment el raquis. Pel que fa a l'artrodesi intersomàtica per via posterior, Cloward<sup>11</sup> inicia la tècnica al 1953, que amb modificacions perdurarà fins als nostres dies.

Juntament amb l'evolució de l'artrodesi posterior, es van anar desenvolupant els sistemes de fixació interna, en concret la fixació transpedicular, que han anat en progressió fins a l'actualitat. King<sup>12</sup> va ser el pioner en l'ús de cargols collats a les vèrtebres: al 1944 va descriure un abordatge oblic amb cargols transfacetaris i empelt, per assolir l'artrodesi lumbar. Pel que fa a la fixació transpedicular pròpiament dita, Boucher al 1959 va ser el primer en descriure el procediment de passar cargols a través de la làmina i el pedicle fins al cos vertebral, que després seria adoptat per Harrington (1969)<sup>13</sup>. Aquesta tècnica va ser desenvolupada i perfeccionada per Roy-Camile<sup>14</sup> a partir de 1963, amb aportacions importants en quant al disseny per part de diversos autors, tal com Louis i Steffee. Malgrat l'entusiasme inicial, no és fins a la dècada dels vuitanta del segle passat que aquesta tècnica rebrà l'impuls definitiu. En l'actualitat la millora en la resistència i disseny dels materials ha permès un salt qualitatiu en la fixació interna transpedicular del raquis, millorant l'estabilitat intrínseca dels muntatges, facilitant la col·locació dels implants i assolint unes taxes de fusió més altes.

### **1.3 Importància de l'aport anterior en cirurgia del raquis.**

---

Múltiples patologies que afecten al raquis (deformitats, malformacions congènites, tumors, fractures, infeccions, etc.) provoquen la destrucció del cos vertebral en el seu procés evolutiu. S'entén per corporectomia la resecció completa del cos vertebral, i és la tècnica quirúrgica que s'utilitza quan la patologia és de caire agressiu o la destrucció de la vèrtebra no és reparable per altres mètodes<sup>2,15</sup>.

En absència del cos vertebral, els sistemes de fusió posterior - com els cargols transpediculars - estan sotmesos a una càrrega excessiva que condiona la seva fallida si no es complementa amb un suport anterior a nivell intersomàtic<sup>16,17,18</sup>. Per garantir l'estabilitat biomecànica de la columna vertebral, i amb l'objectiu de crear una estructura sòlida, s'han utilitzat diversos sistemes de reconstrucció anterior, tal com biomaterials, caixes metàl·liques o de diferents polímers, cistelles metàl·liques plenes d'empelt esponjós, ciment (polimetilmetracrilat), autoempelts del propi pacient i al·loempelts corticals estructurals. L'autoempelt ha demostrat la millor capacitat biològica d'incorporació, però és limitat en la seva disponibilitat, i la seva obtenció no està exempta de complicacions. Per aquest motiu i davant de defectes amplis del cos vertebral, la utilització d'al·loempelts sembla prou suggestiva.

### **1.4 Motivacions del treball**

---

En l'actualitat es té evidència que el sistema més estable des del punt de vista biomecànic és la fusió circumferencial. Però a nivell anterior, en els casos que és necessari la substitució del cos vertebral, no queda ben establert quin tipus d'empelt cortical és el que confereix la major resistència biomecànica inicial i a llarg termini per garantir una construcció sòlida.

Donades les tècniques de criopreservació dels empelts utilitzades en els bancs d'ossos, és possible emprar qualsevol tipus d'empelt estructural procedent de donant per realitzar aquest aport anterior. El fèmur, la tibia i el peroné són els empelts que més s'utilitzen en la pràctica clínica, però no hi ha cap estudi en l'actualitat que els compari des d'un punt de vista biomecànic, i analitzi de quina

manera modifiquen les tensions en les vèrtebres adjacents a l'ésser col·locats anteriorment en substitució del cos vertebral.

# Fonaments

- 2.1 Record anatòmic.
  - 2.1.1 Raquis lumbar ossi.
    - 2.1.1.1 Record de l'anatomia descriptiva.
    - 2.1.1.2 Característiques geomètriques.
  - 2.1.2 Disc intervertebral lumbar.
  - 2.1.3 Estructures músculo-ligamentoses.
- 2.2 Biomecànica del raquis lumbar.
  - 2.2.1 Característiques mecàniques.
    - 2.2.1.1 De les vèrbres.
    - 2.2.1.2 Del disc intervertebral.
    - 2.2.1.3 Dels lligaments.
    - 2.2.1.4 Dels músculs.
    - 2.2.1.5 De la unitat vertebral funcional.
  - 2.2.2 Cinemàtica del raquis lumbar.
  - 2.2.3 Resposta del raquis a càrregues.
- 2.3 Sistemes de substitució del cos vertebral.
  - 2.3.1 Alternatives per a la substitució del cos vertebral.
    - 2.3.1.1 Caixes i cistelles.
    - 2.3.1.2 Polimetilmetacrilat.
    - 2.3.1.3 Biomaterials.
    - 2.3.1.4 Empelts.
  - 2.3.2 Biologia de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.
    - 2.3.2.1 Propietats biològiques dels empelts.
    - 2.3.2.2 Incorporació dels empelts estructurals.
    - 2.3.2.3 Obtenció i conservació dels empelts.
    - 2.3.2.4 Resposta immunològica del receptor.
    - 2.3.2.5 Factors de creixement ossi.
  - 2.3.3 Biomecànica de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.
    - 2.3.3.1 Funció de la instrumentació.
    - 2.3.3.2 Funció de l'al·loempelt.

- 2.3.3.3 Propietats mecàniques dels empelts.
- 2.3.3.4 Efecte de la localització dels empelts.
- 2.3.3.5 Efecte de l'àrea de contacte empelt-pletet.
- 2.3.3.6 Efecte del tractament del platet vertebral.
- 2.3.3.7 Comparació entre empelts anteriors.
- 2.3.3.8 Comparació entre empelts i caixes.
- 2.3.4 Experiència clínica de la substitució del cos vertebral per al-loempelts.
  - 2.3.4.1 Comparació entre auto i al-loempelt.
  - 2.3.4.2 Resultats a llarg termini amb al-loempelt.
  - 2.3.4.3 Comparació clínica entre al-loempelts.
  - 2.3.4.4 Comparació clínica entre al-loempelts i caixes.
- 2.4 Models biomecànics del raquis lumbar.
  - 2.4.1 Models d'elements finits generals.
  - 2.4.2 Models d'elements finits del raquis lumbar.
  - 2.4.3 Models d'elements finits de la corporectomia total.

## 2.1 Anatomia del raquis lumbar.

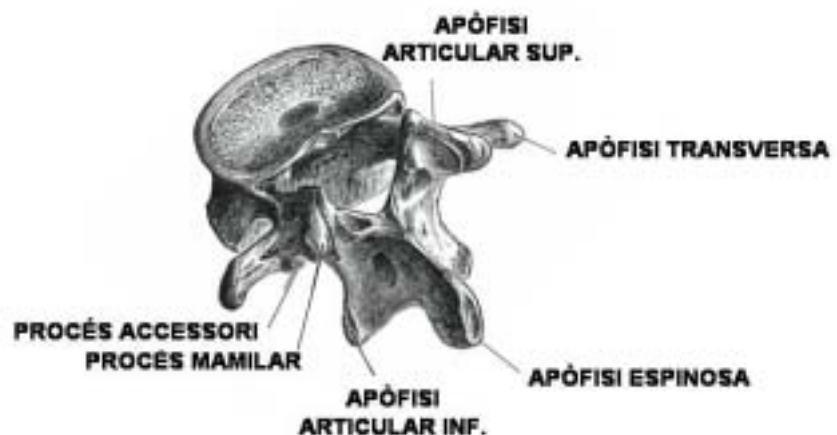
El raquis és una estructura constituïda per vètebres, lligaments, discos i músculs. Les vètebres s'articulen les unes amb les altres formant un complex sistema de barres (**cosos vertebrals**), articulacions (**caretes articulars i discos**), elements de subjecció passiva (**l·ligaments**) i elements motrius actius (**músculs**)<sup>19</sup>. Malgrat el raquis presenta una rigidesa intrínseca degut a l'estructura lligamentosa, la major part de l'estabilitat mecànica es deu al sistema neuromuscular. Tot seguit anem a desglossar els diferents components anatòmics del raquis lumbar.

### 2.1.1 Raquis lumbar ossi.

#### **2.1.1.1 Record de l'anatomia descriptiva.**

El raquis lumbar està format per cinc vètebres de mida creixent, que van des de L1 a L5, separades entre si pels discos intervertebrals. Les seves característiques pròpies són que tenen el cos vertebral molt voluminós i que el diàmetre transvers és superior al diàmetre anteroposterior. Cada vètebra consta d'una estructura anterior denominada cos vertebral i una posterior denominada arc vertebral, el qual a la vegada està constituït pels dos pedicles, les làmines, les dues apòfisis transverses, les quatre apòfisi articulars i l'apòfisi espinosa<sup>19</sup>. En la figura 2.1 podem veure aquestes estructures.

Figura 2.1: Anatomia d'una vètebra lumbar amb les principals prominències.



L'*arc vertebral* delimita l'anomenat canal neural o vertebral, que en el raquis lumbar és de forma triangular i s'aproxima molt a la forma equilàtera. Està format pels següents estructures:

1. Les **dues làmines**, que en el raquis lumbar són altes i es dirigeixen en un pla oblic cap a baix, cap a darrera i cap a fora.
2. Aquestes làmines s'uneixen per darrera per originar les **apòfisis espinoses**, les quals són amples i molt desenvolupades, de forma quadrilàtera per a permetre la inserció de la musculatura. S'orienten directament en el pla anteroposterior i presenten un engruiximent en la part més posterior.
3. Pel contrari, les **apòfisis transverses** són més primes i amb un vèrtex puntiforme. Embriològicament són restes de costelles, i s'implanten a l'alçada de les articulacions, dirigint-se obliquament cap a darrera i cap a fora. En la cara posterior de la base d'implantació de les apòfisis transverses és situa el tubercle accessori.
4. El **pedicle** representa la curta porció òssia que uneix l'arc posterior amb el cos vertebral, i s'implanta en l'angle supero-extern de la cara posterior del cos. Forma el límit superior i inferior del foràmen de conjunció, i per darrera es continua amb el massís articular. El seu escurçament congènit origina un canal neural estret.
5. Les **apòfisis articulars** es divideixen en superiors i inferiors, i estan separades per la *pars interarticularis*. Les apòfisis articulars superiors neixen en el marge superior de la làmina en la seva unió amb el pedicle, i es dirigeixen cap a darrera i cap a fora, presentant una faceta articular recoberta de cartílag orientada cap a darrera i cap a dins. Aquestes articulars superiors estan separades entre si per un espai més gran que les inferiors. En la seva part més posterior presenten els processos mamil·lars. Pel que fa a les apòfisis articulars inferiors, neixen del marge inferior de l'arc posterior, prop de la unió de la làmina amb l'espina. Es dirigeixen cap avall i cap a fora, i tenen unes caretes articulars recobertes de cartílag orientades cap a fora i cap a davant.

Els *cossos vertebrals* tenen forma aproximadament cilíndrica amb secció en forma de ronyó (més extens en amplada que en sentit anteroposterior). També és més ample que alt, i el seu contorn profundament excavat, adopta la forma de *diàbolo* excepte per la part posterior que és quasi pla. Estan formats per os



esponjós cobert per una prima capa d'os cortical. És una estructura que està sotmesa principalment a forces de compressió, que són suportades principalment per l'os esponjós. Malgrat la forma de les vètebres és molt semblant en tot el segment lumbar, la mida i la massa de les mateixes va en augment en sentit craneo-caudal, degut a una adaptació mecànica davant el progressiu increment de la càrrega de compressió<sup>20</sup>.

La funció de les vètebres lumbar és doble: per una banda la transmissió de càrregues entre la columna toràcica i el sacre, i per altra serveix d'estoig de protecció dels elements nobles neurals<sup>21</sup>.

### **2.1.1.2 Característiques geomètriques.**

Els textos anatòmics clàssics proporcionen descripcions qualitatives de l'anatomia vertebral, però rara vegada dimensions. Aquest tipus de dades són necessàries per desenvolupar bases de dades anatòmiques que són usades per crear models analítics biomecànics, tal com els d'elements finits, que proporcionin dades amb considerable precisió.

Varis autors han realitzat estudis morfomètrics (Berry i col·lab.<sup>22</sup> al 1987, Gallagher<sup>23</sup> al 1988, Davies i col·lab.<sup>24</sup> al 1989), però un dels estudis més exhaustius sobre la geometria tridimensional de les vètebres va ser realitzat per Panjabi i col·laboradors<sup>25,26,27</sup> entre els anys 1991 i 1993. Els autors esmentats van emprar 12 columnes de cadàver complertes, i a cada vètebra van mesurar uns quaranta paràmetres geomètrics que quantifiquen dimensionalment els cossos vertebrals, el canal medul·lar, els pedicles les apòfisis transverses, espinoses i articulars. L'obtenció d'aquests paràmetres es va realitzar a partir de radiografies biplanars i mitjançant la digitalització de marcadors anatòmics prèviament fixats. Per a la digitalització dels punts es va emprar un morfòmetre tridimensional consistent en un transductor de desplaçament lineal (LVDT), i dos de desplaçament angular (RVDT) que proporcionen les coordenades d'un punt en coordenades esfèriques. Mitjançant un programa informàtic, aquestes coordenades es transfereixen al sistema de coordenades locals cartesianes pres sobre la vètebra. En la figura 2.2 s'ha seleccionat les dimensions més importants de les vètebres lumbar, el valor de les quals es reflecteix en la taula 2.1.

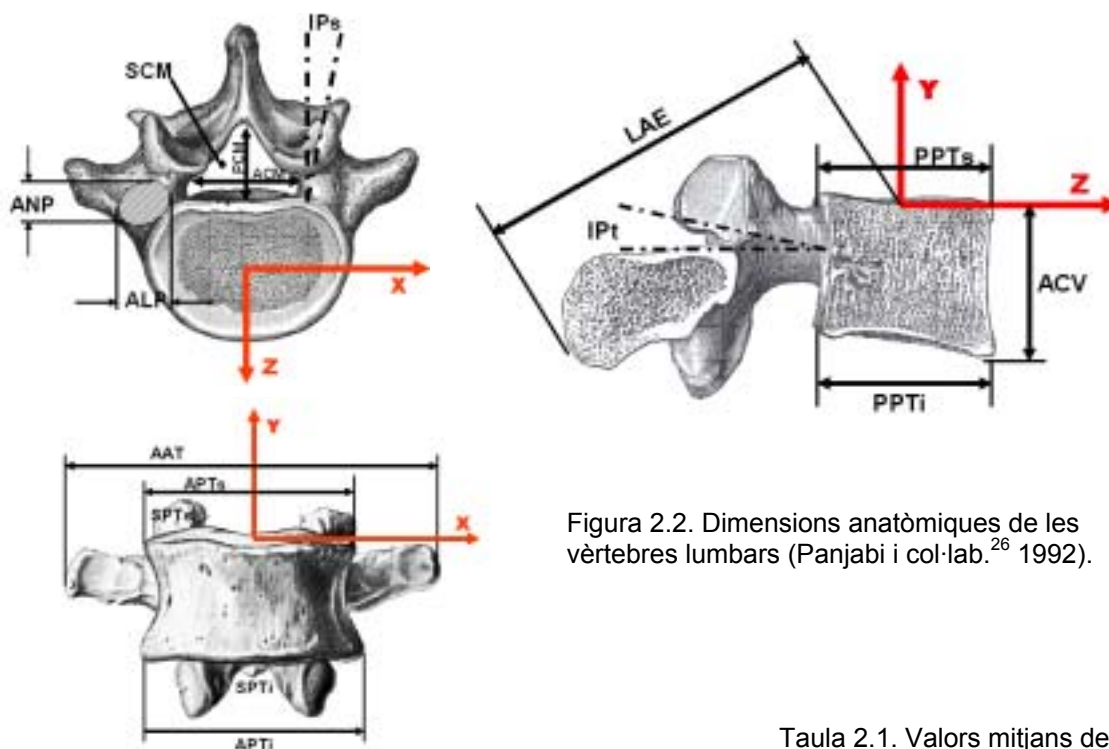


Figura 2.2. Dimensions anatòmiques de les vèrtebres lumbar (Panjabi i col·lab.<sup>26</sup> 1992).

	L1	L2	L3	L4	L5
<b>Dimensions lineals</b>	<b>mm</b>				
PPTs	34.1	34.6	35.2	35.5	34.7
APT <sub>s</sub>	41.2	42.6	44.1	46.6	47.3
PPT <sub>i</sub>	35.3	34.9	34.8	33.9	33.2
APT <sub>i</sub>	43.3	45.5	48.0	49.5	49.4
ACV <sub>p</sub>	23.8	24.3	23.8	24.1	22.9
ACM	23.7	23.8	24.3	25.4	27.1
PCM	19.0	18.2	17.5	18.6	19.7
ANP <sub>d</sub>	8.0	7.8	10.2	13.4	18.0
ALP <sub>d</sub>	15.9	15.0	14.2	15.7	19.6
ANP <sub>i</sub>	9.2	8.7	10.1	14.7	19.2
ALP <sub>i</sub>	15.8	14.9	14.6	15.2	19.5
LAE	67.7	71.7	71.7	70.1	68.3
AAT	71.2	76.1	85.7	79.4	92.5
<b>Àrees superfície</b>	<b>(mm<sup>2</sup>)</b>				
SPT <sub>n</sub>	1057	1136	1194	1239	1237
SPT <sub>i</sub>	1117	1197	1290	1273	1218
<b>Àrees secció transv.</b>	<b>(mm<sup>2</sup>)</b>				
SCM	320	281	280	290	330
SP <sub>d</sub>	86.4	83.3	92.9	102.8	143.9
SP <sub>i</sub>	88.5	83.6	95.3	112.3	158.7
SP <sub>ld</sub>	61.0	75.2	70.0	86.2	92.9
SP <sub>li</sub>	63.2	64.4	75.1	77.5	71.7
<b>Dimensions angulars</b>					
IPT <sub>ts</sub>	2.7	3.5	1.7	4.7	2.2
IPT <sub>ti</sub>	4.0	2.1	2.7	2.7	1.8
IP <sub>sd</sub>	16.5	17.1	19.8	18.4	25.9
IP <sub>td</sub>	2.2	3.3	2.9	4.8	5.2
IP <sub>si</sub>	12.4	11.2	17.1	14.7	23.2
IP <sub>ti</sub>	2.9	2.1	2.4	3.0	5.7

Taula 2.1. Valors mitjans de les mides vertebrals mostrades en la figura 2.2.

Nomenclatura:

APT : amplada placa terminal, PPT: profunditat placa terminal, SPT: àrea placa terminal, IPT: inclinació placa terminal, ACV: amplada cos vertebral, ACM: amplada canal medul·lar, PCM: profunditat canal medul·lar, SCM: àrea canal medul·lar, ANP: amplada pedicle, ALP: altura pedicle, SP: àrea pedicle, IP: inclinació pedicle, LAE: longitud apòfisi espinosa, AAT: amplada apòfisi espinosa, SPI: àrea de la *pars intraarticularis* (Panjabi i col·lab.<sup>26</sup> 1992).

Els patrons de mobilitat del raquis estan fortament influenciats per la forma i l'orientació en l'espai de les caretes articulars. Aquestes característiques geomètriques han estat contemplades per molts autors, tal com Duncan i Ahmed<sup>28</sup> (1989) i també White i Panjabi<sup>29</sup> (1990). L'orientació espacial de les caretes articulars varia en la zona lumbar, com descriuen Panjabi i col·lab.<sup>27</sup> al 1993. A diferència dels altres segments del raquis, les caretes articulars no són planes, presentant una concavitat en les caretes articulars superiors i una convexitat en les caretes articulars inferiors. La seva orientació és aproximadament perpendicular al pla horitzontal i a 45° respecte al pla coronal, presentant una orientació més sagital a nivell de L1-L2 i girant caudalment a una orientació més frontal. És important assenyalar que aquests valors són mitjans i que pot haver-hi variacions importants entre individus. En la figura 2.3 podem veure com s'orienten les caretes articulars en funció del nivell lumbar.

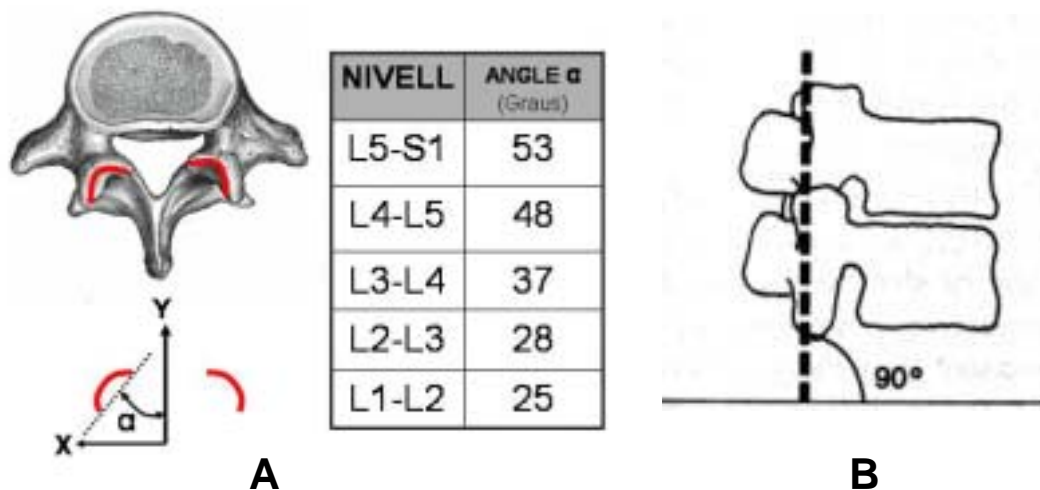


Figura 2.3: A. Orientació en el pla transversal de les caretes articulars lumbar. B. Orientació de les facetes en el pla sagital (Pres de White i Panjabi<sup>29</sup>, 1990).

Un altre grup d'estudis morfomètrics importants, especialment de cara a la fixació transpedicular, són els que mesuren la geometria i morfologia del pedicle, iniciats per Sailliant<sup>30</sup> al 1976, i completats per Olsewski i col·lab.<sup>31</sup> i Krag i col·lab.<sup>32,33</sup> a finals de la dècada dels vuitanta del segle vint. Però és Zindrick i col·lab.<sup>34,35,36</sup> qui, al 1987 publiquen uns estudis que seran referència en quant a l'anatomia del pedicle lumbar. Aquest autor estudia la morfologia de les vèrtebres, configurant les dimensions anatòmiques dels pedicles toràcics i lumbar en els tres plans de l'espai, així com la direcció angular sagital i

## 2. Fonaments.

transversal dels pedicles. Els resultats d'aquest estudi els podem veure en la figura 2.4.

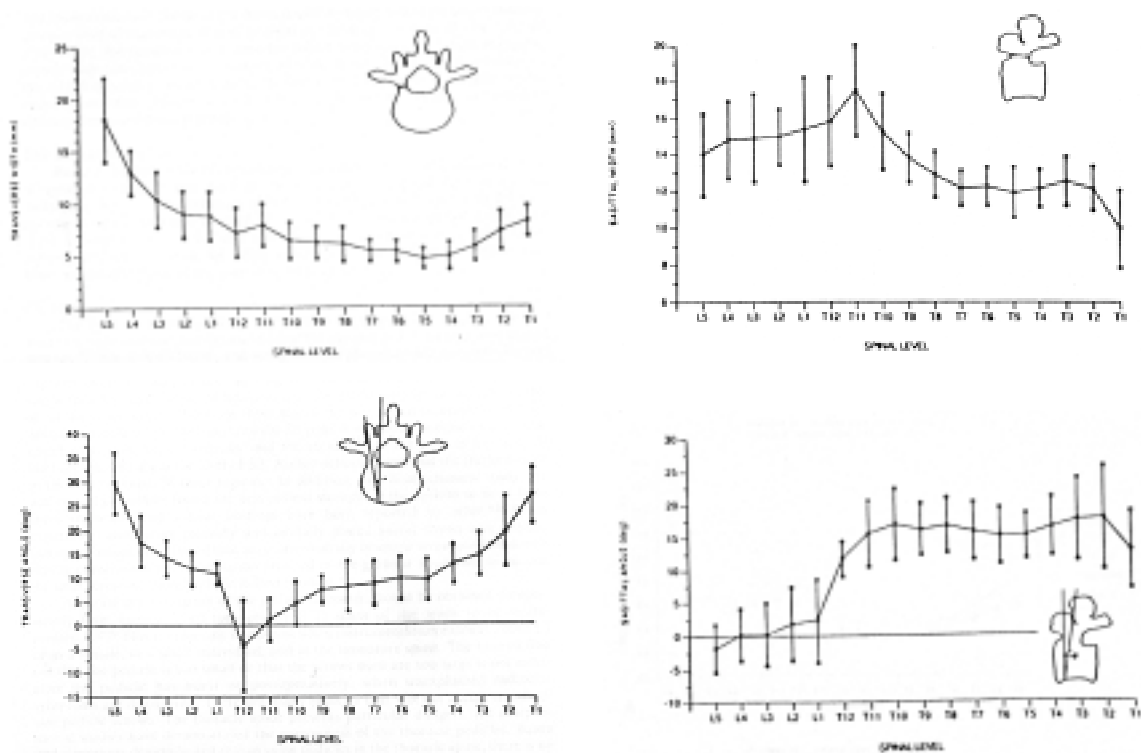


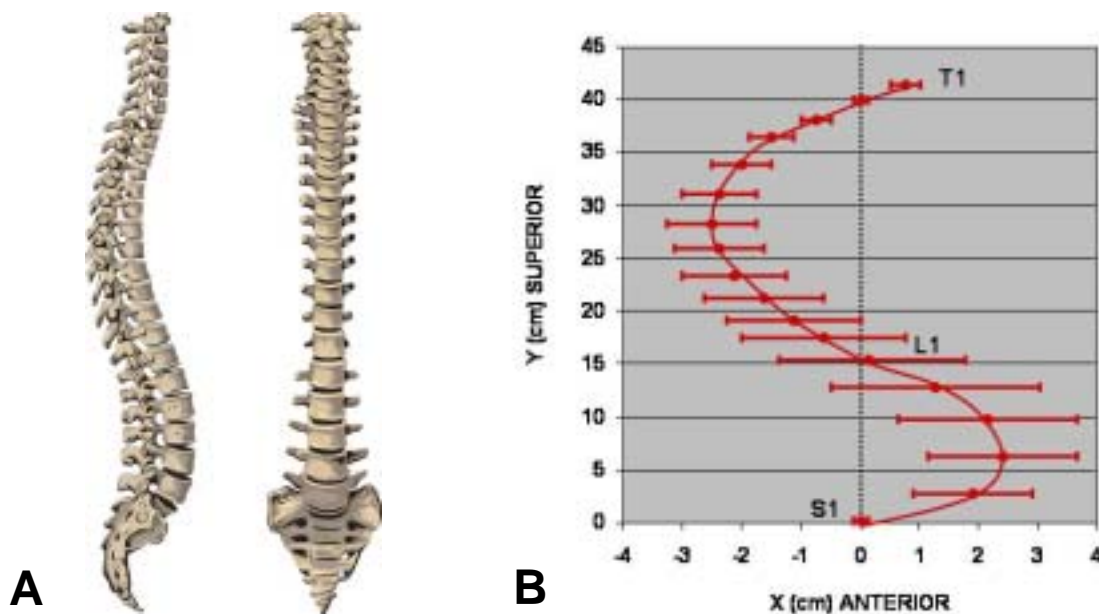
Figura 2.4. Amplada externa transversal i sagital dels pedicles, així com angle transvers i sagital dels pedicles (pres de Zindrick i col·lab., 1987<sup>34</sup>).

Pel que fa al canal medul·lar, Porter i col·lab.<sup>37,38</sup> al 1980 van endegar una sèrie d'estudis anatòmics del canal lumbar, mesurant les diverses dimensions en 700 individus de totes les edats. El canal es va mostrar ample en la infància, arribant a la màxima dimensió al final de la segona dècada, i disminuint en l'edat adulta. Va mesurar les diferents mides del canal, veient que el diàmetre anteroposterior arriba al màxim als 4 anys, el diàmetre interpedicular arriba al màxim als 10 anys, i el perímetre del canal arriba al màxim als 14 anys. Aquestes mesures disminueixen amb l'edat, augmenten les formes en trèbol en els adults, i el centre del canal s'apropa al cos vertebral.

El raquis lumbar en el pla frontal apareix recte i simètric<sup>39</sup>. En el pla lateral presenta una curvatura convexa anteriorment anomenada lordosi lumbar, que filogenèticament esdevé per a compensar la cifosi toràcica que està present en tots els quadrúpedes. Els animals quadrúpedes presenten aquesta cifosi en el raquis a mode d'arc per a millorar el suport de les càrregues transversals que generen els òrgans intraabdominals. En assolir la bipedestació cal compensar aquesta cifosi, i es fa mitjançant la lordosi cervical i lumbar. Aquesta curvatura

lumbar apareix al voltant dels sis mesos de vida, quan el nen comença a assentar-se, desenvolupant-se plenament als dos anys, quan la marxa en bipedestació es fa amb més seguretat.

Aquesta lordosi permet acostar el centre de gravetat del cap i tronc a la línia de reacció a nivell del maluc, minimitzant l'esforç muscular que han de realitzar la musculatura del tronc. Segons varis autors<sup>18,20,29,39</sup>, en condicions normals la lordosi lumbar té un valor mesurada de L1 a L5 entre 35° i 70°, mentre que l'angle lumbosacre té un valor mig de 41°. En la figura 2.5 podem observar les curvatures en el pla sagital registrades en individus entre 10 i 18 anys.



### 2.1.2 Disc intervertebral lumbar.

El disc intervertebral és una estructura complexa sotmesa a una considerable varietat de càrregues. Humzah i Soames<sup>40</sup> en el seu treball publicat al 1988 estudien l'estructura i funcionament del disc intervertebral. Segons els autors, l'espessor del disc augmenta craneo-caudalment fins a un valor màxim de 10 a 13 mm en L5-S1. Juntament amb les caretes articulars, és l'encarregat de suportar la càrrega de compressió a la que està sotmès el tronc. Anatòmica i fisiològicament es pot dividir en tres regions: el nucli polpós, l'anell fibrós i les plaques terminals de cartílag.

El **nucli polpós** està en situació central, essent la seva localització més posterior en la zona lumbar. Està format per un entramat irregular de col·lagen, al qual van adherides unes partícules granuloses de mucopolisacàrids, que constitueixen una estructura en gel, amb un contingut en aigua que oscil·la entre el 70 i 90 %, que és màxim en les primeres etapes de la vida i tendeix a decreixer amb l'edat. Habitualment el nucli polpós ocupa del 30 al 50 % de l'àrea del disc en la secció transversal.

**L'anell fibrós** constitueix el límit extern del disc, i està format per diverses capes concèntriques de teixit fibrós (Kapandji<sup>41</sup> 1991), cada una d'elles aproximadament d'un mil·límetre, i organitzades de forma que l'orientació de les fibres de col·lagen en relació a l'eix longitudinal va alternant-se en capes successives. Per a cada una d'aquestes capes, aquesta orientació mitja és d'uns 30° respecte al pla del disc, és a dir formant un angle d'uns 120° entre elles. En la zona interna, l'anell limita amb les plaques terminals de cartílag, mentre que en la zona externa es troba unit directament al teixit ossi dels cossos vertebrals (figura 2.6).

Figura 2.6. Distribució alternant de les fibres de l'anell fibrós en les capes consecutives (pres de Kapandji<sup>41</sup>, 1991).



**Les plaques vertebrals cartilaginoses** estan compostes de cartílag hialí que separa les altres dues regions del disc del cos vertebral. Histològicament s'inicia amb un actiu creixement de cartílag a partir del naixement, que amb l'edat tendeix a fer-se irregular i a disminuir fins a veure's substituït per os. Les plaques terminals són les responsables de la nutrició del disc per difusió, ja que aquest és una estructura avascular. A més, actua de barrera física per a evitar la penetració del nucli polpós en l'os trabecular dels cossos vertebrals quan

s'incrementa la pressió hidrostàtica. En adults, la seva espessor oscil·la entre 0.5 i 0.6 mm.

En l'estudi de Humzah i Soames<sup>40</sup> es conclou que el disc intervertebral és una estructura complexa que està sotmesa a canvis amb l'edat i els traumatismes, i que té certes propietats regeneratives. Aquestes propietats es van perdent amb el temps de forma fisiològica, degut majorment a canvis bioquímics del nucli i estructurals de l'*annulus fibrós*.

### **2.1.3 Estructures músculo-l·ligamentoses.**

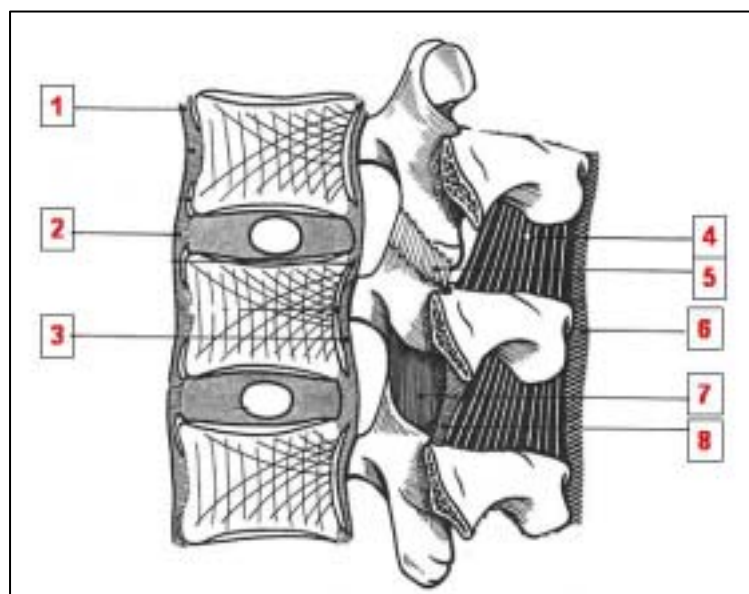
Els lligaments són estructures uniaxials que presenten una gran resistència en la direcció en la qual estan orientades les seves fibres i treballen a tracció, ja que sota càrrega de compressió es pleguen i per tant no suporten càrrega<sup>41</sup>.

Els lligaments que actuen en cada unitat vertebral lumbar són (figura 2.7):

- 1. El lligament groc.**
- 2. Els lligaments intertransversos.**
- 3. Els lligaments interespinosos.**
- 4. Els lligaments capsulars.**
- 5. Els lligaments supraespinosos.**
- 6. El lligament vertebral longitudinal comú anterior.**
- 7. El lligament vertebral longitudinal comú posterior.**

Figura 2.7. Lligaments del raquis lumbar:

1. Llig. Comú Vertebral Ant.
  2. Annulus anterior.
  3. Llig. Comú Vertebral Post.
  4. Llig. Interespinós.
  5. Llig. Capsular.
  6. Llig. Supraespinós.
  7. Llig. Intertransvers.
  8. Llig. Groc (*Flavum*).
- (modificat de Kapandji 1991<sup>41</sup>).



Aquests lligaments realitzen diferents funcions<sup>17</sup>: han de permetre un adequat moviment fisiològic i actituds posturals, minimitzant la despesa energètica muscular, han de protegir la medul·la espinal mitjançant la restricció de moviments dins d'uns valors establerts, han de treballar conjuntament amb els músculs per proporcionar estabilitat al raquis dins del rang fisiològic de moviment, han d'absorbir una part important d'energia d'impacte per protegir les parts més vulnerables i, finalment, hi ha evidències que suggereixen que els lligaments tenen també un paper neurosensitiu important, actuant com a transductor d'informació pels músculs.

Pel que fa als músculs, en la figura 2.8 es mostra de forma esquemàtica els músculs en una secció transversal a nivell de la tercera vèrtebra lumbar. Anatòmicament, podem dividir aquests en tres grups<sup>41</sup>:

### 1. Músculs del grup posterior, distribuïts en tres plans:

#### 1.A. Un **pla profund** que comprèn:

- Músculs transverso-espinosos, que ocupen l'angle diedre format entre el pla sagital de les apòfisis espinoses i el pla frontal de les apòfisis transverses, que s'ajusten estretament a les làmines vertebrals.
- Múscul dorsal llarg, que recobreix al precedent i el sobrepassa.
- Múscul sacrolumbar, voluminós múscul situat per fora del precedent.
- Múscul espinós dorsal que s'insereix en les apòfisis espinoses i està situat per darrera del transvers espinós i del dorsal llarg.

Aquest grup de músculs forma una massa voluminosa que ocupa a ambdós costats de les espinoses els canals vertebrals. Per això s'anomenen músculs paravertebrals o dels canals.

#### 1. B. El **pla mig** compost pel serrat menor posterior i inferior.

1.C. El **pla superficial** representat per un sol múscul, el dorsal ample, inserint en l'espessa aponeurosi lumbar fixada en la línia de les espinoses.

### 2. Músculs laterovertebrals, que són:

- El quadrat lumbar, múscul que s'estén des de l'última costella a la cresta ilíaca i al vèrtex de les espinoses.
- El psoes, que ocupa un angle diedre format per les cares laterals de les vèrtebres i les apòfisis transverses.

### 3. Músculs anteriors o de la paret abdominal.



- Músculs rectes de l'abdomen, situats per davant i a ambdós costats de la línia mitja.
- Músculs amples de l'abdomen, que en nombre de tres formen la paret anterolateral de l'abdomen. De profund a superficial trobem:
  - Múscul transvers de l'abdomen.
  - Múscul oblic menor de l'abdomen.
  - Múscul oblic major de l'abdomen.

Cap a davant, aquests músculs formen una aponeurosi que constitueix la beina dels rectes i la línia alba.

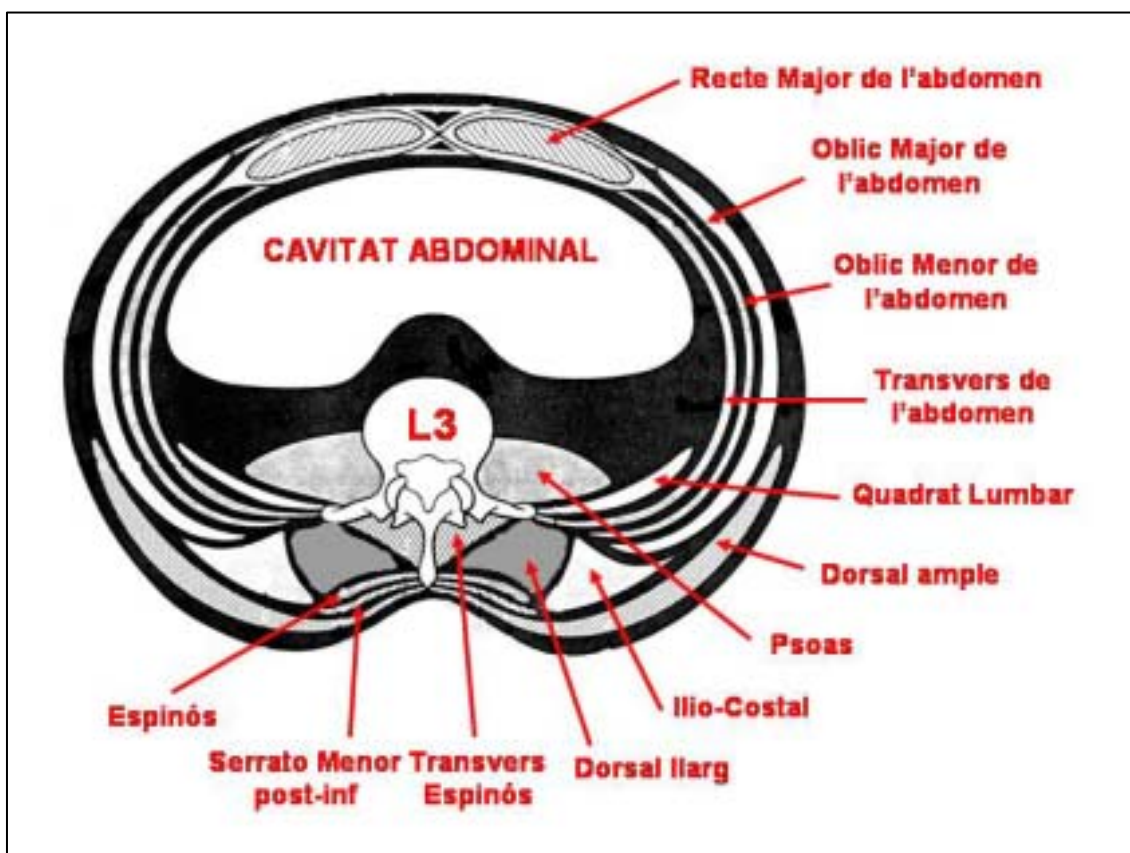


Figura 2.8. Tall esquemàtic a nivell de L3 on es representen tots els músculs que intervenen en la mobilitat del raquis lumbar.

Els músculs que controlen el moviment del raquis poden classificar-se, des d'una perspectiva biomecànica, en funció de la seva posició en postvertebrals i prevertebrals<sup>17</sup>. Els músculs postvertebrals poden classificar-se, a la seva vegada, en profunds, intermedis i superficials. Els profunds són músculs curts inserits entre apòfisis espinoses adjacents, apòfisis transverses adjacents, apòfisis transverses amb les làmines superiors i, en la zona toràcica, les

apòfisis transverses amb les costelles. La musculatura intermèdia està menys definida, però poden identificar-se diversos components. Entre ells es troben els músculs que surten de les apòfisis transverses de cada vèrtebra i es fixen a l'apòfisi espinosa de la vèrtebra superior. Finalment, els músculs superficials postvertebrals s'anomenen col·lectivament extensors del raquis. Els músculs prevertebrals són quatre: els oblics majors de l'abdomen, els oblics menors de l'abdomen, els transversos de l'abdomen i els rectes de l'abdomen.

## **2.2 Biomecànica del raquis lumbar.**

---

### **2.2.1 Característiques mecàniques.**

---

#### **2.2.1.1 .Característiques mecàniques de les vèrtebres.**

Molts autors han estudiat les característiques mecàniques de les vèrtebres i de l'os en general (Evans<sup>42</sup> 1959, Galante<sup>43</sup> 1970, Anersson<sup>44,45</sup> 1976 i 1980, Carter<sup>46</sup> 1987, i altres). Les característiques que defineixen bàsicament el comportament mecànic de les vèrtebres són la resistència i la rigidesa. La majoria dels estudis existents s'han centrat en la resistència, donat que els cossos vertebrals presenten una elevada rigidesa, es consideren generalment com sòlids rígids i no deformables (Comin i col·lab.<sup>17</sup> 1995).

Donat que els cossos vertebrals suporten càrregues importants a compressió, la resistència dels mateixos a aquest tipus de càrregues ha estat objecte d'estudi per diversos autors<sup>43,44,46</sup>. White i Panjabi<sup>29</sup> al 1990 van testar la resistència a compressió dels cossos vertebrals des de C3 a L5. Així, mentre que a nivell cervical els cossos vertebrals tenen una resistència mitja de 1500 a 1800 newtons (N), a nivell toràcic augmenta fins a 2000-4000 N i a nivell lumbar fins a 5400-8800 N. Els valors obtinguts per la columna lumbar venen reflectits en la figura 2.9.

Cal remarcar que en condicions fisiològiques el 80 % de la transmissió de càrrega es realitza pel cos vertebral, mentre que els elements posteriors transmeten el 20 % restant<sup>39</sup>.

Altres estudis, com el realitzat per Pintar i col·lab.<sup>47</sup> (1992), discrepen sobre aquests resultats mostrant valors menors de resistència per les vèrtebres

lumbar. Concretament, a nivell lumbar, aquest estudi mostra una resistència mitjana a la compressió dels cossos vertebrals de 4972 N, amb un rang de 1957 a 7384 N. Així mateix s'obtenen uns resultats en quant a rigidesa entre 4445 i 19700 N/cm.

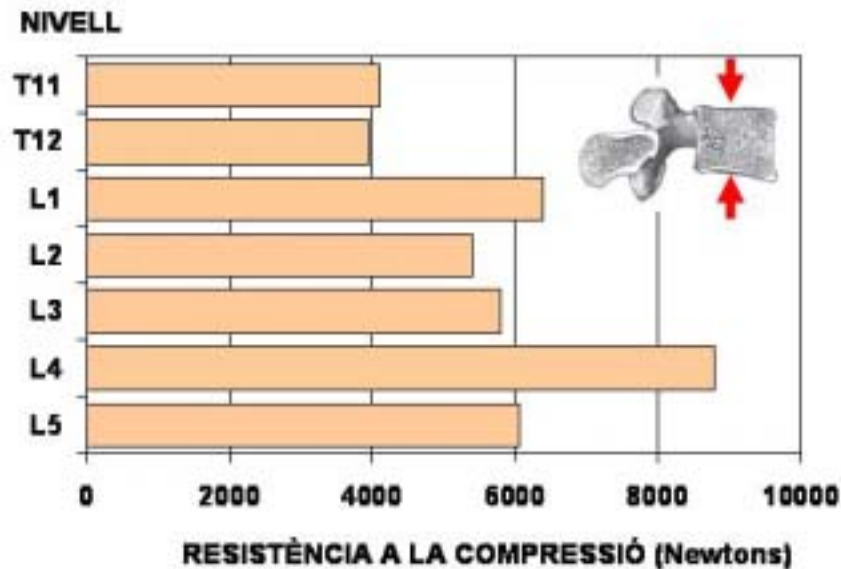


Figura 2.9. Resistència dels cossos vertebrals lumbar a la compressió axial (Pres de White i Panjabi 1990<sup>29</sup>).

A pesar de les variacions en els resultats entre diferents autors, probablement degut a diferències en l'experimentació i en les mostres utilitzades, la tendència és clara: la resistència a la compressió augmenta en sentit craneocaudal. Aquesta variació respon a una adaptació mecànica a l'increment de càrrega de compressió a les que es veuen sotmeses les vèrtebres lumbar. La rigidesa segueix una adaptació similar<sup>29</sup>.

És important remarcar que les estimacions sobre les càrregues de compressió que suporten els cossos vertebrals arriben fins a valors de 10 kN en moviments fisiològics dinàmics, mentre que els valors de resistència obtinguts experimentalment no superen els 7 kN. Pel contrari, el raquis normal no presenta fallida davant aquestes càrregues fisiològiques. Aquesta discrepància entre els valors de resistència determinats experimentalment i els valors de resistència *in vivo* no té explicació avui en dia<sup>17</sup>.

Hutton i col·lab.<sup>48</sup> al 1979 van obtenir una relació lineal entre la resistència a la compressió de l'os trabecular i un paràmetre derivat de la densitat òssia. Aquest paràmetre, determinat amb tomografia, s'obté multiplicant la densitat òssia per l'àrea de la placa terminal. Donat que la densitat òssia varia molt poc

al llarg del raquis, l'increment craneocaudal de la resistència de les vèrtebres s'ha d'atribuir principalment a l'increment de l'àrea de secció transversal de les mateixes. Aquesta relació és útil per estimar la resistència de les vèrtebres per mètodes no invasius com la tomografia, que proporciona valors densitomètrics i geomètrics. Aquesta característica és, com ja veurem més endavant, la que ens ha permès modelitzar els al·loempelts ossis a partir de tomografies axials computeritzades dels ossos a implantar en talls de 3 mm.

Per desenvolupar models analítics és necessari conèixer les propietats mecàniques de cada un dels tipus de teixit ossi que componen les vèrtebres, tant el trabecular com el cortical. Basant-nos en els estudis de Lindhal<sup>49</sup> (1976) i Goel i col·lab.<sup>50</sup> (1990) podem afirmar que l'os cortical té un mòdul elàstic entre 12 i 17 GPa, una resistència a la compressió de 200 MPa i un mòdul de Poisson de 0.3. Pel que fa a l'os trabecular, aquest presenta un mòdul elàstic entre 1.1 i 139.1 GPa en homes, i entre 5.2 i 102.6 GPa en dones. La resistència a la compressió varia de 0.2 a 10.5 en homes i de 0.3 a 7 en dones, i el mòdul de Poisson és de 0.2. Les propietats de l'os trabecular varien sensiblement entre ambdós sexes, essent major per homes que per dones.

Seguint la llei de Wolff (Wolff<sup>51</sup> 1901), l'os trabecular dels cossos vertebrals s'adapta mecànicament a les càrregues que suporta. Keller i col·lab.<sup>52</sup> (1989) van determinar la resistència a la compressió de l'os trabecular de les diferents zones del cos vertebral. L'estudi va demostrar que l'os en la zona central del cos vertebral presenta una major resistència que la resta, donat que suporta una major càrrega degut al comportament del disc. No obstant, aquesta diferència és menys acusada en discos degenerats en els que la distribució de tensions de compressió sobre els cossos vertebrals és més homogènia.

En un estudi realitzat al 1985, Mc Broom i col·lab.<sup>53</sup> van determinar que eliminant la capa externa de l'os cortical només es reduïa la resistència de la vèrtebra en un 10%. Això demostra, per tant, que la resistència de la vèrtebra es deu principalment a les propietats mecàniques de l'os trabecular.

Considerant que l'os trabecular de les vèrtebres pot suportar una deformació màxima del 9.5% i que l'os cortical suporta únicament fins a una deformació del 2.0%, sota càrregues de compressió axial és més probable que la fallida es produeixi abans en les plaques d'os compacte que en l'os trabecular.

Evidentment, si les càrregues de compressió són més elevades es produiran simultàniament ambdós tipus de fractures.

En un estudi antic, del 1957, Perry i col·lab.<sup>54</sup> van assajar a compressió unitats vertebrals funcionals constituïdes per dues vèrtebres adjacents amb els seus elements de connexió, exceptuant les masses musculars, fins arribar a la fallida. En els assajos realitzats a velocitats lentes d'aplicació de càrrega, el 30 % dels espècimens van presentar una fractura de les plaques terminals d'os cortical amb entrada del nucli polpós en la zona d'os trabecular del cos vertebral, a mode d'hèrnia de Schmorl. Aquest patró de fractura va ser més freqüent en espècimens d'individus joves, degut a la pressió hidrostàtica generada en el nucli polpós, no presentant-se cap cas d'hèrnia discal. En els assajos dinàmics a altes velocitats, els espècimens van fallar per fractures en les plaques terminals o per fallida del cos vertebral complet a compressió, abans que per fallida en el disc. Bàsicament l'estudi va identificar tres tipus de fractures: central, perifèrica i una tercera que involucrava tota la placa terminal. La fallida central succeïa preferentment en espècimens amb disc no degenerat, mentre que en espècimens degenerats la fallida succeïa en la perifèria. La fallida total de la placa estava associada a aquells espècimens que suportaven major nivell de càrregues. El tipus de fractura està directament relacionat amb el comportament mecànic del disc sota càrregues de compressió. A l'ésser sotmès l'espècimen a càrrega, la pressió generada en el nucli polpós i la tensió de tracció que suporten les capes externes de l'anell fibrós provoquen sobre les plaques terminals un moment de flexió que és màxim en el centre del disc. Per contra, quan hi ha un disc degenerat incapaç de suportar la pressió hidrostàtica, la càrrega de compressió es transmet d'una vèrtebra a un altre a través de les capes de l'anell fibrós, carregant de forma important la perifèria de les plaques terminals<sup>29</sup>. En un altre estudi posterior (1975), Rollander i Blair<sup>55</sup> van realitzar experiments similars mesurant la deflexió del centre de les plaques terminals, arribant a la fallida en tots els espècimens per les plaques terminals abans de la fallida per compressió del cos vertebral.

En quant a la capacitat de recuperació dels cossos vertebrals, Ugale i col·lab.<sup>56</sup> al 1987 van sotmetre a compressió els cossos vertebrals estudiant la capacitat dels mateixos per recuperar l'altura inicial. Aixafant els cossos vertebrals al 50%, quan cedeix la càrrega, aquests van recobrar fins al 85% de l'alçada

original, mentre que si sols s'aixafaven un 15%, recuperaven fins al 99% de l'alçada original. La major recuperació es donava instants després de la retirada de la càrrega.

Les caretes articulars són importants des d'un punt de vista clínic, donat que han mostrat ser font directa de dolor lumbar i que són estructures amb una important funció estabilizadora, ja que la seva eliminació quirúrgica, unilateral o bilateral, produeix inestabilitat (Adams i col·lab.<sup>57</sup> 1980).

En un estudi realitzat al 1960, Nachemson<sup>58</sup> va registrar les pressions intradiscals en dos grups d'estudi: un amb unitats vertebrals funcionals intactes, i un altre en espècimens als quals se'ls hi va retirar l'arc posterior complet. A partir d'aquests valors va estimar les càrregues de compressió suportades. Com a resultat de l'assaig va concloure que les apòfisis articulars suportaven un 18% de la càrrega total de compressió, mentre que el 82% restant era suportant pel cos vertebral i pels discos. En una altra direcció, Farfan<sup>59</sup> al 1973 va estudiar la contribució de les caretes articulars a la torsió en un estudi sobre unitats vertebrals funcionals. D'aquests estudis van deduir que les articulacions posteriors, incloent-hi càpsula articular i caretes, i el disc intervertebral suportaven conjuntament el 90% de la càrrega a parts iguals, mentre que el 10% restant era assumit pels lligaments interespinosos.

Un altre treball sobre la resistència de les caretes articulars va ser el publicat per Lantz i col·laboradors<sup>60</sup> al 1980. Aquests autors van agafar segments vertebrals lumbar de mones i els van sotmetre a forces tallants en direcció anteroposterior. Al voltant dels 840 N era quan es produïa la fallida de les apòfisis articulars. Per aquest valor de càrrega, les apòfisis articulars suporten aproximadament el 25% de la mateixa. La part de la força suportada per les caretes articulars és variable en funció de la càrrega aplicada, amb valors del 60% per càrregues d'uns 100 N fins al 25% per càrregues d'uns 840 N.

La pressió de contacte entre les superfícies articulars ha estat mesurada *in vitro* mitjançant els transductors de pressió introduïts en l'espai articular, treball publicat per El-Bohy i col·laboradors<sup>61</sup> al 1989. Els valors màxims de pressió registrats van ser d'uns 0.3 MPa per a l'articulació T12-L1, suportant una càrrega de compressió similar a la del pes del cos i una càrrega excèntrica de 45 N.

Alguns investigadors (Buttermann i col·lab.<sup>62</sup> 1991, Schendel i col·lab.<sup>63</sup>1993) han instrumentat *in vitro* les apòfisis articulars mitjançant galgues extensomètriques, registrant càrregues fins a 200 N en moments d'extensió de 9 Nm. Per sobre dels 4 o 5 Nm d'extensió es detecta l'inici del pinçament de les caretes articulars. Donat que aquest és un valor considerablement baix en activitats fisiològiques, els autors suggereixen que aquest fenomen pot succeir durant l'activitat normal, i ser la causa del deteriorament de les caretes articulars. No obstant, sembla més probable que l'activació muscular que es dona *in vivo* minimitza aquest efecte. En flexió lateral també es donen valors importants de càrrega en les caretes articulars.

Una altra forma d'estimar la distribució de càrregues entre el disc intervertebral i les caretes articulars és mitjançant la utilització de models matemàtics. Aquests models són validats generalment per la comparació dels valors predits amb els registrats experimentalment. Aquests models mostren que les caretes articulars estan poc sol·licitades sota càrrega axial, però en extensió, flexió lateral i torsió, les càrregues presenten valors elevats. En un estudi realitzat en el raquis lumbar, Shirazi-Adl i Drouin<sup>64</sup> al 1987 van demostrar que sota càrrega d'extensió i amb una petita precàrrega de compressió, les caretes articulars suporten una part molt important de la càrrega total, al voltant del 70%, però que en augmentar en importància la càrrega de compressió davant el moment d'extensió, és el disc el que va assumint la major part de la càrrega (figura 2.10).

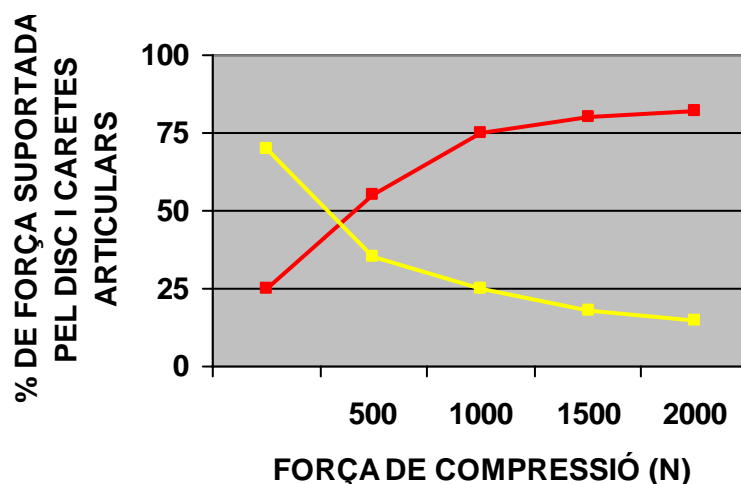


Figura 2.10. Variació del percentatge de càrrega axial suportat les caretes articulars i el disc en funció de la càrrega de compressió, en presència d'un moment en extensió de 12 Nm. (Shirazi-Adl i Drouin<sup>64</sup> 1987).

En flexió, encara que la força axial que actua sobre les caretes articulars és baixa, el component tallant o transversal pot arribar a valors molt elevats en augmentar l'angle girat, el que és també factor de risc de fallida.

Un altre grup d'estudis van encaminar-se a determinar la resistència de l'arc posterior. Aquests treballs consistien bàsicament en aplicar càrregues sobre l'arc posterior de la forma més semblant a les fisiològiques. Weiss<sup>65</sup> al 1975 va aplicar una força en direcció transversal directament sobre les caretes articulars, obtenint una resistència mitjana per l'arc posterior de 1000 N. Aquest valor variava amb l'edat de l'espècimen, fallant en la majoria dels casos a nivell dels pedicles. Uns altres autors, Lafferty i col·lab.<sup>66</sup> (1977) van estudiar el comportament de l'arc posterior a la fatiga, aplicant forces cícliques transversals sobre les caretes articulars en direcció antero-posterior. Van determinar que la fallida es produïa al voltant de  $10^7$  cicles.

Segons els estudis de Mosekilde<sup>67</sup> (1992), l'edat, per sí mateixa, constitueix el principal determinant tant de la massa òssia com de l'estructura i resistència del cos vertebral. El pic de massa òssia s'assoleix als 20-25 anys, mentre que als 80 anys s'ha perdut un 35-40% de la massa òssia, tant trabecular com cortical. La pèrdua més accentuada és la d'os trabecular central (45-50%) durant el mateix període de temps, destacant el fet de què l'os trabecular es perd més ràpidament que l'os cortical (Jones i col·lab.<sup>68</sup>1987). En una població normal, la taxa de disminució de massa òssia és idèntica en homes que en dones.

En l'estudi abans mencionat, Mosekilde<sup>67</sup> va determinar la disminució de massa òssia vertebral en tres grups d'edat: als 20, 50 i 80 anys. Així veiem que el contingut mineral ossi als 20 anys és de 0.200 g/cm<sup>3</sup>, baixant fins a 0.150 g/cm<sup>3</sup> als 50 anys i 0.100 g/cm<sup>3</sup> als 80 anys. Les característiques biomecàniques pel que fa a la resistència a la deformació que aquests canvis comporten venen reflectides en la figura 2.11.

La pèrdua de les característiques biomecàniques amb l'edat és més acusada que la pèrdua de massa òssia. Entre els 20 i 80 anys, la capacitat de suportar càrrega per part de cada cos vertebral disminueix en un 55-65%. Aquesta disminució és més acusada en l'os trabecular central (75-80% en direcció axial i 90-95% en direcció transversal). La pèrdua de resistència de l'os trabecular central s'acompanya d'una disminució de la rigidesa, de la capacitat d'absorció d'energia de l'os i d'un augment de l'anisotropia. Aquests canvis relacionats



amb l'edat indiquen que tenen lloc algunes modificacions estructurals en l'os trabecular central de les vèrtebres.

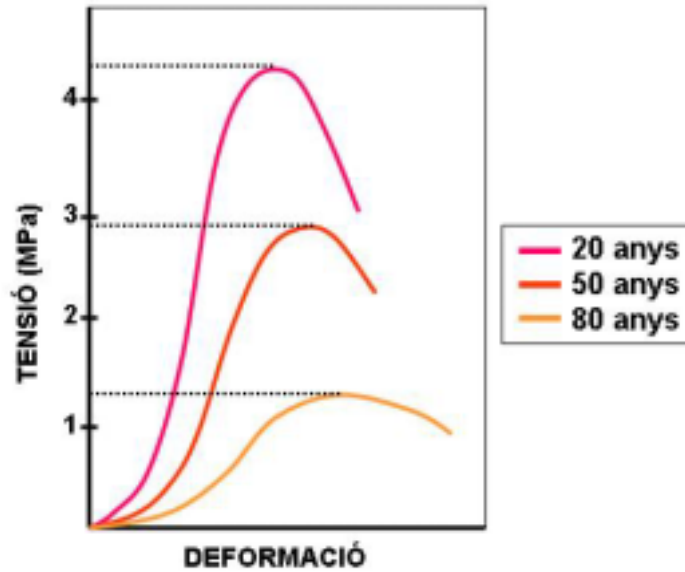


Figura 2.11. Disminució de la resistència mecànica de l'os trabecular vertebral en direcció longitudinal, d'acord amb l'edat i el contingut mineral ossi (Mosekilde<sup>67</sup>, 1992).

Així doncs, es posa en evidència que l'estructura òssia, present en individus joves, canvia gradualment donant lloc a una xarxa de mínima connectivitat, i que les trabècules amb capacitat de càrrega es veuen sotmeses a forces de flexió i torsió en comptes de les típiques forces de compressió (Jensen i col·lab.<sup>69</sup>, 1990). Aquests canvis indiquen la relació existent entre les variacions biomecàniques i les estructurals en l'os trabecular central en les vèrtebres.

Sembla probable que la perforació i la desconexió en la xarxa trabecular, deguda a l'envelliment, són, juntament amb la pèrdua de massa òssia, les responsables de la disminució de la resistència. A més, una vegada perduda, la connectivitat no pot tornar a establir-se, donat que l'os lamel·lar neoformat és incapaç de reomplir els forats, ja que els osteoblastes no troben superfície on depositar os i els hi manquen estímuls mecànics que els activin (Parfitt<sup>70</sup> 1987).

Altres investigadors també han descrit els canvis en la connectivitat estructural dels cossos vertebrals amb l'edat (Bergot i col·lab.<sup>71</sup> 1988). La majoria d'aquests treballs indiquen un canvi estructural en l'os trabecular central, amb un marcat estretament dels feixos trabeculars horitzontals i la seva posterior desaparició, deixant sense suport a les trabècules verticals.

L'estudi de Mosekilde<sup>67</sup> (1992) també va revelar que amb l'edat es produeix un aprimament de les trabècules horitzontals de 180 a 90 micres, i que sovint

s'observen perforacions osteoclàstiques en les primes trabècules horitzontals. També desapareixen algunes trabècules verticals, encara que no es modifica el gruix mitjà de les que resten. Per tot això, la distància de trabècules augmenta de tres a quatre vegades des dels 20 als 80 anys. Així doncs, els canvis estructurals i de massa òssia proporcionen una adequada explicació per les pronunciades variacions en les característiques biomecàniques que es produeixen amb l'edat.

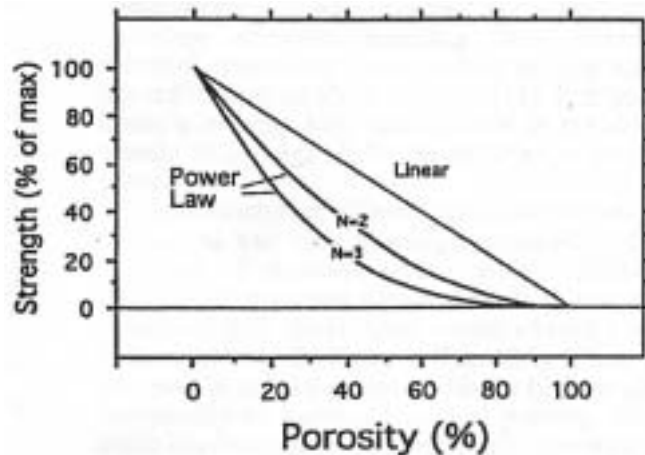
Durant l'envelliment es produeixen algunes diferències de menor entitat en la massa òssia, mida, estructura i característiques biomecàniques relacionades amb el sexe (Mosekilde <sup>67</sup> 1992). Els homes mostren un màxim de massa òssia un 15-20% superior al de les dones. Aquesta dada és certa, tant en l'esquelet axial com en el d'extremitats. S'ha observat que els cossos vertebrals dels homes i les dones presenten una densitat òssia idèntica, però donat que els cossos vertebrals dels homes presenten una àrea transversal entre un 20 i un 30 % superior al de les dones, la capacitat de càrrega dels cossos vertebrals masculins és superior, essent més acusat a l'edat de 20-30 anys. A pesar de què Krolner <sup>72</sup> (1982) va demostrar que les dones amb osteoporosi presentaven cossos vertebrals de mida petita, i amb això una capacitat de càrrega reduïda, aquesta característica sembla no determinant en la incidència de fractures osteoporòtiques.

Així mateix, s'han observat canvis en l'entramat trabecular relacionats amb el sexe. En les dones sembla haver-hi una major perforació osteoclàstica en les trabècules horitzontals que en els homes. Això es detecta per un augment de la distància entre els feixos trabeculars horitzontals a partir dels 70 anys. Aquesta diferència entre homes i dones pot ser provocada per diferents factors: una xarxa trabecular més prima en dones que en homes, nivells menors de càrrega al llarg de la vida, major freqüència d'activació d'unitats de remodelació durant la menopausa i augment de la reabsorció en la postmenopausa. Aquesta tendència a la perforació de les trabècules horitzontals provoca una disminució de la resistència a la compressió en la direcció horitzontal. Aquesta diferència és més evident a partir dels 50 anys. No s'observen diferències degudes al sexe en la resistència a la compressió vertical ni en la densitat òssia<sup>17</sup>.

En un estudi publicat recentment (2002), Turner <sup>73</sup> correlaciona estretament la porositat i la resistència de l'os mitjançant la següent llei: resistència =  $k(1-P)^N$ ,

a on  $P$  és la porositat i  $k$  una constant. Inicialment es va pensar que la resistència òssia era millor definida amb  $N$  igual a 2, i que el mòdul de Young de l'os era definit per  $N$  igual a 3. Posteriorment s'ha vist que el mòdul de Young i la resistència de l'os són proporcionals. Per tant, possiblement la relació entre la porositat i la resistència descriu una corba més pròxima a 3 que a 2. Aquesta relació ens determinarà que petits increments en la porositat condicionin majors disminucions en la resistència de l'os (figura 2.12).

Figura 2.12. Correlació entre la porositat i la resistència de l'os (pres de Turner <sup>73</sup> 2002).



Aquesta resistència a la compressió es pot predir amb tomografia computeritzada, segons el treball de Biggemann<sup>74</sup> i col·lab. (1988).

S'ha demostrat en diferents estudis la importància de les tensions i deformacions en l'equilibri entre les fases de formació i reabsorció òssia, en el manteniment de la massa òssia i en la resistència de la mateixa<sup>75</sup>. També s'ha observat que la seqüència de la remodelació (activació, reabsorció i formació) en cada zona de l'esquelet depèn de la càrrega mecànica, en virtut de la llei de Wolff<sup>51</sup>. Aquest fet és molt important si es té en compte que en l'esquelet adult normal hi ha d'un a dos milions de zones de remodelació actives al mateix temps. Varis autors han demostrat que la remodelació òssia està en funció de la utilització mecànica que d'ells se'n faci (Goodship<sup>76</sup> 1979, Rubin i Lanyon<sup>77</sup> 1985, Burr i col·lab.<sup>78</sup> 1989, El-Haj i col·lab.<sup>79</sup> 1990). Aquests investigadors han realitzat estudis amb animals d'experimentació que demostren un efecte positiu de la càrrega sobre la remodelació i modelat ossi. Dels treballs en humans (Block i col·lab.<sup>80</sup> 1986) es conclou que els homes joves molt actius presenten una mida major dels cossos vertebrals en comparació amb un grup control amb vida sedentària. Hi ha varis estudis realitzats en fèmur humà, els quals si bé la resistència de l'os disminueix amb l'edat en ambdós sexes, únicament els

homes sofreixen canvis estructurals que compensen la pèrdua de resistència, en concret és el moment d'inèrcia de la secció transversal diafisària que es modifica en els homes i no en les dones.

Krolner i col·lab.<sup>72</sup> (1982) van demostrar que la immobilització en els pacients que havien patit un prolapse discal, provocava una disminució en el contingut mineral ossi del raquis d'un 0.9% per setmana, i encara que aquesta pèrdua era recuperable amb la deambulació, era necessari que transcorregués un temps 4 o 5 vegades superior. Hi ha nombrosos estudis que demostren l'efecte positiu de l'exercici sobre la massa òssia, però són necessaris seguiments a més llarg termini que permetin determinar la funció de l'exercici físic com a profilaxi davant l'osteoporosi (Mosekilde<sup>67</sup> 1992).

L'augment de l'àrea transversal del cos vertebral en homes i no en dones que s'observa al llarg de la vida constitueix un altre factor que suporta la idea que l'activitat física, i amb ella la càrrega mecànica, és necessària per al manteniment de la resistència òssia. Aquest increment transversal està provocat pel creixement del periosti continu, l'estímul del qual és la pròpia càrrega mecànica (Garn i col·lab.<sup>81</sup> 1964).

### **2.2.1.2 Característiques mecàniques del disc.**

La biomecànica del disc intervertebral és complexa i ha estat objecte d'estudi en múltiples treballs<sup>17,20,29,39,41,82</sup>. En el present treball volem donar algunes pinzellades sobre aquesta biomecànica ja que creiem que és important per entendre la configuració del model d'elements finits, tot i que la biomecànica del disc intervertebral no és pròpiament l'objectiu d'aquest estudi.

Les càrregues a les que està sotmès el disc són bàsicament quatre:

1. **Compressió:** és la més important per la posició de bipedestació i, degut a la pressió hidrostàtica del nucli polpós, genera tensions de compressió i tracció a nivell de l'annulus.
2. **Flexió - extensió:** important en aixecar pesos. La flexió provoca tensions de tracció en les fibres posteriors de l'annulus i compressió en les fibres anteriors. L'extensió provoca l'efecte contrari.
3. **Torsió:** Originades en girar el tronc respecte a la pelvis, i provoca tensions tangencials en el disc. Aquestes càrregues són suportades pel disc i les caretes articulars simultàniament.

4. Cisalladura: està lligada al moviment de flexió del tronc, i és major si major és aquesta inclinació. També provoca tensions tangencials a nivell de l'anell fibrós.

El disc intervertebral, com ja sabem, és una estructura viscoelàstica, és a dir, el seu comportament càrrega - desplaçament depèn del temps, i per tant cal estudiar ambdues propietats (elasticitat i viscoelasticitat) per separat. Si realitzem assajos a baixes velocitats minimitzarem les propietats viscoelàstiques i per tant estarem estudiant les propietats elàstiques del disc intervertebral.

Pel que fa a les característiques elàstiques del disc intervertebral, s'han utilitzat assajos a compressió<sup>29</sup>. L'espècimen típic que s'ha utilitzat en bona part dels estudis és un disc intervertebral amb el lligament anterior i posterior íntegre, i una fina capa de teixit ossi en cada extrem, aplicant una força de compressió controlada en cada extrem dins d'una màquina d'assajos, que es registra juntament al desplaçament. La corba que s'obté representa la càrrega davant el desplaçament, i és molt útil per determinar el comportament mecànic d'un espècimen. Aquesta corba presenta una forma de S itàlica. Això implica que el disc presenta escassa rigidesa per a càrregues de compressió baixes, però que en anar incrementant-se la càrrega augmenta també aquesta rigidesa. Per tant, presenta un comportament flexible a càrregues de baix nivell i major estabilitat per a càrregues més elevades (figura 2.13).

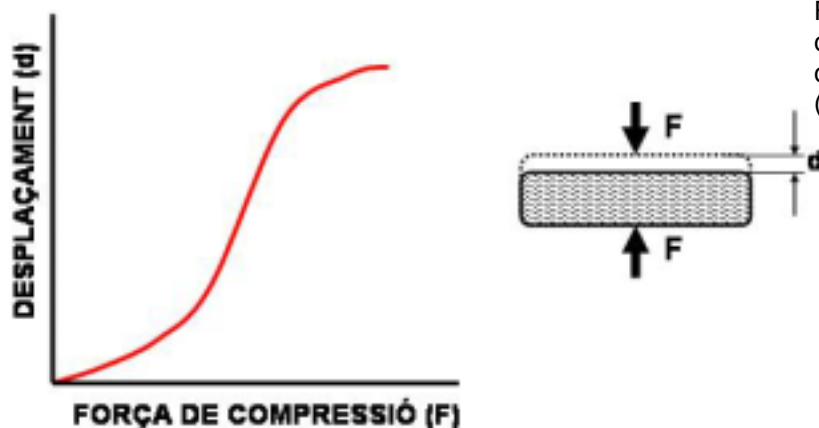


Figura 2.13. Corba típica de càrrega / deformació d'un disc intervertebral (White i Panjabi, 1990<sup>29</sup>).

Hirsch<sup>83</sup> (1955) va analitzar el comportament del disc i del nucli polpós com repartidor de tensions. El disc L5-S1 en bipedestació suporta 16 Kg per centímetre quadrat. Quan el disc no suporta càrregues, la tensió del nucli no és nul·la, sinó que presenta una pretensió. Aquesta pretensió permet que aquest

disc resisteixi millor les forces de compressió i d'inflexió. Aquest estat de pretensió explica també les reaccions elàstiques del disc, i la capacitat esmorteïdora del mateix (figura 2.14).

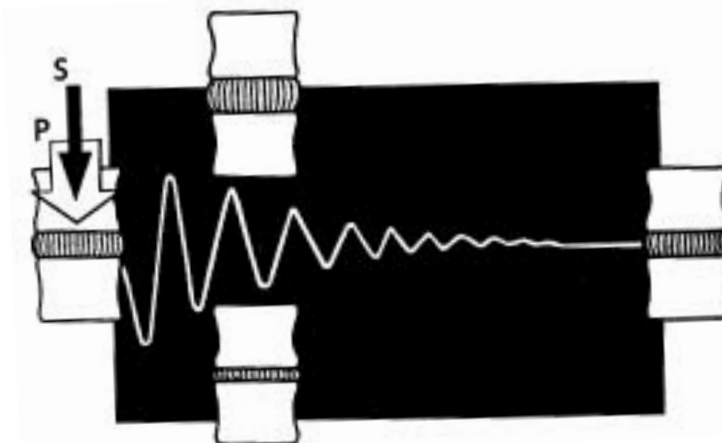


Figura 2.14. Comportament del disc sota càrrega brusca. Quan un disc està precarregat (P) i s'afegeix bruscament una nova càrrega (S), l'espessor disminueix i després augmenta, seguint una corba oscil·lant que s'amorteïx a l'instant. Aquest comportament es dona en un segon (pres de Hirsch<sup>83</sup>, 1955).

Quan hi ha una pressió sobre el nucli, l'aigua continguda en la substància del nucli surt a fora. La pressió d'imbibició del nucli és considerable, podent arribar a 250 mmHg. Si s'aplica una càrrega constant sobre els discos intervertebrals, la disminució del gruix no és lineal, sinó que és exponencial, el que suggereix que el procés de deshidratació és proporcional al volum del nucli (Hirsch<sup>83</sup>, 1955, figura 2.15).

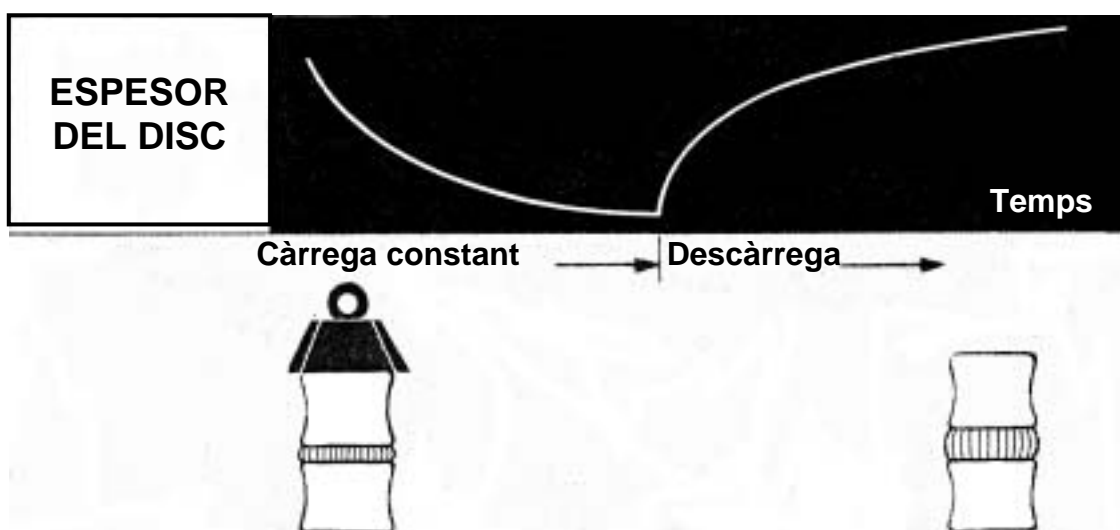


Figura 2.15. Comportament del disc sota càrrega constant (Hirsch<sup>83</sup> 1955).

Quan es retira la càrrega, el disc recupera la seva espessor inicial, però la corba tampoc és lineal, sinó exponencialment inversa, i la recuperació necessita un cert temps. Si aquestes càrregues es donen molt seguides, el disc no té temps de recuperar-se, o si són molt perllongades, la recuperació no es completa, implicant el procés d'envelliment (Kapandji<sup>41</sup> 1991).

Per a comparar la resistència relativa del disc amb la dels cossos vertebrals s'han realitzat diversos estudis. Brown i col·laboradors<sup>84</sup> (1957) van agafar unitats vertebrals funcionals lumbar, els hi van eliminar els elements posteriors, i les van sotmetre a càrregues de compressió. El primer element que va fallar va ser la vèrtebra, per fractura a nivell de la placa terminal, sense que el disc fallés en cap dels experiments. Així mateix, el mode de fallida va dependre en gran mesura del grau d'osteoporosi del cos vertebral, i no del nivell de degeneració del disc. Sota càrrega de compressió centrada, el disc té tendència a fer protrusió en el pla horitzontal però sense cap direcció específica, el que implica que la tendència *in vivo* de produir-se l'hèrnia posterolateral és més per l'orientació de les forces de càrrega que per l'estructura anatòmica.

L'anell fibrós, a diferència del disc en global, pot trobar-se sotmès a càrregues de tracció. En flexió, l'eix de rotació és perpendicular al pla sagital. Per tant, la part posterior del disc es troba sotmesa a tracció. En extensió és la part anterior la que se sotmet a tracció. En flexió lateral, la zona de la convexitat de la columna flexionada és la que està sotmesa a tracció. En la rotació axial les tensions de tracció apareixen a 45° del pla del disc. Per últim, les càrregues de compressió sobre el disc també generen, en discos sans, tensions de tracció sobre les fibres de l'anell perifèric. Per tant, es pot concloure que pràcticament tots els estats de càrrega provoquen tensions de tracció sobre l'anell perifèric.

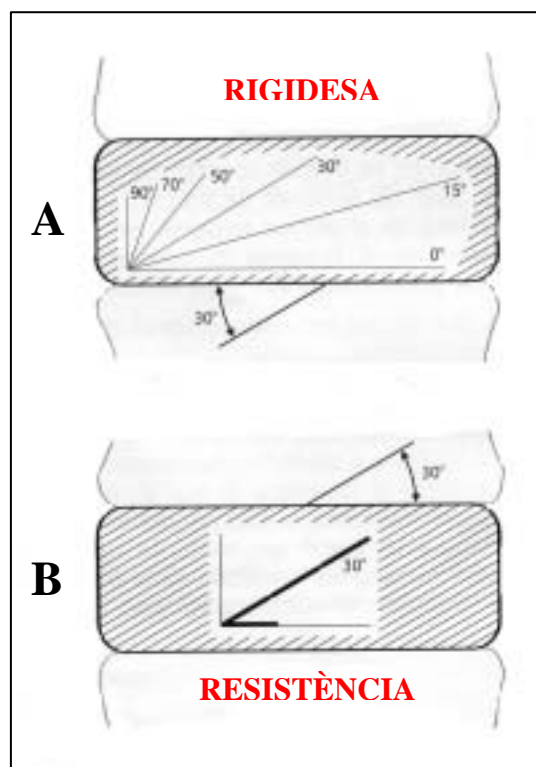
En el mateix estudi abans mencionat, Brown i col·laboradors<sup>84</sup> van agafar múltiples seccions rectangulars de disc unides a les plaques terminals dels cossos vertebrals adjacents, orientades axialment. D'aquesta manera van topografiar per zones el disc en petites unitats, que van sotmetre a tracció fins arribar a la fallida. Com a resultat es va veure que el disc era més resistent a nivell anterior i posterior (0.7-1.4 MPa) que en la zona lateral i central corresponent al nucli polpós (0-0.3 MPa). Aquesta distribució respon a un reforç en les zones que habitualment es veuen més sotmeses a tracció.

Galante<sup>85</sup> al 1967 va portar a terme un ambiciós treball amb l'objectiu de caracteritzar la resistència a la tracció del disc en les diferents orientacions. Va preparar mostres prismàtiques de disc intervertebral en diferents orientacions i les va sotmetre a càrregues de tracció. El resultat va mostrar que la rigidesa varia de forma molt important en funció de la direcció de la mostra, essent les mostres preses en direcció axial les més flexibles i les preses a 15° les més rígides. Pel que fa a les mostres preses en la direcció de les fibres (és a dir, a 30°) aquesta era tres vegades majors que la presa paral·lela al pla del disc. Dels resultats d'aquest treball es conclou que el disc intervertebral és una estructura clarament anisotròpica (figura 2.16).

Figura 2.16. Anisotropia del disc.

A Rigidesa a la tensió de l'*annulus* en diferents direccions. La rigidesa és màxima a 15° del pla del disc, i és menor perpendicular al platet vertebral.

B. Resistència de l'*annulus* fibrós respecte a dues direccions. Les mostres testades en la direcció de les fibres del *annulus* (a 30°) són tres vegades més resistents que en la direcció horitzontal. (Galante<sup>55</sup> 1967).



En estudis sobre el disc complet es va observar major rigidesa i resistència a la compressió que a la tracció, degut a l'efecte hidrostàtic del nucli polpós.

En els assajos de Brown<sup>84</sup> (1957) es va observar que el disc protuïa anteriorment durant la flexió anterior, posteriorment durant l'extensió i cap al costat còncav durant la flexió lateral. Aquestes troballes van ser corroborades posteriorment (Roaf<sup>86</sup> 1960), quedant demostrat que l'expulsió del disc té lloc sempre cap al costat còncav de la corba. Aquest mateix autor va demostrar mitjançant discografies que durant els moviments de flexió - extensió, el nucli polpós no canviava ni de forma ni de posició.



Farfán<sup>59</sup> al 1973 va proposar que les càrregues de torsió són la causa més important de les lesions del raquis. Aquest autor va emprar unitats funcionals del raquis lumbar de cadàver, assajant la torsió al voltant d'un eix que passava a través de la part posterior del disc intervertebral. Es va registrar de forma contínua el parell torçor i l'angle girat fins a arribar a la fallida. Les corbes càrrega - desplaçament van demostrar tres zones clarament diferenciades. La zona inicial, de 0 a 3° de deformació, es va produir amb un nivell molt baix de càrrega. En la zona mitja, de 3 a 12° de rotació, es mostrava una relació lineal entre la càrrega i el desplaçament. I en l'última zona, a partir de 12° de rotació, es perdia la linealitat i s'arribava a la fallida. El parell torçor de trencament va ser un 25% menor en espècimens amb el disc degenerat. L'angle mitjà de ruptura pels discos no degenerats va ser de 16°, mentre que pels degenerats va ser de 14°. Generalment els discos de major mida van suportar major càrrega de torsió, i també ho van fer els discos més rodons davant els més ovalats.

Els assajos a torsió no proporcionen informació precisa sobre les característiques del material del disc sotmès a força tallant, doncs la distribució de tensions tangencials que proporcionen aquest tipus de càrregues no és uniforme. Les tensions màximes s'assoleixen a la perifèria del disc, essent mínimes en el centre. Per tant, és necessari realitzar estudis amb càrregues tallants que proporcionin distribucions uniformes de tensions tangencials. En aquesta direcció, Markoff<sup>87</sup> al 1974 va aplicar forces sobre el disc paral·leles al pla de les plaques terminals, registrant la força aplicada i el desplaçament relatiu entre les cares del disc. Va obtenir un valor de rigidesa al tallant en les direccions anteroposterior i lateral d'uns 260 N/mm. Aquest valor, ja per si elevat, té com a conseqüència clínica que es necessita una força transversal molt important per produir desplaçaments horitzontals anormals, el que indica que és rara la fallida de l'anell degut únicament a forces tallants. L'evidència clínica d'una disrupció anular es deu, probablement, a una combinació de càrregues de flexió, torsió i compressió.

La rigidesa del disc intervertebral davant diferents modes de càrrega ha estat motiu d'estudi de diferents treballs. En la taula 2.2 es reflecteix el resultat d'alguns d'aquests treballs.

## 2. Fonaments.

Taula 2.2. Valors de rigidesa del disc intervertebral per a diferents modes de càrrega (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

	Any	Coef. Rigidesa	Càrreg màx.	Regió raquis
<b>COMPRESSIÓ</b>				
Virgin <sup>29</sup>	1951	2.5 MN/m	4500 N	Lumbar
Hirsch <sup>83</sup>	1954	0.7 MN/m	1000 N	Lumbar
Brown i col·lab. <sup>84</sup>	1957	2.3 MN/m	5300 N	Lumbar
Markolf <sup>87</sup>	1970	1.8 MN/m	1800 N	Toràcica
<b>TRACCIÓ</b>				
Markolf <sup>87</sup>	1970	1.0 MN/m	1800 N	Toràcica
<b>TALLANT</b>				
Markolf <sup>87</sup>	1970	0.26 MN/m	150 N	Toràcica
<b>ROTACIÓ</b>				
Farfan i col·lab. <sup>59</sup>	1970	2.0 Nm/deg	31 Nm	Lumbar

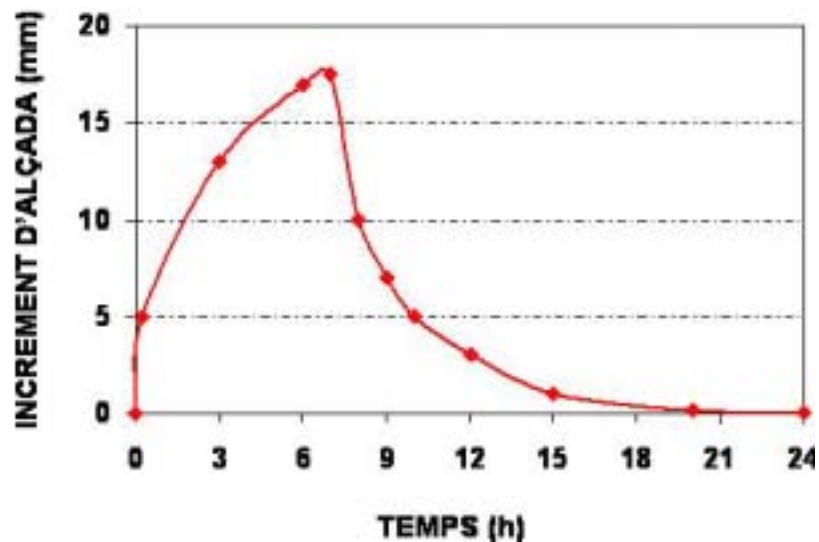
Pel que fa a les característiques viscoelàstiques del disc intervertebral, es diu que un material presenta un comportament viscoelàstic quan les seves propietats mecàniques depenen del temps, per exemple, si realitzem els experiments anteriors a velocitats superiors trobarem una major rigidesa amb l'increment de la velocitat de l'assaig<sup>17</sup>. Un altre exemple d'aquesta viscoelasticitat del disc és la disminució d'alçada que patim les persones (al voltant del 1 %) al llarg del dia (Krag i col·lab.<sup>88</sup> 1990). Aquest comportament viscoelàstic del disc es deu a dos factors principalment: en primer lloc, al caràcter viscoelàstic de les fibres de col·lagen de l'anell fibrós, i en segon lloc al flux de fluid intern del nucli polpós a través de l'anell.

El disc intervertebral té dues característiques típicament viscoelàstiques, el *creep* o fluència lenta i la histèresi. En un estudi realitzat per Kazarian<sup>89</sup> al 1975, analitzant unitats vertebrals funcionals sota càrrega de compressió, es van dividir els espècimens en funció del grau de degeneració discal en quatre grups, i es va veure que hi havia una estreta relació entre les característiques de fluència i la degeneració del disc. Per a espècimens amb el disc no degenerats va arribar a una menor deformació final i després d'un major temps, el que va demostrar que la degeneració del disc disminuïa l'efecte viscoelàstic, implicant una pèrdua de la capacitat esmorteïdora per atenuar xocs i per a distribuir càrregues sobre les plaques terminals.

Un intent de crear un model analític que expliqués el comportament del disc va ser plantejat per Burns i Kaleps<sup>90</sup> al 1980. Aquests autors van simular el comportament del disc com un cos de Kelvin (és a dir, un model físic compost per elements ideals) amb molles lineals de constant  $K$  i esmorteïdors amb un coeficient de viscositat  $\mu$ . Les molles representen el comportament elàstic i els esmorteïdors el comportament viscos del disc.

L'evolució de l'alçada total del raquis va ser estudiada per Bromberg<sup>91</sup> (1993) plantejant un model matemàtic per estimar la variació (considerant que tota la variació es deu a les característiques viscoelàstiques del disc) en funció del temps i de la càrrega de compressió suportada. Aquest model es planteja considerant que la pressió del nucli polpós s'ajusta, mitjançant el flux d'entrada o sortida de líquid, per aconseguir l'equilibri entre la càrrega de compressió que actua sobre el disc i la tensió de tracció de les fibres de l'anell. En la figura 2.17 es mostra la corba estimada de variació de l'alçada d'una persona al llarg del dia. El model prediu que l'altura total disminueix un mm. de manera instantània en passar del decúbit a la bipedestació, degut al comportament elàstic de les fibres.

Figura 2.17. Estimació de la variació d'alçada que experimenta una persona a llarg del dia realitzant una activitat normal. Les primeres 8 hores corresponen al descans en decúbit (Broberg<sup>91</sup>, 1993).



La histèresi del disc intervertebral consisteix en una pèrdua d'energia de deformació quan l'estructura se sotmet a cicles successius de càrrega i descàrrega. Quan una persona salta, l'energia del xoc s'absorbeix pels discos gràcies a aquest fenomen. La histèresi varia amb els valors de la càrrega aplicada, amb l'edat del disc i amb el nivell vertebral. Per a càrregues elevades, el fenomen d'histèresi s'accentua, essent també major en discos d'individus

joves. En quant als nivells vertebrals, aquest fenomen és més important en els discos lumbaris inferiors que en els superiors. Donat que la histèresi depèn del nivell de càrrega aplicat, és a dir, de l'energia implicada, Koeller i col·lab.<sup>92</sup> al 1986 van definir un paràmetre per a caracteritzar el caràcter viscoelàstic del disc intervertebral. Aquest paràmetre és el quocient entre l'energia dissipada per la histèresi i l'energia aplicada, essent de valor 0 per a materials purament elàstics i de 1 per a materials viscosos. Aquest coeficient varia amb l'edat (segons Koeller<sup>92</sup>), essent màxim en individus més joves (al voltant de 0.20 als 10 anys), descendint amb l'edat (0.16 als 20 anys) fins arribar al mínim als 30-40 anys (0.14) per tornar a augmentar lleugerament a partir d'aquesta edat.

Pel que fa al comportament del disc a la fatiga, és important conèixer com el disc respondrà a la mateixa, donat que la capacitat de reparació i regeneració del disc intervertebral és baixa. S'han realitzat diversos assajos per determinar el nombre de cicles de càrrega abans de l'aparició de fissures en el disc. D'aquesta manera, van ser pioners els estudis de Brown i col·laboradors<sup>84</sup> al 1957, els quals aplicaven una petita càrrega de compressió axial juntament amb un moviment de flexió anterior de 5°. El disc va mostrar signes inicials de fallida a 200 cicles i va arribar a la fallida completa a 1000 cicles, el que demostra una baixa resistència del disc a la fatiga. Adams i Hutton<sup>93</sup> (1983) van estudiar 52 discos lumbaris sotmesos a càrregues dinàmiques de compressió i flexió. Sis d'ells van patir una prolapse gradual, iniciant-se amb una distorsió de les làmines de l'anell fins a formar fissures radials per les que protuïa el nucli polpós. Aquest fenomen s'observà en individus joves de forma majoritària i en la zona lumbar inferior. En els individus de major edat en els que ja hi havia fissures preexistents es va observar un comportament més estable. Pel contrari, la major part de les fallides es van observar per fractura de les plaques terminals o del cos vertebral. Altres estudis posteriors, com el de Hannson i col·lab.<sup>94</sup> (1989) o el de Kasra i col·lab.<sup>95</sup> (1992) confirmen els mateixos resultats.

### ***Biomecànica funcional del disc.***

Quan les tensions en un teixit superen la resistència del mateix apareix la fallida per ruptura<sup>96</sup>. Per tant, amb l'objectiu d'entendre la fallida del disc hem de conèixer el tipus, la direcció i la magnitud de les tensions generades així

com la resposta a càrregues a què està sotmès, denominant-se anàlisi tenso-deformacional del disc intervertebral. En general, la determinació de l'anàlisi tenso-deformacional és difícil ja que es dona principalment en l'interior del disc i, per tant, no és visible sense alterar la seva estructura.

Els primers estudis van caracteritzar el disc en funció d'equacions físiques segons el comportament dels seus elements. Broberg i Von Essen<sup>97</sup> (1980) van modelitzar un disc amb una simetria cilíndrica, un nucli polpós consistent en un fluid incompressible i 11 capes en l'anell fibrós amb les fibres inclinades de manera alternant. Amb aquest model només es va estudiar el comportament sota càrrega de compressió axial, obtenint-se uns valors de pressió intradiscal i de protrusió del disc que s'ajustaven acceptablement als valors experimentals trobats per altres autors. No obstant, el fet de considerar que l'espai entre capes estava ple d'aquest mateix fluid incompressible, feia que el model no fos aplicable als casos de flexió i torsió.

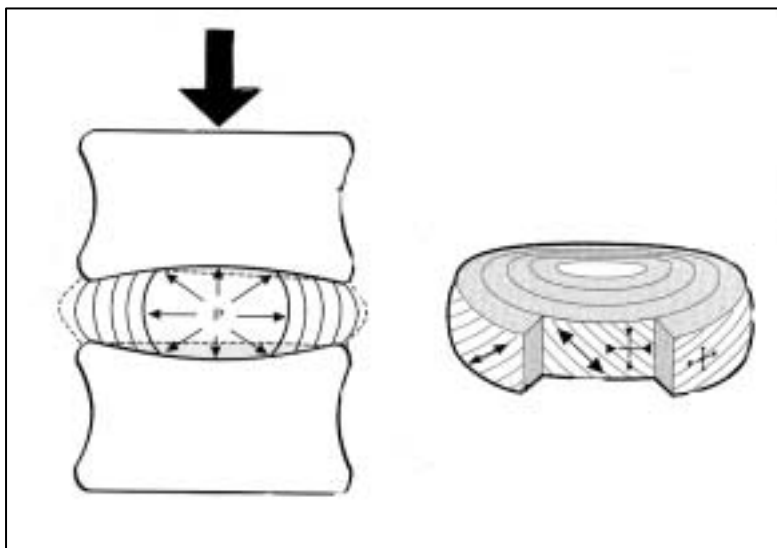
Donada la complexitat del comportament mecànic del disc intervertebral, va ser necessària l'aparició d'ordinadors potents per a la implementació de models matemàtics més sofisticats que consideressin tota la complexitat del disc intervertebral. Concretament, els estudis més acurats es van realitzar utilitzant el model matemàtic que hem emprat en la realització d'aquesta tesi, és a dir, el mètode dels elements finits. Amb aquests models s'ha pogut determinar el comportament del disc sota els diferents tipus de càrrega, que tot seguit analitzarem.

Les càrregues de compressió són transmises per la placa terminal d'una vèrtebra a la placa terminal de la vèrtebra inferior a través dels elements intermedis: el nucli polpós i l'anell fibrós. Fins als 25-30 anys el nucli té un contingut en aigua suficient per actuar com una massa gelatinosa incompressible. En aplicar una càrrega es desenvolupa una pressió en l'interior del nucli que empena a les estructures del voltant, allunyant-les del centre<sup>29</sup> (figura 2.18).

Aquesta pressió té tendència a mantenir allunyats els cossos vertebrals i a empentar radialment l'anell fibrós. Sota aquest tipus de càrregues es genera en l'anell fibrós una distribució de tensió complexa. Mentre que les fibres amb direcció a 30° de l'anell estan sotmeses a tensions de tracció, en les direccions axials i circumferencial estan sotmeses a tensions de compressió, encara que

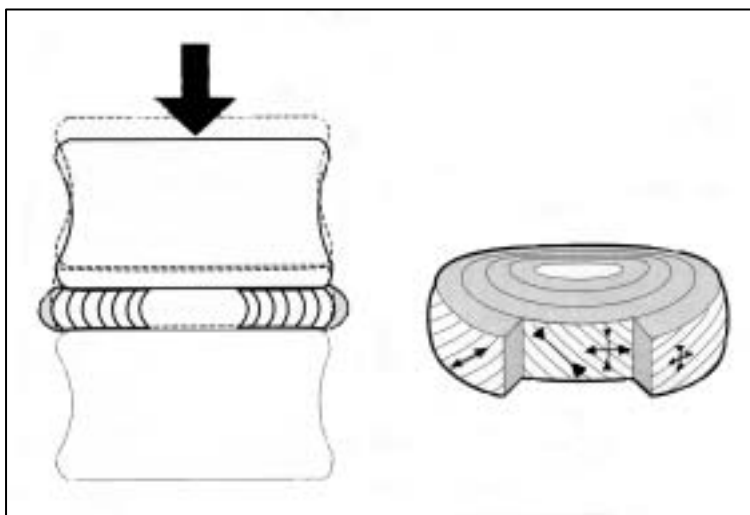
de menor valor que les anteriors, essent menors els nivells tensionals a mesura que ens allunyem del nucli<sup>29</sup>.

Figura 2.18. Comportament d'un disc no degenerat sotmès a compressió pura (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).



Si el disc està degenerat, la situació és completament diferent. La transmissió de càrregues s'altera, doncs el nucli no és capaç de mantenir una pressió hidrostàtica suficient. En conseqüència, les plaques terminals estan subjectes a menys pressió en el seu centre i la transmissió de càrregues es desvia cap a la perifèria, variant per tant, la distribució tensional de l'anell. En les capes més externes de l'anell degenerat, les tensions en direcció axial i circumferencial són petites, essent la tensió axial de compressió propera a zero. La tensió en la direcció de les fibres segueix essent de tracció en les capes externes. Pel contrari, en les capes internes, la tensió en la direcció de les fibres passa a ser de compressió, mentre que l'axial i la circumferencial passen a ser del mateix ordre que les de les capes externes<sup>29</sup> (figura 2.19).

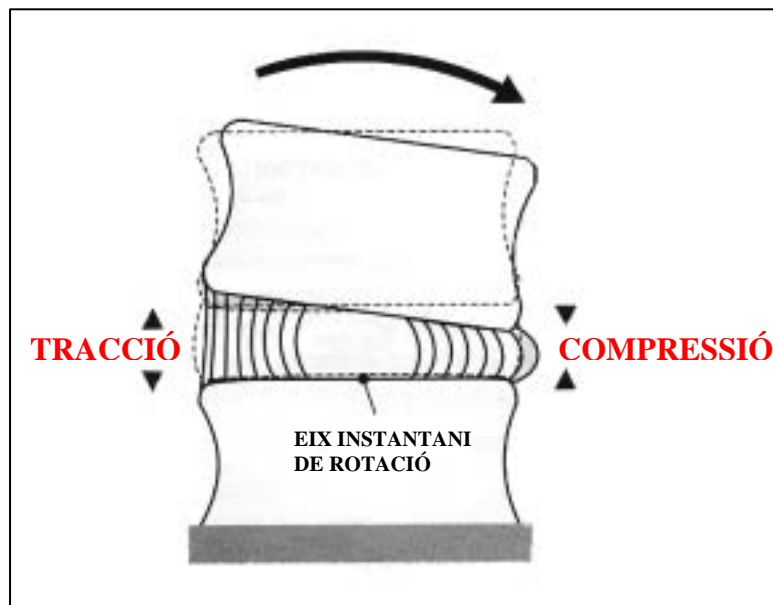
Figura 2.19. Comportament d'un disc degenerat sotmès a compressió pura (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).



A partir d'aquests models i amb experimentació en el laboratori es comprova que les tensions generades en el disc intervertebral, ja sigui normal o degenerat, no són suficientment grans per a provocar la fallida del disc, ja que en els estudis experimentals a compressió pura la fallida venia donada per les plaques terminals<sup>96</sup>.

Quan sobre el raquis actuen moments flexors (flexió, extensió i flexió lateral), la part cònca de la corba està sotmesa a compressió i la part convexa a tracció. Per tant, part del disc està sotmès a compressió i part a tracció. La part del disc sotmesa a tracció es contrau radialment, mentre que la part sotmesa a compressió tendeix a fer protrusió, és a dir, a expandir-se radialment. Pel mecanisme de flexió, seran les capes més allunyades de l'eix de rotació (situat aproximadament en el centre del platet inferior) les que suportaran els majors nivells tensionals en la direcció axial<sup>29</sup> (figura 2.20).

Figura 2.20. Comportament del disc sotmès a moments flexors (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).



Shirazi-Adl i col·laboradors<sup>98</sup> (1986) van estudiar en el seu model d'elements finits el comportament del disc sotmès a flexió i extensió, comparant el comportament d'un disc intacte amb el comportament d'un disc degenerat i amb l'efecte de l'eliminació de les caretes articulars. Amb el disc degenerat va evidenciar una lleu pèrdua de la rigidesa a la flexió, deguda a la pèrdua de pressió en el nucli polpós. Amb l'eliminació de les caretes articulars es va evidenciar una important pèrdua de la rigidesa en extensió. Les majors tensions en les fibres de col·lagen en un disc normal es dona sota càrregues de flexió, en la capa més interna i en la zona posterolateral de l'anell fibrós. Per a valors

de flexió de 60 Nm les deformacions de les fibres superen el límit elàstic, el que suggereix que una hiperflexió pot induir la fallida d'aquestes fibres ocasionant el prolapse del disc. Dels estudis de Shirazi-Adl també es dedueix que la transmissió de càrregues de la vèrtebra superior a la inferior a través dels elements posteriors depèn del mode de càrrega, és a dir, que en flexió són els lligaments els principals encarregats d'aquesta transmissió, i en extensió són els pedicles, les làmines i les caretes articulars els encarregats d'aquesta transmissió.

Quan se sotmet un disc a un moment de torsió, la distribució de tensions en el disc depèn del grau de degeneració de l'annulus fibrós i de la integritat dels elements posteriors. Els autors anteriors<sup>99</sup> (1986) van estudiar, en un altre treball mitjançant el seu model, el comportament a torsió aplicant un moment de 60 Nm (valor màxim estimat com a fisiològic *in vivo*) en cinc casos: amb un disc no degenerat, amb un disc no degenerat i una càrrega de compressió de 2000 N, amb un disc degenerat i una càrrega de compressió de 2000 N, amb un disc no degenerat però sense elements posteriors i finalment, amb un disc no degenerat sense elements posteriors i amb càrrega de compressió de 2000 N. D'aquest model es va deduir que per a tots als casos estudiats les tensions de tracció en les fibres van ser màximes en la meitat anterior del disc. En els únics casos en els que les fibres en direcció oposada al parell torçor estigueren tensionades van ser en els casos en que els elements posteriors estaven íntegres, i es van situar en la zona posterior i posterolateral. L'eliminació dels elements posteriors es tradueix en un increment de les tensions en les fibres en totes les zones. La pèrdua de la pressió discal (disc degenerat) va reduir les tensions en les fibres, mentre que l'addició de la càrrega de compressió no va modificar substancialment el patró de tensions.

Donat que la determinació de tensions no pot fer-se de forma directa, és necessari recórrer a models teòrics per la seva estimació. No obstant, les deformacions generades en les fibres de l'anell poden mesurar-se en condicions de laboratori. Stokes i Greenapple<sup>100</sup> (1985) van registrar aquestes deformacions sobre unitats vertebrals funcionals a les que se'ls hi havia eliminat els elements posteriors, utilitzant mètodes estereofotogramètrics. La deformació mesurada era relativament petita, menys del 3%, sota una càrrega de compressió de 2500 N, però amb l'aplicació d'un moment torçor de 12 Nm



arribava a valors del 9%. Això probablement indica que les càrregues de compressió sobre el disc són suportades principalment per les fibres més internes de l'anell i pel nucli polpós.

Pel que fa a la pressió generada a dins del disc intervertebral, són pioners els estudis de Nachemson<sup>58</sup> (1960), els quals van demostrar que la pressió experimentada dins del nucli polpós d'un disc intervertebral no degenerat de cadàver, era proporcional a la càrrega de compressió a la que estava sotmès el segment al que pertanyia el disc. Aquesta pressió és aproximadament 1'5 vegades la càrrega de compressió dividida per l'àrea del disc.

En un estudi posterior, Nachemson i Morris<sup>101</sup> (1964), utilitzant aquesta relació van determinar les càrregues de compressió a que està sotmès el raquis lumbar, com a resultat de diferents tasques a partir del registre *in vivo* d'aquestes pressions. Pel registre de les mateixes van utilitzar un transductor en forma d'agulla amb un sensor electrònic a la seva punta (figura 2.21). La pressió intradiscal en L3-L4 per un individu de 70 Kg és del voltant de 300 kPa en bipedestació i relaxat, que equival a una força de compressió de 500 N. Aquesta força correspon al pes del segment corporal per sobre del nivell vertebral estudiat. Amb l'individu assentat o dret amb 20° de flexió del tronc, la força de compressió arriba a un valor de 2.5 vegades el pes corporal i, per a l'individus amb un pes de 20 kg en les mans el valor és de 3 vegades el pes corporal.

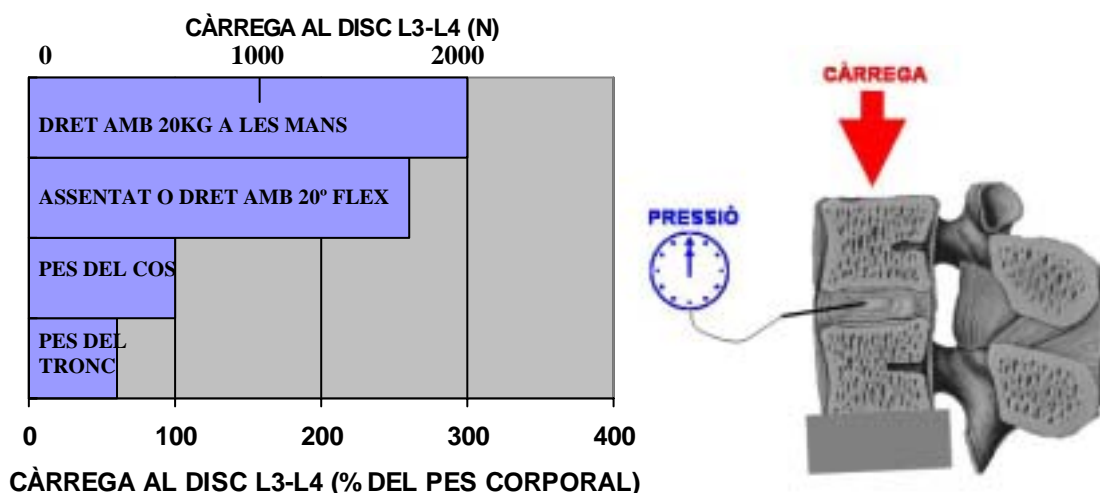


Figura 2.21. Pressió intradiscal sota diferents càrregues. Es col·loca un transductor de pressió intradiscal en el nucli polpós d'un espècimen de cadàver i s'obté una correlació entre la càrrega de compressió i la pressió dins el nucli. Utilitzant la mateixa agulla es van fer mesuraments *in vivo* al nivell del disc L3-L4, en voluntaris, amb els resultats que podem veure en el gràfic (Nachemson i Morris<sup>101</sup>, 1964).

Pot observar-se que la càrrega que suporta el disc és, en general, elevada. El mètode de mesura de la pressió intradiscal ha estat utilitzat per alguns investigadors per obtenir descripcions qualitatives del grau de degeneració del disc. Quinell i Stockdale<sup>102</sup> (1983) van desenvolupar una tècnica mitjançant la qual era possible obtenir valors quantitius a partir de la discografia. El valor de la pressió intradiscal s'estima a partir de la pressió d'injecció d'un líquid radioopac, per sobre del qual comença a entrar líquid en el nucli polpós. Els valors de pressió intradiscal mitjans obtinguts en individus amb disc no degenerat en diferents postures varen ser: 154 kPa en decúbit prono, 550 kPa en posició dreta i 700 kPa en posició assentada. Panjabi i col·lab.<sup>103</sup> al 1988 van desenvolupar una tècnica per enregistrar el volum injectat en el nucli a la vegada que la pressió intradiscal sobre unitats vertebrals funcionals de cadàver, i varen trobar una relació significativa entre el grau degeneratiu del disc i la pressió intradiscal intrínseca, definida com la que es necessita superar per començar a introduir líquid. La pressió intrínseca mitjana per a discos no degenerats va ser entre 95 i 125 kPa, i per a discos degenerats de 65 kPa. També va enregistrar una pressió màxima a la que varen arribar, obtenint una relació inversa amb el grau de degeneració, amb valors superiors a 500 kPa pels discos no degenerats i de 200-230 kPa pels discos més degenerats. En posició dreta la càrrega de compressió lumbar és més del doble del pes del cos per sobre del segment, assentat és al voltant de tres vegades i en determinades tasques dinàmiques es pot multiplicar per deu. En la figura 2.22 es pot veure la pressió intradiscal lumbar en diferents activitats quotidianes.

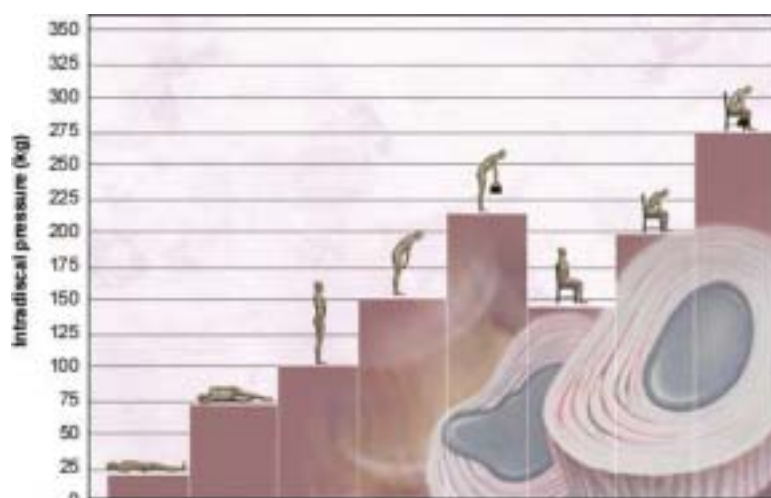


Figura 2.22. Pressió intradiscal en diferents activitats quotidianes (pres de White i Panjabi<sup>29</sup>, 1990).

En la figura 2.23 podem veure com augmenta aquesta pressió intradiscal en funció del tipus de càrrega que suportem en els braços. En general, en extensió del tronc i suportant un pes se sobrecarreguen més els discos superiors del raquis lumbar, mentre que en flexió les pressions són superiors i augmenten com més caudal és el disc<sup>21</sup>.

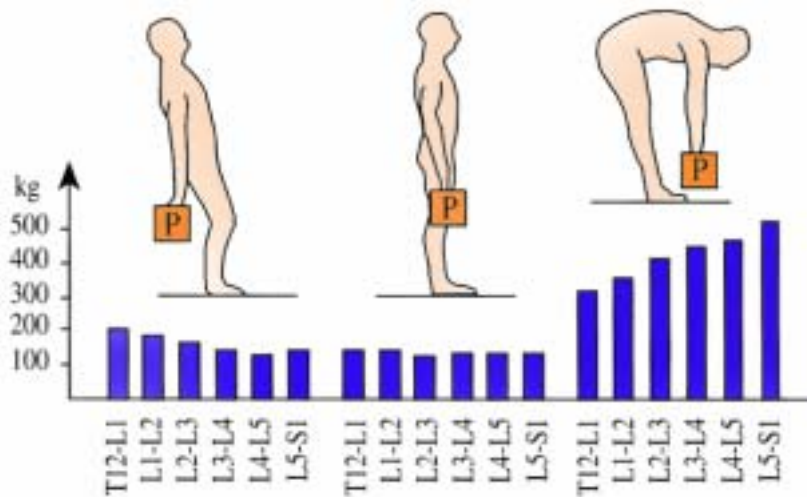


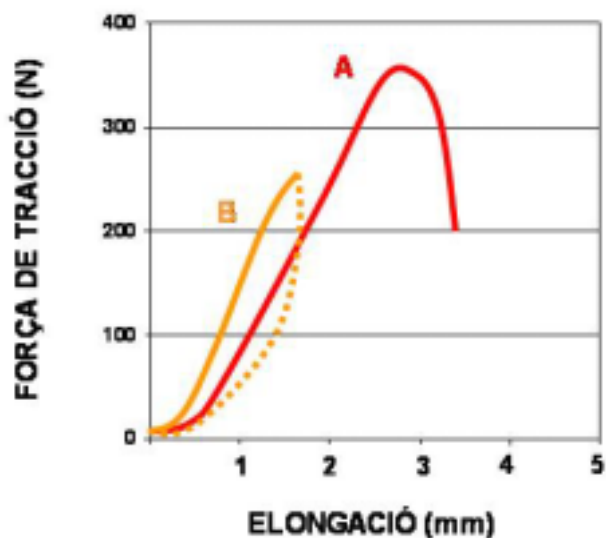
Figura 2.23. Pressions intradiscals per diferents tipus de força i a diferents nivells del raquis lumbar (pres de Proubasta i col·lab.<sup>21</sup> 1997).

### 2.2.1.3 Característiques mecàniques dels lligaments.

Els lligaments presenten unes propietats mecàniques similars a altres teixits tous viscoelàstics no lineals, però adaptats perfectament a la seva funció. Proporcionen flexibilitat a les articulacions i els hi donen estabilitat (Chazal i col·lab.<sup>104</sup>, 1985). Si observem la corba característica de comportament d'allargament en resposta a una força (figura 2.24), apareixen dos zones clarament diferenciades en el rang de les càrregues fisiològiques: una primera de comportament denominat neutre en el que són necessàries petites càrregues per deformar el lligament, i una segona de comportament quasi lineal. Si superem la càrrega màxima fisiològica es passa a una zona traumàtica en la que apareix una zona de fluència fins a arribar a la fallida. Durant els cicles de càrrega i descàrrega dels lligaments s'observa una pèrdua d'energia per histèresi, evidenciant-se el caràcter viscoelàstic dels mateixos. Aquest caràcter viscoelàstic es va perdent amb l'edat, disminuint la protecció

que donen els lligaments a estructures més dèbils davant les càrregues d'impacte.

Figura 2.24. Corba de comportament força - allargament característic d'un lligament. A Ruptura del lligament. B cicle d'histèresi (Chazal i col·lab.<sup>104</sup> 1985).



Són nombrosos els estudis realitzats per establir les característiques mecàniques dels lligaments del raquis (Panjabi<sup>105</sup> 1982, Chazal<sup>104</sup> 1985, Myklebust<sup>106</sup> 1988, Sharma<sup>107</sup> 1995). No obstant, hi ha una gran dispersió de resultats degut als espècimens utilitzats i als mètodes d'assaig emprats. A la taula 2.3 es mostren els paràmetres geomètrics i mecànics que caracteritzen els lligaments de la zona lumbar segons White i Panjabi<sup>29</sup> (1990).

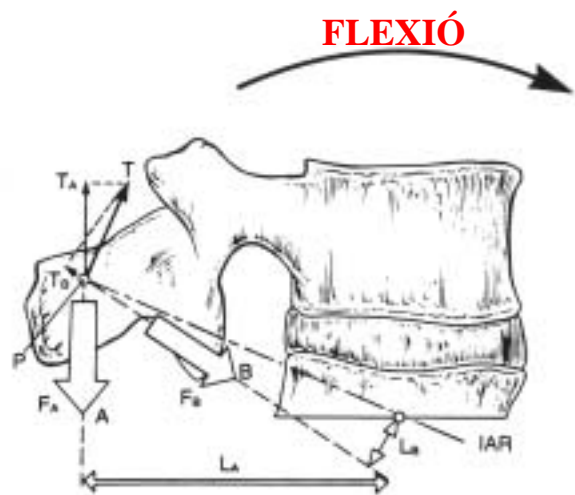
LLIGAMENT	Àrea secció transv. (mm)	Longitud (mm)	Càrrega Màx. (N)	Deformació Màx. (mm)	Tensió (MPa)
Longitudinal anterior	53	13	450	15.2	11.6
Longitudinal posterior	16	11	324	5.1	11.5
Groc	67	19	285	12.7	8.7
Capsular	--	--	122	11.3	7.6
Interespínós	26	--	125	12.0	2.2
Supraespínós	23	11	150	25.9	5.4

Taula 2.3. Paràmetres geomètrics i mecànics dels lligaments lumbar (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

Els lligaments contribueixen a la unitat de les vèrtebres mitjançant una lleugera pretensió. El valor d'aquesta pretensió decreix amb els anys (de 18 N a 5 N per al lligament groc, i de 3 N a 1.5 N per al lligament longitudinal anterior).

Cada lligament queda caracteritzat mecànicament per la càrrega màxima a tracció que suporta, per la seva tensió i deformació de trencament i per la seva rigidesa (Panjabi<sup>105</sup> 1982). No obstant, per caracteritzar el comportament funcional del lligament, és a dir, la contribució a l'estabilitat global del raquis, a més és necessari tenir en compte l'àrea de la seva secció transversal, la seva distància a l'eix instantani de rotació de la vèrtebra i la seva posició espacial. Per exemple, un lligament amb un major braç de palanca proporcionarà major estabilitat al raquis que un amb menor braç de palanca. (figura 2.25).

Figura 2.25. Comportament dels lligaments en la seva funció estabilizadora del raquis (explicació en el text, Panjabi i col·laboradors<sup>105</sup> 1982).



Imaginem dos lligaments (A i B) inserits en un punt P de la vèrtebra, amb la mateixa secció transversal i propietats mecàniques. Quan el raquis es flexiona, la resistència al moviment que aporta cadascun dels lligaments és proporcional a la força que realitza i al seu braç de palanca. Si assumim que la vèrtebra superior està girant respecte a un eix instantani de rotació (IAR), la resistència al moviment que exerceix el lligament A esdevindrà igual al producte de  $F_A$  per  $L_A$ , i de la mateixa manera per al lligament B serà  $F_B$  per  $L_B$ . Si com hem comentat, realitzen la mateixa força els dos lligaments, la resistència al moviment proporcionada pel lligament A serà major que la proporcionada pel lligament B, donat  $L_A > L_B$ . A més, si es representa pel vector T el desplaçament del punt P,  $T_A$  i  $T_B$  seran, respectivament, els allargaments dels lligaments A i B. Donat que la força que realitza un lligament és

aproximadament proporcional a l'allargament del mateix, la força que realitzarà el lligament A serà major que la del lligament B, i serà major la seva resistència a la flexió (Panjabi<sup>105</sup> 1982).

Com ja s'ha vist, el comportament funcional d'un lligament està relacionat amb la localització del centre instantani de rotació, ja que si aquest canvia, varia el seu braç de palanca. Per tant, la funció d'un lligament pot ser diferent en diversos moviments del raquis, fins i tot en un mateix moviment si canvia el centre instantani de rotació.

Nachemson i Evans<sup>108</sup> (1968) van estudiar el comportament tensió - deformació *in vitro* del lligament groc. Aquest lligament, per estar situat posteriorment en l'eix instantani de rotació en els moviments de flexió - extensió, es contrau amb l'extensió i s'allarga amb la flexió del raquis. Panjabi i col·lab.<sup>105</sup> (1982) varen dur a terme un estudi de les deformacions dels lligaments grocs de la regió lumbar *in situ* sotmesos a moviments fisiològics. En la figura 2.26 es combinen els resultats dels dos grups d'investigació anteriors.

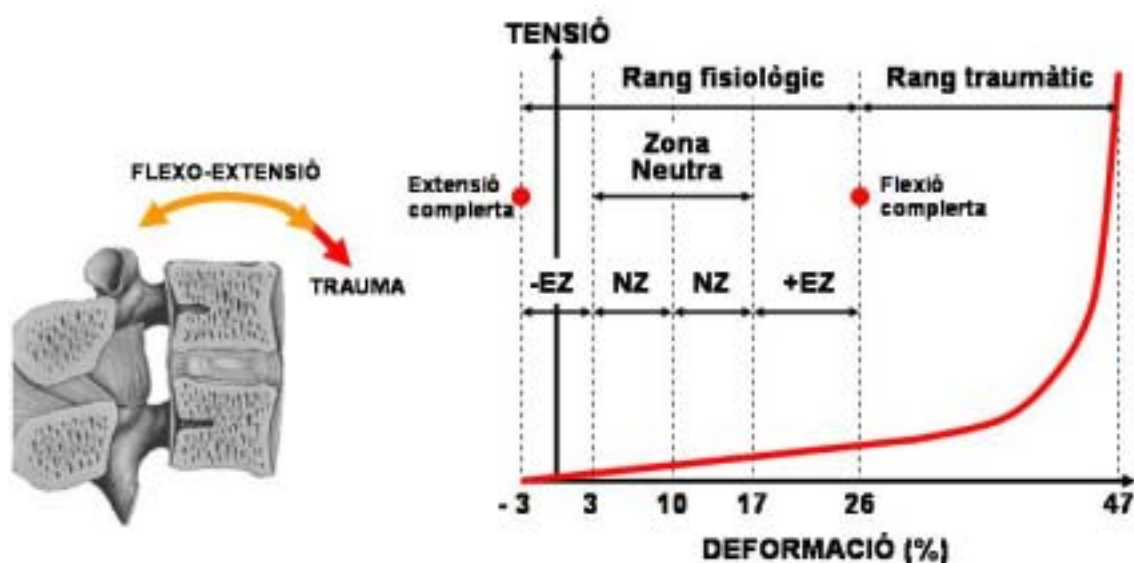


Figura 2.26. Biomecànica funcional del lligament groc durant el moviment del raquis. A l'esquerra podem veure la representació del lligament groc sota extensió, que es contrau, i sota flexió del raquis, on es tensiona. La fletxa vermella indica la hiperflexió traumàtica. A la dreta podem veure la corba de tensió - deformació d'aquest lligament. En la posició neutra, el lligament groc presenta aproximadament el 10% de pretensió. A l'extensió completa es contrau aproximadament el 13%, resultant un 3% de compressió. Amb la flexió el lligament es deforma aproximadament el 16% de la seva longitud. Així, dins del rang fisiològic podem trobar des del 3% de compressió al 26% de tensió. Per sobre d'aquest rang i dins la zona traumàtica, podem arribar fins al 47% de deformació abans de la ruptura. (Nachemson i col·lab. 1968<sup>108</sup>, White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

Partint de la posició neutra (0% de deformació), el moviment fins a la posició d'extensió completa es tradueix, en la corba tensió - deformació obtinguda *in vitro*, en un escurçament del 13%. Donat que el lligament groc té *in situ* una pretensió del 10%, l'estat final del lligament en aquesta posició és del 3% d'escurçament, valor que en el raquis normal no és suficient per què el lligament protueixi cap a l'interior del canal medul·lar causant problemes clínics. *In vitro*, la flexió completa estira el lligament fins a un 16%, el que equival *in situ* al 26%. Per tant, el rang complet fisiològic d'aquest lligament va del 3% d'escurçament a compressió al 26% d'allargament a tracció. Per sobre d'aquests valors s'entra en el rang traumàtic, i amb un 21% de deformació addicional s'arriba al trencament del lligament.

L'increment de rigidesa en el tram final de la corba té una important funció de protecció. Dels valors numèrics de la corba s'extreu que, per a dur l'espècimen a la flexió màxima fisiològica, fa falta poca força (5.7%), poca energia (14.7%) i és necessari superar una rigidesa baixa (1.3%) respecte als valors del punt de ruptura del lligament. Aquest moviment està limitat en realitat per un ràpid increment de rigidesa del lligament quan se sobrepassa el rang de deformació fisiològica, el que demostra la funció de protecció dels lligaments, i en particular del lligament groc, que per a arribar al trencament necessita absorbir quasi set vegades més energia que la necessària per a arribar a la flexió completa<sup>29</sup>.

Aquesta anàlisi demostra clarament els mecanismes pels que els lligaments compleixen les seves funcions dins del raquis, permetent moviments dins del rang fisiològic amb una resistència mínima i, per tant, amb una despesa mínima d'energia, proporcionant a la vegada un màxim de protecció, restringint el moviment i absorbint una quantitat important d'energia en el cas de situacions traumàtiques.

En la figura 2.27 es mostren les deformacions fisiològiques dels lligaments del raquis lumbar sota diferents moviments (flexió, extensió, rotació dreta, i flexió lateral dreta). S'observa que el lligament supraespinal és el més sol·licitat en flexió, el lligament longitudinal anterior el més sol·licitat en extensió, el lligament capsular dret el més sol·licitat en rotació dreta i el lligament groc esquer en flexió lateral dreta<sup>29</sup>.

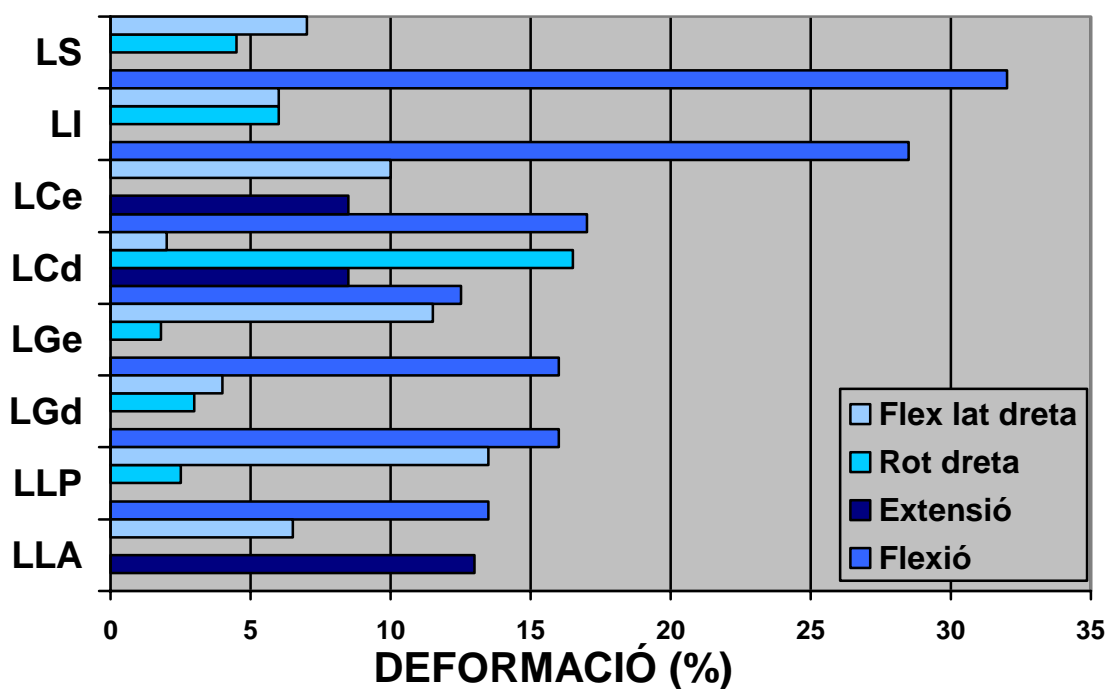


Figura 2.27. Deformacions fisiològiques dels lligaments de raquis lumbar en funció dels quatre tipus de moviments (LS: lligament supraespinós, LI: lligament infraespinós, LC: lligament capsular (dret i esquer), LG: lligament groc (dret i esquer), LLP: lligament longitudinal posterior, LLA: lligament longitudinal anterior). (White i Panjabi<sup>29</sup>, 1990).

Aquest tipus d'informació és útil per a detectar l'etiologia de certes lesions, com per exemple, en el cas d'un pacient que presenti lesions del lligament supraespinós i/o lligaments interespinosos, és probable que hagin estat degudes a una hiperflexió, mentre que una ruptura del lligament capsular dret pot haver estat ocasionat per una rotació axial dreta.

### 2.2.1.4 Característiques mecàniques dels músculs.

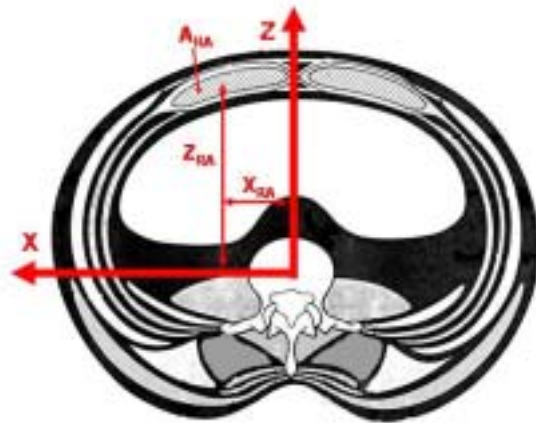
El raquis, en absència de les estructures musculars, es comporta de forma inestable encara que conservi els seus lligaments intactes. S'ha observat que l'aplicació d'una força de compressió de 20 N fa doblegar el raquis, produint una deformació permanent del mateix amb qualsevol càrrega addicional. Pel contrari, *in vivo*, pot suportar fins 14 kN de càrrega axial (en atletes d'elit) Per tant, els músculs són necessaris per a proporcionar estabilitat al raquis. Les funcions principals dels músculs són donar estabilitat al raquis en cada una de les postures adoptades, produir moviment durant l'activitat fisiològica i protegir



les estructures del raquis més dèbils, restringint el moviment dins d'uns límits segurs.

La contribució de cada múscul a l'estabilitat i mobilitat del raquis pot determinar-se com podem veure en la figura 2.28 exemplificat en el recte anterior de l'abdomen. En la seva acció influeixen les coordenades del seu *centroide* ( $Z_{RA}$  i  $X_{RA}$ ) respecte a l'eix de coordenades globals sobre el cos vertebral i l'àrea de secció del múscul ( $A_{RA}$ ), en aquest cas del recte anterior<sup>17</sup>.

Figura 2.28. Paràmetres que regeixen la contribució d'un múscul a la mobilitat del raquis lumbar<sup>17</sup>.



Des del punt de vista biomecànic, la relació existent entre la força desenvolupada per un múscul i la contracció de les seves fibres és el resultat de la suma de dos components: un que representa la força de contracció activa, amb un màxim després del que un augment d'elongació origina una disminució d'aquesta força, i un altre que representa la força passiva, o resistència elàstica del múscul, dependent del comportament viscoelàstic de les seves fibres<sup>29</sup> (figures 2.29 i 2.30).

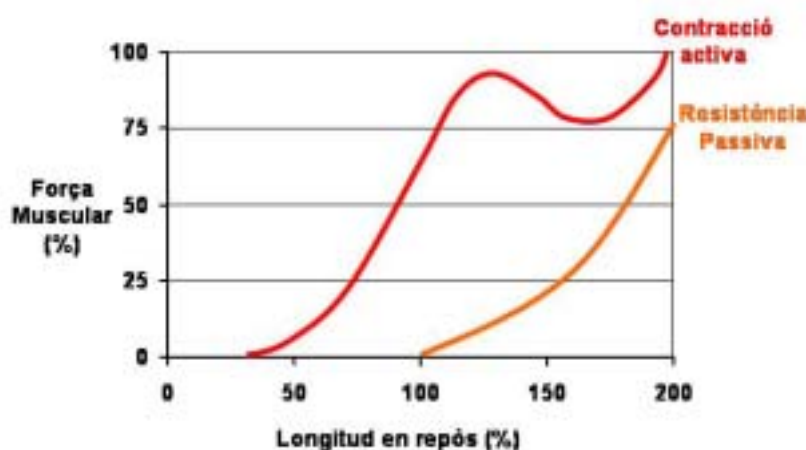


Figura 2.29. Corba de comportament força muscular - longitud. La força desenvolupada per un múscul (en percentatge de la seva capacitat) està en funció de la seva longitud. La màxima força es produeix entre 120-130% de la longitud en repòs. En taronja podem veure la resistència passiva (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

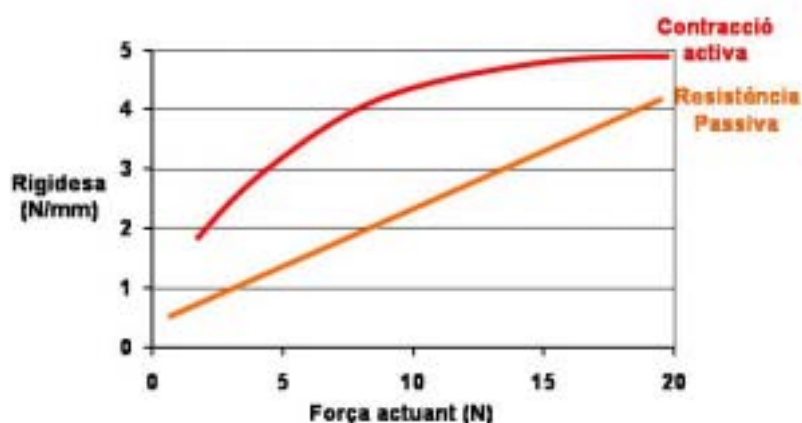


Figura 2.30. Rigidesa d'un múscul (sòleo de gat) en funció de la força actuant. La rigidesa d'un múscul sense contracció es comporta de manera lineal. Per altra banda, la rigidesa activa augmenta ràpidament amb nivells baixos de força i se satura a nivells alts (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

De la corba de comportament es dedueix que el múscul presenta la seva força màxima entre el 120% i 130% de la seva longitud de repòs. A més de les característiques de força màxima desenvolupada i longitud en repòs del múscul, hi ha dos factors més de considerable importància biomecànica. Aquests factors són la força desenvolupada per unitat de superfície transversal i la resistència a la ruptura. La força muscular per unitat de superfície varia en el cos humà de 290 a 1000 kPa durant l'activitat regular per a diferents músculs. Per als extensors del raquis s'ha determinat una força per unitat de superfície màxima de 480 kPa (Reid i Costigan<sup>109</sup>, 1987).

En general, l'objectiu d'una força muscular és produir un moment respecte a una o varies articulacions, que permeti resistir càrregues externes o produir treball. Aquests moments es tradueixen a nivell vertebral en un important augment de la càrrega de compressió. La determinació de dites càrregues ha estat objecte de nombrosos estudis, la majoria dels quals utilitzen models matemàtics.

Per a poder incloure els models de raquis es requereix, a més dels paràmetres abans comentats, una descripció detallada dels punts d'inserció muscular, de les característiques anatòmiques i funcionals, de les seccions transversals dels músculs (la força desenvolupada és directament proporcional a l'àrea de dites seccions) i de les seves longituds.

Nombrosos estudis han permès quantificar aquest tipus de dades, en especial els corresponents a la zona lumbar. Dumas i col·lab.<sup>110</sup> (1988) varen determinar els punts d'inserció i les línies d'acció dels músculs lumbar mitjançant digitalització tridimensional directa amb un sistema mecànic *in vitro*. Estudis com l'anterior només poden realitzar-se sobre espècimens cadavèrics i no

proporcionen informació sobre la mida transversal dels músculs. Amb l'ajut de la tomografia computeritzada és possible determinar, no tant sols les mides de les seccions transversals dels músculs, podent-se determinar també els braços palanca amb els que cada múscul actua sobre els elements del raquis (Nemeth i Ohlsen<sup>111</sup> 1986; McGill i col·lab.<sup>112</sup> 1988). Per exemple, a nivell de L4-L5, el psoes té una secció transversal de 17.6 cm aproximadament a cada costat, mentre que l'àrea de l'oblic major de l'abdomen és de 10.6 cm aprox.<sup>111</sup> Donada la millor definició de les parts toves que s'obté mitjançant la ressonància magnètica, aquesta és una tècnica ideal per a l'estudi de l'anatomia quantitativa dels músculs relacionats amb el raquis (Tracy i col·lab.<sup>113</sup> 1989; Bogduk i col·lab.<sup>114</sup> 1992). Aquests últims autors han desenvolupat un model tridimensional dels músculs lumbar, incorporant 49 fascicles dels extensors del raquis i del transvers espinós. Aquest model consisteix en una caracterització geomètrica de les insercions de cadascun dels fascicles (determinades prèviament per dissecció), les seves longituds i el braç de palanca amb el que actuen respecte dels centres de rotació instantània de cadascuna de les vèrtebres lumbar, a partir de radiografies biplanars *in vivo*<sup>114</sup> (figura 2.31).

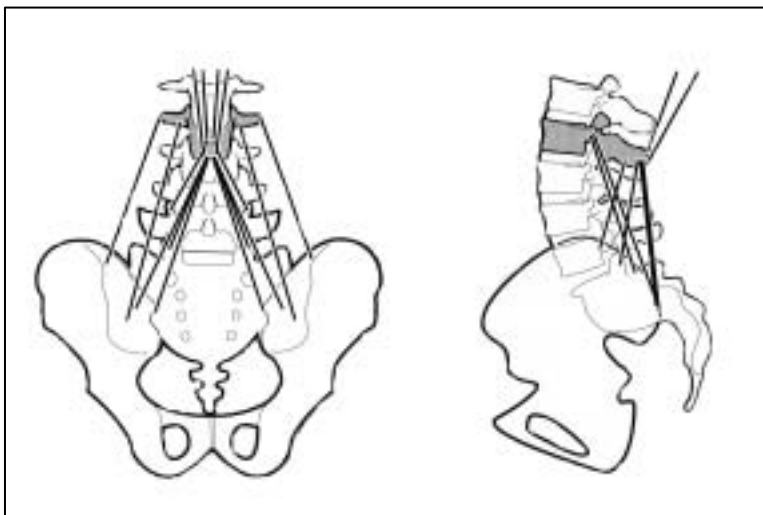


Figura 2.31. Caracterització tridimensional dels fascicles dels músculs multifíds i extensors del raquis inserits en la vèrtebra L2 (Bogduk i col·lab.<sup>114</sup> 1992).

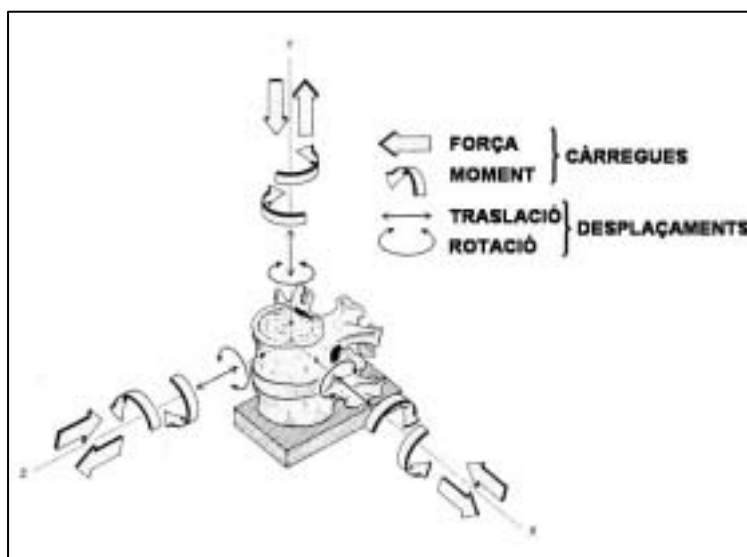
Donat que les forces realitzades pels músculs no són directament mesurables, és necessari recorre a tècniques indirectes per a estimar-les. Una d'elles és l'electromiografia, encara que no s'han establert relacions definitives entre el senyal electromiogràfic i la força muscular, se sap que existeix una proporcionalitat, que implica un augment del senyal amb l'augment de l'activitat

muscular. La informació obtinguda per electromiografia és molt útil per a plantejar models biomecànics.

### **2.2.1.5 Característiques mecàniques de la unitat vertebral funcional.**

Al conjunt de dues vèrtebres adjacents i als seus corresponents elements d'interconnexió (sense incloure la musculatura), es denomina segment de moviment o unitat vertebral funcional (UVF)<sup>29</sup>. La UVF té interès per sí mateixa a l'ésser el menor subconjunt del raquis amb característiques funcionals semblants a les del raquis complet. Per conveniència en molts estudis per a la determinació de les propietats biomecàniques del raquis s'utilitzen segments de moviment, en comptes d'estudiar el raquis complet. Aquests estudis estan dirigits, en la majoria dels casos, a la determinació de comportament càrrega - desplaçament i consisteixen en subjectar la vèrtebra inferior de forma adient, aplicar forces i/o moments coneguts sobre la vèrtebra superior i enregistrar els seus desplaçaments (figura 2.32). La rigidesa del segment vertebral s'obté dividint la càrrega aplicada pel desplaçament associat. Donat que el raquis és una estructura composta per múltiples segments vertebrals interconnectats en sèrie, els seu comportament global serà una composició del comportament individual de cada segment<sup>29</sup>.

Figura 2.32. Sistema de coordenades tridimensionals centrat en el cos vertebral superior, agafant com a referències les forces i moments i els desplaçaments que aquestes càrregues provoquen sobre la unitat vertebral funcional (translacions i rotacions) (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).



A la taula 2.4 es mostren els valors de rigidesa mitjana dels segments vertebrals lumbar sota diferents modes de càrrega. No obstant són dades

obtingudes en diferents condicions d'experimentació, per diferents autors i en diferents espècimens, pel que s'ha de tenir cautela en la interpretació d'aquests valors.

Zona del raquis	Compressió	Tallant Ant. / Post.	Tallant Lateral	Flexió / Extensió	Flexió Lateral	Rotació Axial.
<b>L1-L5</b>	667	145/143	132	1,4 / 2,9	1,6	6,9
<b>L5-S1</b>	1000	78/72	97	2,1 / 2,0	2,6	4,6

Taula 2.4. Resum dels valors mitjans de rigidesa (N/mm i Nm/°) pels segments del raquis humà en la zona lumbar i per diferents modes de càrrega <sup>29</sup>.

El comportament dels segments lumbar ha estat àmpliament estudiat. Els valors que es mostren en aquesta taula correspon als estudis de Berkson i col·lab.<sup>115</sup> (1979) i Shultz i col·lab.<sup>116</sup> (1979). En aquests estudis la rigidesa del segment intacte va ser de 600 a 700 N/mm en compressió axial, i de 100 a 200 N/mm en el tallant antero-posterior i lateral, encara que es varen trobar importants variacions entre espècimens. S'observa un important augment de la rigidesa a rotació axial en comparació a la resta de segments, arribant a un valor de 6.9 Nm/°. Els valors de la rigidesa a flexió són lleugerament inferiors als dels segments toràcics. Nachemson i col·lab.<sup>117</sup> (1979) varen testar segments lumbar sota diferents modes de càrrega amb espècimens de diferents edats, sense trobar diferències significatives de rigidesa entre els diferents grups.

La rigidesa del segment L5/S1 va ser estudiada per McGlashen i col·lab.<sup>118</sup> (1987), obtenint un valor de rigidesa al tallant antero-posterior considerablement inferior a la resta, el que podria explicar la major incidència d'espondilolisi i espondilolistesi en aquesta zona.

La influència de les estructures de l'arc posterior en la rigidesa d'un segment vertebral s'estudia comparant la rigidesa del segment intacte amb la rigidesa del segment després d'haver eliminat aquests elements, obtenint-se en tots els casos una reducció de rigidesa. McGlashen i col·lab.<sup>118</sup> (1987) varen obtenir un increment de desplaçament del 170% en sotmetre l'espècimen a càrrega tallant, del 210% sota flexió lateral i del 270% sota càrrega de torsió.

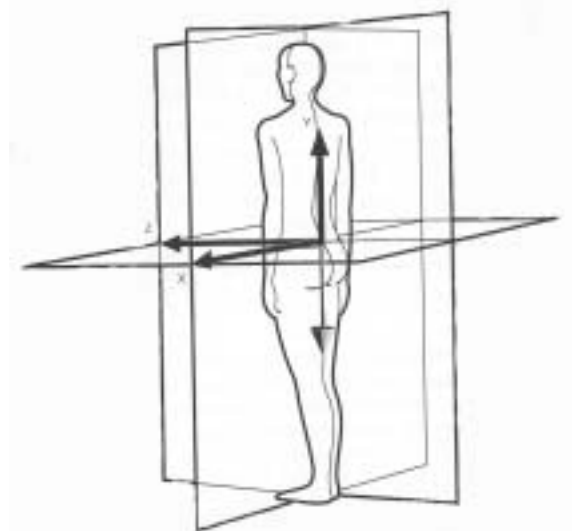
## **2.2.2 Cinemàtica del raquis lumbar.**

La cinemàtica és la part de la física que tracta de caracteritzar el moviment dels cossos, sense considerar les causes que el provoquen <sup>17,20,21,29</sup>. El raquis pot realitzar desplaçaments en les tres direccions de l'espai i girs al voltant dels tres eixos, comptabilitzant en total sis graus de llibertat. Els patrons fisiològics de moviment del raquis són la flexió - extensió, la flexió lateral i la rotació axial. La flexió - extensió és un moviment contingut en el pla sagital compost de rotacions i translacions. La flexió lateral és, de la mateixa manera, un moviment compost de rotacions i translacions, però contingudes en el pla frontal. La rotació axial és, pel contrari, un moviment de rotació pura en l'eix longitudinal de les vèrtebres. En absència de sol·licituds externes, la mobilitat del raquis es deu a l'actuació de la musculatura. Els músculs agonístics inicien el moviment, mentre que els antagonistes el controlen.

El rang de mobilitat vertebral varia d'un nivell a un altre, depenent principalment de l'orientació de les caretes auriculars. El moviment global del raquis, pot considerar-se com l'acció combinada d'un conjunt d'unitats vertebrals funcionals <sup>29</sup>.

Per a l'estudi rigorós de la cinemàtica, és necessari establir uns sistemes de coordenades respecte al qual referir els valors de les variables que caracteritzen el moviment. El sistema de coordenades recomanat per White i Panjabi <sup>29</sup> (1990) es mostra en la figura 2.33.

Figura 2.33. Sistema de coordenades global anatómic. Pla transversal o horitzontal, frontal i sagital. (White i Panjabi <sup>29</sup>, 1990).



L'esmentat sistema té el seu origen a nivell de les fossetes sacres i l'orientació dels seus eixos és tal que l'eix Y positiu té la direcció i sentit invers al d'una plomada que es despengés a partir de l'origen, l'eix X positiu apunta a la zona lateral esquerra, formant 90° respecte a l'eix Y, i l'eix Z apunta en la direcció frontal formant 90° amb els eixos anteriors. El pla YZ correspon al pla sagital, el pla XY al frontal i el pla ZX a l'horitzontal o transversal<sup>29</sup>.

En els estudis cinemàtics del raquis és interessant referir els moviments d'una vèrtebra a la vèrtebra inferior. En aquests casos es defineix un sistema de coordenades locals centrat en el cos de l'esmentada vèrtebra.

Es defineixen moviments acoblats com aquells moviments de rotació i translació que estan associats a altres moviments simultanis de rotació i translació sobre un eix diferent<sup>17</sup>. Existeixen certs patrons anormals de moviments acoblats, relacionats en diverses situacions morfològiques i clíniques. Per exemple, s'ha descrit un exagerat moviment acoblat del raquis lumbar com a possible signe d'inestabilitat (Pearcy i Tibrewal<sup>119</sup>, 1984).

Diem que un moviment és paradoxal, quan, per exemple, el moviment global és en flexió, però en una unitat funcional es dona un moviment d'extensió. Aquests tipus de moviments paradoxals solen estar associats a situacions d'inestabilitat. La zona lumbar ha estat la part del raquis més estudiada per estar relacionada amb un major número de patologies amb implicacions biomecàniques<sup>29</sup>.

Els rangs de moviment en la columna lumbar, s'expressen en la taula 2.5.

Unitat vertebral funcional	Flexió-extensió completa	Flexió lateral (cada costat)	Rotació axial (cada costat)
L1-L2	12° (5-16°)	6° (3-8°)	2° (1-3°)
L2-L3	14° (8-18°)	6° (3-10°)	2° (1-3°)
L3-L4	16° (9-17°)	8° (4-12°)	2° (1-3°)
L4-L5	20° (10-22°)	6° (3-9°)	2° (1-3°)
L5-S1	17° (10-24°)	3° (2-6°)	1° (0-2°)

Taula 2.5. Rang de moviments dels segments del raquis lumbar (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

Com a característica principal cal assenyalar l'elevada mobilitat d'aquests segments vertebrals en flexió - extensió, rang que augmenta en direcció

caudal. El moviment de rotació axial es troba considerablement limitat per l'orientació de les caretes articulars que xoquen entre si durant aquest moviment. En la figura 2.34 podem veure la mobilitat de cada segment comparativament amb la resta del raquis.

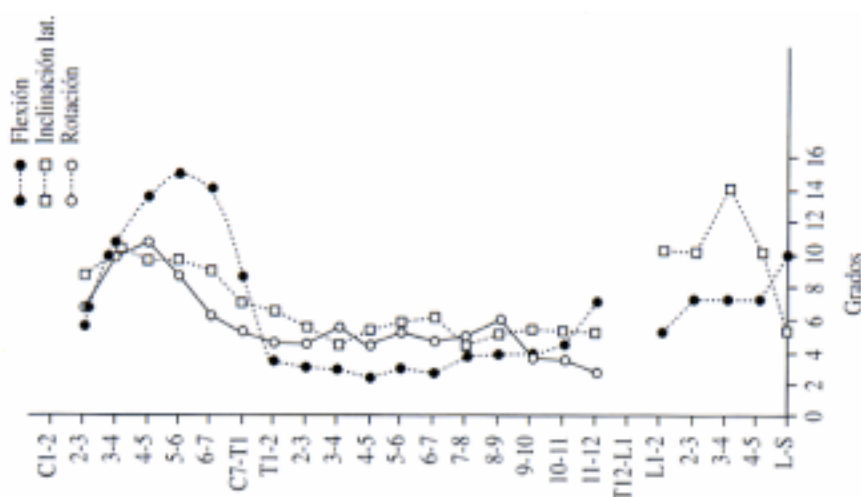


Figura 2.34. Mobilitat dels segments del raquis lumbar comparativament amb la resta del raquis (pres de White i Panjabi<sup>29</sup>, 1990).

El major risc de patologies d'origen mecànic en els segments de la zona lumbar inferior (L4-L5 i L5-S1) s'ha d'atribuir a les següents raons<sup>29</sup>:

- Són els segments que suporten les majors càrregues mecàniques, tant de compressió com de flexió.
- Tenen una elevada mobilitat.
- La major inclinació dels discos intervertebrals fa que les càrregues transversals o de cisalladura siguin molt importants. Les esmentades càrregues són suportades conjuntament pels discos i per les caretes articulars, traduint-se en unes sol·licituds mecàniques importants a nivell de l'arc posterior.

Un moviment significatiu que no s'inclou en la taula 2.5, és el de translació anterior en el pla sagital, que alguns autors (Posner i col·lab.<sup>120</sup>, 1982) xifren de 2.5 a 3 mm. Pot dir-se que el raquis lumbar és inestable quan el desplaçament antero-posterior d'una vèrtebra en relació a la contigua és superior a 3.5 mm, o el 15% del diàmetre antero-posterior del cos vertebral en comparar entre dos posicions d'extensió i flexió completa (White i Panjabi<sup>29</sup>, 1990).

Aquesta mobilitat que hem reflectit anteriorment es va modificant a mesura que els discos vertebrals es van degenerant, és a dir a mesura que l'individu va



progressant en edat. En la figura 2.35 i 2.36 podem veure com es modifiquen aquests moviments en funció de l'edat, segons els estudis de Tanz<sup>41</sup>.

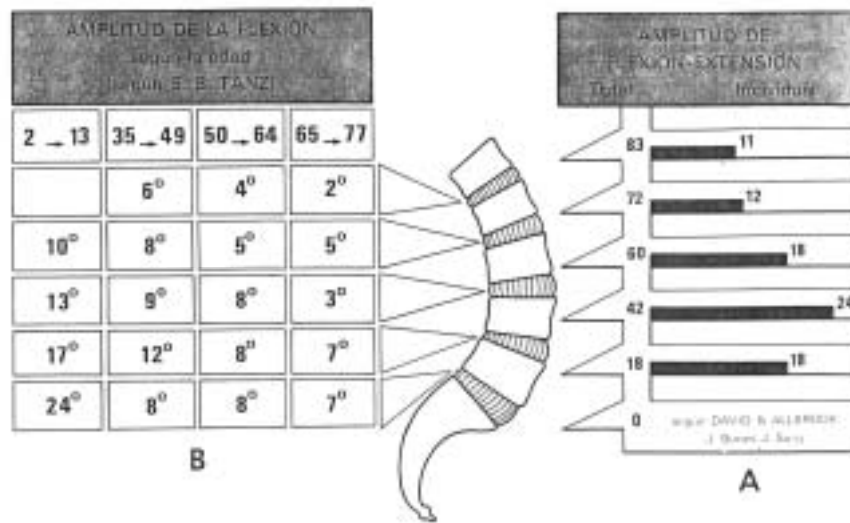


Figura 2.35. Amplitud de la flexió anterior segons l'edat (pres de Kapandji<sup>41</sup>, 1991).

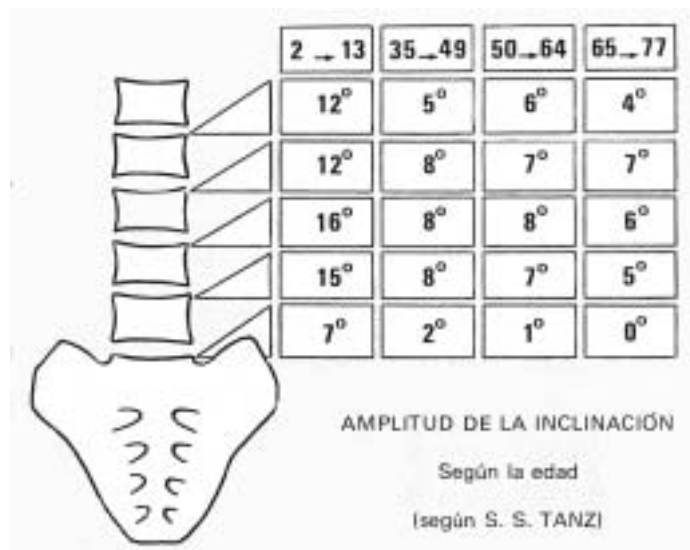


Figura 2.36. Amplitud de la inclinació lateral segons l'edat (pres de Kapandji<sup>41</sup>, 1991).

El moviment acoblat de flexió lateral/rotació axial que es presenta en la zona L1-L4 és oposat al que es presenta en la zona cervical i dorsal superior, és a dir, les apòfisis espinoses es mouen cap al costat de la concavitat de la corba de flexió. Pel contrari, en les UVF L4-L5 i L5-S1, el patró torna a coincidir amb el de la zona cervical i dorsal superior. Com hem dit, el nivell en el que canvia el sentit de l'acoblament és L4-L5, el que constitueix un factor addicional que fa

que dita localització sigui procliu a patologies d'implicació biomecànica (White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

Les zones de localització dels centres instantanis de rotació (CIR) es mostren en la figura 2.37.

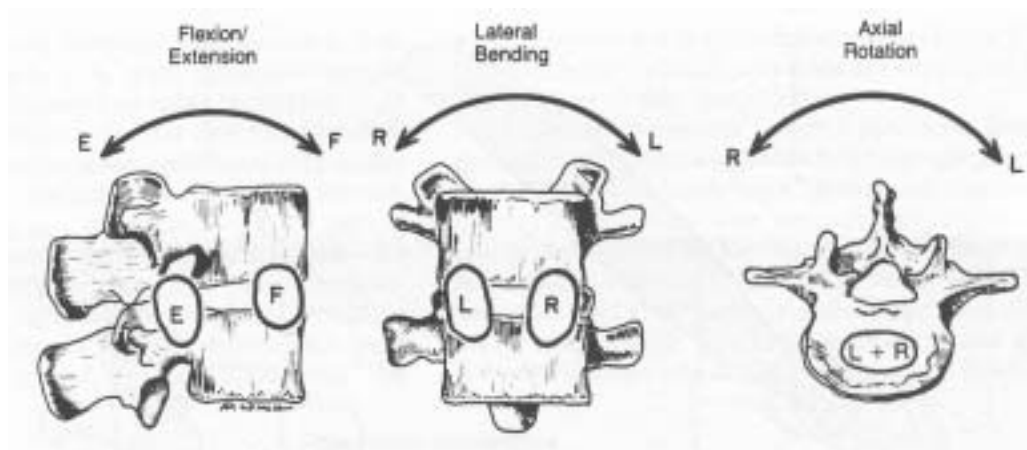


Figura 2.37. Localització dels centres instantanis de rotació en la zona lumbar (pres de White i Panjabi<sup>29</sup> 1990).

En el raquis lumbar, els centres instantanis de rotació de la flexió - extensió i de la flexió lateral se situen en el disc intervertebral, a diferència de les zones superiors en les que se situaven en la vèrtebra inferior. Pel moviment de rotació axial se situen en la zona posterior del nucli polpós, podent arribar en algunes ocasions a estar situats en el canal medul·lar. La localització de l'esmentat eix representa una protecció biomecànica del disc, donat que en estar situat en el seu centre minimitza les translacions, reduint-se així les tensions en les fibres<sup>29</sup>. És interessant comentar que degut a l'elevada importància dels acoblaments, els moviments dels segments del raquis no deurien de considerar-se com plans sinó tridimensionals i, per tant, el concepte d'eix instantani de rotació deuria d'ampliar-se al concepte més general de moviment respecte a un eix helicoidal. El moviment tridimensional de la vèrtebra es podria descompondre com un gir respecte a l'esmentat eix, més un desplaçament al llarg del mateix, a diferència del moviment pla que pot definir-se com a un gir al voltant d'un sol eix (l'eix instantani de rotació).

Rolander<sup>121</sup> (1966) va realitzar un estudi de la variació de la localització dels centres instantanis de rotació de les vèrtebres lumbars en funció del grau de degeneració del disc. Mentre que en discos sans els CIR es localitzaven en una

zona relativament concentrada, en presència de discos degenerats la zona de localització dels mateixos es feia més ampla (figura 2.38).

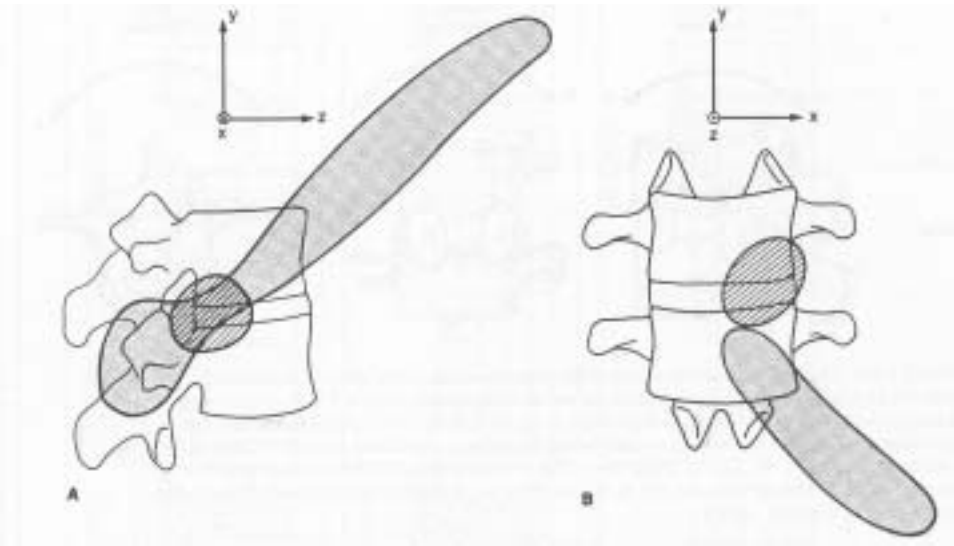


Figura 2.38. Canvis en la localització dels centres instantanis de rotació en els segments lumbar degut a degeneracions discals A. En flexió. B En flexió lateral dreta (pres de Rolander<sup>121</sup> 1966).

Altres autors (Gertzbein i col·lab.<sup>122</sup> 1984) coincideixen amb els resultats de Rolander, apuntant que la localització dels CIR podria ser una tècnica vàlida pel diagnòstic no sols de degeneracions discals, sinó també d'instabilitat i de pèrdua de propietats de les estructures lligamentoses.

En condicions fisiològiques, durant la mobilitat d'un raquis sa, el nucli polpós es desplaça cap al darrera en flexió i cap al davant en extensió. En flexió lateral es desplaça cap al costat contrari al de la força<sup>41</sup>. Això ho podem veure reflectit en la figura 2.39. Aquest desplaçament permet repartir les tensions que es generen a dins del disc i millorar la transmissió de forces.

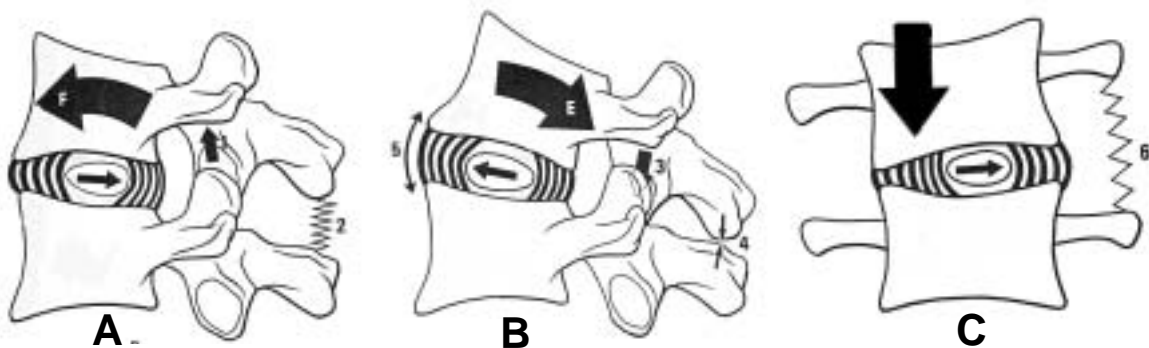


Figura 2.39. Desplaçament del nucli polpós i comportament dels lligaments en A) Flexió anterior B) Extensió C) Flexió lateral dreta (pres de Kapandji<sup>41</sup>, 1991).

### **2.2.3 Resposta del raquis a càrregues.**

Malgrat sovint el raquis està sotmès a càrregues traumàtiques, és a dir, d'elevada magnitud i concentrades en un petit instant de temps, és més freqüent que les càrregues siguin de petita magnitud i aplicades en un període perllongat de temps. Llavors, la taxa de lesió de les estructures del raquis pot ser superior a la velocitat de reparació, provocant un debilitament progressiu de les mateixes. Aquest fenomen es denomina fatiga, i consisteix en el debilitament del material per càrregues repetides en el temps, de magnitud inferior a la resistència del material <sup>17</sup>.

Les càrregues repetides a què està sotmès l'individu en les activitats diàries són complexes (compressió axial, flexió - extensió, flexió lateral i torsió). Aquestes càrregues són suportades per totes les estructures que conformen el raquis, i la repartició de les mateixes depèn del tipus de càrrega, de la seva geometria i de la seva rigidesa. Per tant, la resposta de cada una de les estructures serà diferent per als diferents tipus de càrrega. S'ha demostrat en estudis epidemiològics aquest concepte. Kelsey i col·lab.<sup>123</sup> (1975) van observar que en treballadors de la indústria, aquells que realitzaven aixecaments d'un pes superior a 11,3 kg més de 25 cops al dia tenien tres vegades major risc que els individus normals de patir una prolapse discal agut. Si es realitzava amb el tronc girat el risc era superior.

Liu i col·lab.<sup>124</sup> (1983) van realitzar estudis de fatiga amb unitats vertebrals funcionals lumbars aplicant càrregues de compressió axial, fins a un valor del 80% de la càrrega de ruptura, a una freqüència de 0,5 Hz. En els espècimens es van distingir dos tipus de comportament clarament diferenciats. Un grup va patir un augment brusc de la deformació axial, mentre que en l'altre l'augment va ser progressiu. Les radiografies mostraven que el primer grup va patir microfractures generalitzades en l'os trabecular. Per a tots els espècimens, la probabilitat de trobar microfractures en l'os trabecular o en les plaques terminals augmenta amb el nombre de cicles. Pel contrari, l'aplicació de càrregues cícliques de compressió axial no provoca danys sobre el disc intervertebral.

Posteriorment, en un altre estudi, Liu i col·lab.<sup>125</sup> (1985) van realitzar assajos de fatiga sota càrrega de torsió, sotmeten la unitat vertebral funcional a moments cíclics de +/- 11.3 Nm a +/- 45.2 Nm, a una freqüència de 0,5 Hz i amb una precàrrega de compressió axial de 445 N. Els espècimens que inicialment van mostrar un desplaçament inferior a 1.5° van ser capaços d'arribar al final de l'assaig (10000 cicles) sense defectes importants, mentre que els que presentaven una deformació inicial major no van arribar a aquest nombre de cicles. L'explicació d'això sembla venir donada perquè en els espècimens amb menor deformació, l'espai entre les superfícies articulars ocupat pel cartílag de les facetes no s'arriba a col·lapsar, mentre que l'altre grup el col·lapse que produeix aquest cartílag provoca un major contacte entre les articulars que comporta la fallida de l'espècimen. En els dos grups es va donar deteriorament en el cartílag i càpsules articulars.

Goel i col·lab.<sup>126</sup> al 1988 van realitzar experiments *in vitro*, aplicant petites càrregues cícliques de flexió - extensió pura sobre unitats vertebrales funcionals lumbar (de 3 Nm). En aquests estudis es va obtenir un lleuger increment de la deformació en extensió amb el nombre de cicles, però no en flexió.

Hansson i col·lab.<sup>94</sup> (1989) van sotmetre unitats funcionals lumbar a càrregues cícliques, amb una precàrrega igual al pes del cos per sobre del segment estudiat, i una càrrega que oscil·lava entre el 0% i el 80% de la resistència a la ruptura de l'espècimen, a una freqüència de 0.5 Hz, simulant una activitat extenuant. En els segments amb discos no degenerats es van produir hèrnies de Schmorl, mentre que els que tenien el disc moderadament degenerat van patir fractures de les plaques terminals. Alguns espècimens van fallar al primer cicle per esclatament del cos vertebral. La conclusió d'aquest estudi va ser que les forces realitzades durant les activitats quotidianes poden causar fallides per fatiga, i que el tipus de fallida estarà relacionat amb l'edat i els canvis degeneratius associats a ella. No obstant, hi ha altres factors com la història de càrrega suportada pel raquis, la força muscular, la salut, els processos de reparació *in vivo*, i altres, que han de ser considerats en avaluar la resposta a la fatiga d'un determinat individu.

Com a resum podem dir que les càrregues cícliques que produeixen un major deteriorament sobre les unitats vertebrales funcionals són les de compressió axial, mentre que les de torsió i flexió no poden produir, per elles mateixes,

greus lesions si els músculs actuen de forma correcta. No obstant, l'acció conjunta de les càrregues cícliques de compressió axial i els moments flexors i de torsió és el que produeix l'acceleració de la degeneració de les estructures per fatiga.

## **2.3 Sistemes de substitució del cos vertebral.**

---

### **2.3.1 Alternatives per a la substitució del cos vertebral.**

S'han descrit nombrosos materials per a reomplir l'espai deixat per la resecció del cos vertebral, tal com caixes metàl·liques, caixes de polímers, cistelles metàl·liques, ciment (polimetilmetacrilat), biomaterials, i empelt ossi<sup>2,15,127</sup>. A continuació anem a analitzar cada una d'aquestes opcions per a reemplaçar el cos vertebral.

#### **2.3.1.1. Caixes i cistelles.**

Un dels camps on han crescut més ràpidament el nombre d'implants quirúrgics és el de les caixes anteriors<sup>127</sup>. Les avantatges dels empelts respecte als implants tipus caixa o malla són que els empelts són més barats, es poden tallar i adaptar fàcilment al defecte que hem de reomplir, es poden incorporar amb més facilitat, i no interfereixen amb les futures exploracions per RMN que requereixin. Per contra, les caixes no causen reacció immunològica, no transmeten malalties infeccioses i presenten una resistència similar<sup>128</sup>.

El terme caixa és aplicat a qualsevol implant no ossi que pot ser usat com a un espaïador intercorporal per a omplir un disc, o per a un defecte a múltiples nivells després d'una corporectomia. Els més usats són de titani, de polímers o de fibra de carboni, però n'hi ha de molts tipus. Habitualment s'omplen d'os esponjós, i s'afegeix una instrumentació, ja sigui anterior, posterior o circumferencial. En la figura 2.40 podem veure diferents tipus de implants per a la substitució del cos vertebral.

Molts dels implants inicials requerien de la resecció excessiva dels platets vertebrals per a la seva inserció, el que provocava el seu esfondrament i la seva fallida. Amb un implant artificial, la interfase os - implant esdevé un problema, ja que la incorporació completa no pot donar-se. La fusió òssia al

voltant de les caixes és difícil de demostrar radiològicament. L'al·loempelt proveeix un embolcall biològic que recrea els trets de la biologia òssia (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002).

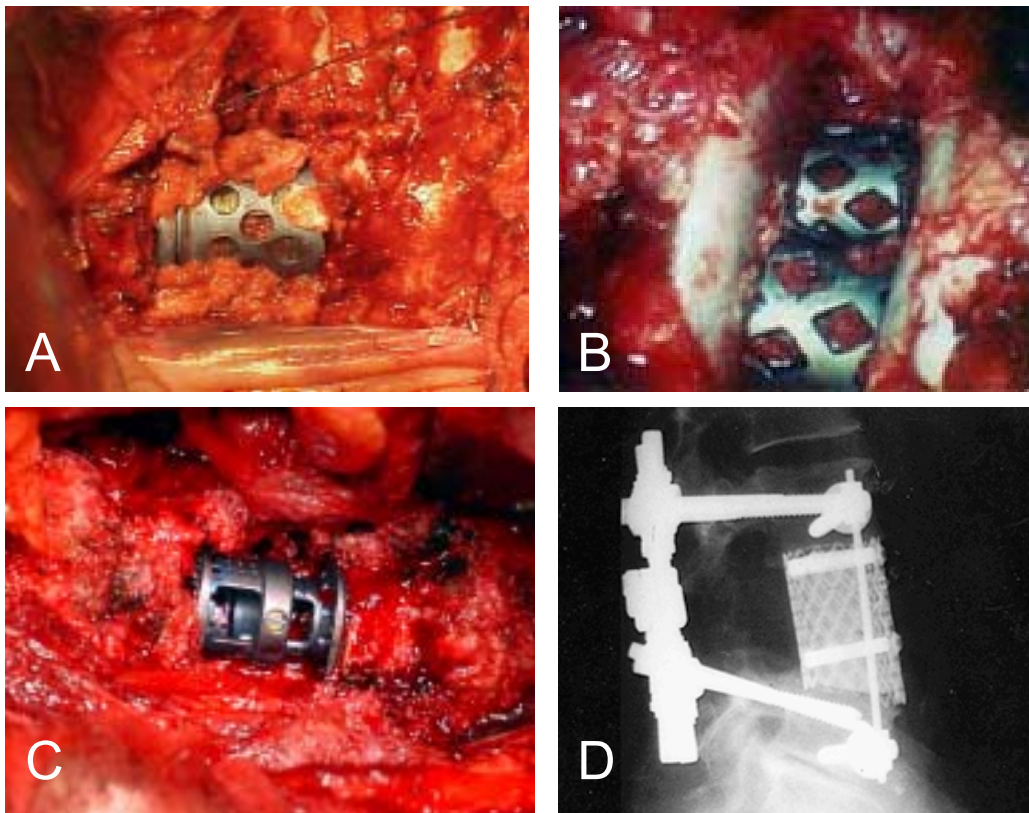


Figura 2.40. Diferents tipus d'implants utilitzats per a la substitució anterior del cos vertebral. A: caixa de Stryker®. B: Caixes de Moss®. C: Caixa expandible de Sintex®. D: Malla expandible de Harms®.

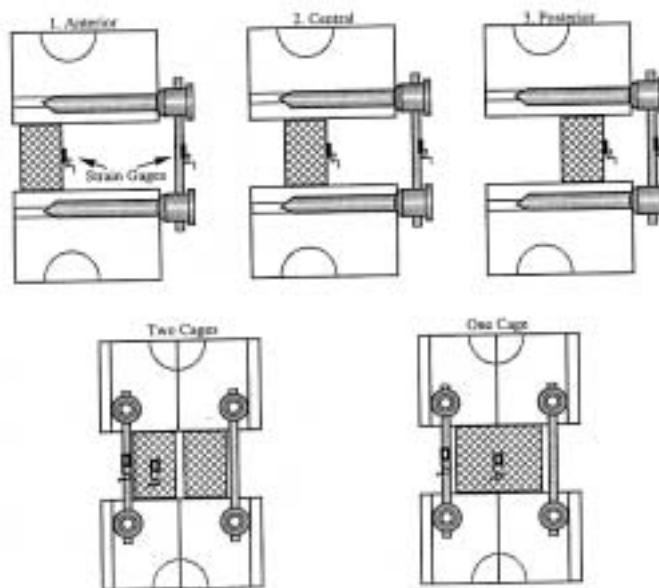
El resultat de les caixes intersomàtiques ha estat corroborat en diversos estudis. Burkus i col·lab.<sup>130</sup> estudien al 2002 els resultats de les caixes intersomàtiques en qualsevol localització en el raquis, conclouent que presenten un bon resultat clínic.

Recentment Kanayama i col·lab.<sup>131</sup> (2000) van estudiar una sèrie de 66 espècimens L4-L5 de xai amb nou tipus diferents de caixes lumbar (4 ensamblades i 5 no ensamblades), anells femorals i daus d'os desminerlitzat. Es va avaluar la compressió axial, flexió, flexió lateral i torsió. Com a resultat global, no hi va haver diferències significatives entre els grups, però les fusions amb caixes ensamblades van provocar més *stress-shielding* a dins del sistema comparativament amb els empelts i les caixes no ensamblades. Janssen i col·lab.<sup>132</sup> al 2001 publiquen els seus resultats amb caixes anteriors, a destacar el 94% de fusió assolida amb una instrumentació posterior associada.

Boriani i col·lab.<sup>133</sup> publiquen al 2002 la seva experiència amb les caixes de fibra de carboni. Aquest nou tipus de caixa permet avaluar amb TAC la incorporació de l'empelt, difícil de realitzar en les caixes de titani pels artefactes. Els autors analitzen 42 pacients amb exèresi tumoral tractats amb caixes de fibra de carboni i un seguiment de 26 mesos, amb el 80% dels pacients fusionats i el 20% restant amb probable fusió, i un bon resultat clínic. Els autors conclouen que les caixes intersomàtiques presenten un bon resultat tant a nivell clínic com biològic.

Un estudi interessant des del punt de vista biomecànic és el publicat per Cunningham i Polly<sup>134</sup> al 2002, en el qual analitzen biomecànicament diversos muntatges amb caixes a nivell intersomàtic juntament amb instrumentació posterior. Els autors analitzen els muntatges sintètics amb polietilè que podem observar en la figura 2.41.

Figura 2.41. Muntatges experimentals per a valorar els efectes de la instrumentació posterior amb diferents configuracions de les caixes intersomàtiques (Cunningham<sup>134</sup> 2002).



Es va col·locar una caixa en la zona anterior, mitja i posterior, es van testar el muntatge amb dues i una sola caixa, i es va variar el diàmetre de les barres (4 o 5 mm), tots ells testats a compressió i flexió. En general, les caixes augmenten la rigidesa del muntatge, i aquesta rigidesa augmenta linealment conforme les caixes es desplacen de posterior a anterior. Pel contrari, el canvi del diàmetre de les barres no afecta a la rigidesa dels muntatges. Les tensions en les caixes van augmentar directament proporcional a la disminució de les tensions de les barres, és a dir, que com més anteriors estan les caixes, més



tensions transmeten i menys passen per les barres. Tot això ens mostra la importància de la columna anterior en la transmissió de càrregues.

Polikeit i col·lab.<sup>135</sup> al 2003 van estudiar el comportament de les caixes intersomàtiques mitjançant un model d'elements finits. Els resultats van mostrar que la inserció de les caixes incrementava les tensions de Von Mises i la transferència de càrregues en els nivells adjacents. Aquest estudi també va mostrar que la densitat mineral de l'os esponjós subjacent és un factor important pels resultats biomecànics del muntatge.

Pel que fa a les malles de titani, Dovrak i col·lab.<sup>136</sup> al 2003 estudien els resultats clínics pel que fa a la correcció i manteniment sagital de 43 pacients amb aquestes malles plenes d'autoempelt col·locades en substitució del cos vertebral, recolzades amb una instrumentació anterior o posterior, i un seguiment mínim de 2 anys. Els resultats van ser que el 93% van mostrar integració de les mateixes, amb poc esfondrament i manteniment de la correcció postoperatòria. Els autors conclouen que les malles, juntament amb la instrumentació, són útils per corregir i mantenir l'alineació sagital després d'una vertebrectomia, i per tant, són un mètode efectiu per reconstruir la columna anterior del raquis.

Pel que fa a la integració de les malles, Akamaru i col·lab.<sup>137</sup> (2002) van estudiar un espècimen *postmortem* d'una malla de Harms, plena d'autoempelt de cresta ilíaca, implantada en un noi de 16 anys per un sarcoma d'Ewing en T6. Als 16 mesos de la implantació el pacient va morir, i en l'anàlisi es van trobar cèl·lules viables i lameles d'os normal. L'estudi conclou que amb aquestes malles és viable assolir una fusió biològicament funcional.

Fins a l'actualitat, no s'han publicat estudis a llarg termini que recullin la taxa de fusió assolida, les correccions obtingudes i els resultats funcionals amb les caixes intersomàtiques.

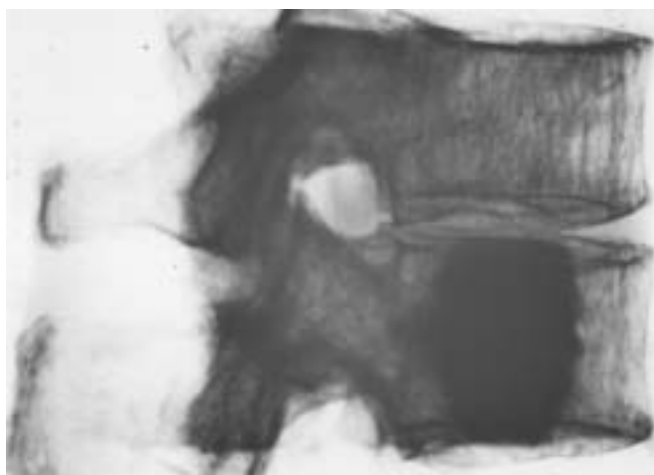
### **2.3.1.2 Polimetilmetacrilat.**

L'ús de polimetilmetacrilat (PMMA) com a complement en diferents tractaments quirúrgics del raquis té un ampli camp d'aplicació<sup>2,15</sup>. El tipus d'interfase que es dona entre el ciment i l'os no correspon a la d'una pega, si no que es reomple la cavitat per interdigitació entre les partícules de ciment i les trabècules òssies

(figura 2.42), estant separades ambdues superfícies per una fina pel·lícula de teixit fibrós (Chanley 1964)<sup>138</sup>.

El PMMA resisteix millor els esforços de compressió que els de tracció, essent relativament dèbil als esforços en flexió. En els estudis experimentals realitzats per Wang i col·lab.<sup>139</sup> (1984) es mostra la disminució de la resistència del PMMA en el transcurs del temps, mentre que en el cas dels empelts ossis augmenta. En els muntatges en els que el PMMA és emprat com espaïador intervertebral, els espècimens presenten un pitjor comportament en extensió.

Figura 2.42. Imatge radiològica del cos vertebral lumbar omplert amb polimetilmetacrilat.



Fidler<sup>140</sup> va testar en un estudi *postmortem* (1986) una instrumentació anterior reforçada amb PMMA, amb una gran estabilitat a la compressió, però menys a la flexió - extensió.

Harrington<sup>141</sup> va publicar al 1981 una sèrie de 14 casos de metàstasi vertebral amb corporectomia i PMMA més una instrumentació, per a realitzar radioteràpia postoperatòria. Amb un seguiment de 4.5 anys només un cas va fracassar, i els tretze restants van tenir un bon resultat clínic i sense deteriorar-se l'estabilitat del raquis. L'autor destaca la bona fixació en les vèrtebres adjacents. White i Panjabi<sup>29</sup> (1990) també van avaluar la utilització de ciment en la cirurgia del raquis, recomanant un ferm ancoratge del ciment a l'os, un reforç del ciment amb malla metàl·lica, i algun tipus de fixació a les vèrtebres adjacents, tal com un cerclatge, cargols o agulles.

En la figura 2.43 podem veure diversos models proposats per a contenir el ciment, estudiats per Dunn<sup>142</sup> (1977). Resulta complicat realitzar una avaluació biomecànica comparativa entre els diferents muntatges. Tots tres presenten un bon comportament davant moviments de flexió, essent el comportament a

extensió el més crucial a avaluar. Sembla que el muntatge tipus C seria el més adequat biomecànicament.

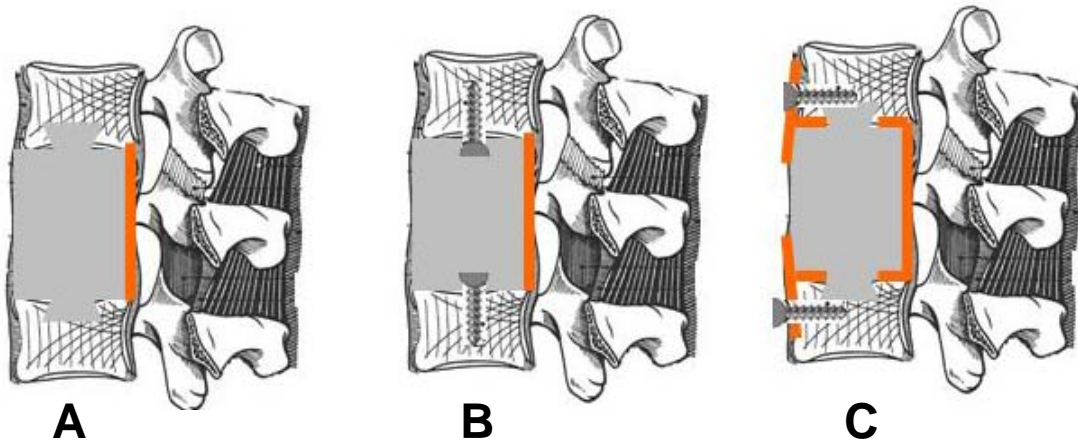


Figura 2.43. Muntatges per a assegurar l'estabilitat de la interfase PMMA os quan el ciment s'usa com a substitut del cos vertebral. A. Es realitzen dos forats en el platet per a donar certa estabilitat, i una protecció a nivell posterior. B. Utilització de dos cargols en l'os esponjós o altrament dues agulles de Kirschner. C. Muntatge de Ono i Tada (1975) modificat per White i Panjabi (1990), amb una cistella protectora cargolada. Estan ordenats de menor a major capacitat per resistir la tracció i evitar l'extrusió del PMMA (Dunn<sup>142</sup> 1977).

Turkmen i col·lab.<sup>143</sup> al 2002 publiquen la seva experiència amb instrumentació anterior i PMMA en el raquis toràcic anterior, amb bons resultats. Clark<sup>138</sup> (1984) va realitzar una revisió dels diferents usos del ciment en cirurgia del raquis, desaconsellant-ne l'ús aïllat i recomanant-ne la combinació amb instrumentació o malles. Avui en dia, aquestes recomanacions serien vàlides amb l'excepció de la vertebroplastia i la cifoplastia.

El principal problema del PMMA és la seva capacitat de fatiga del material al no presentar remodelació (a diferència de l'empelt), la perillositat de la reacció exotèrmica de polimerització, i la possibilitat de infecció<sup>138</sup>.

### 2.3.1.3 Biomaterials.

Varies alternatives a les caixes i a l'empelt s'han provat en els últims anys.

La matriu òssia desmineralitzada és un material osteoinductiu i osteroconductiu (veure apartat 2.3.2.1) i actua com a bastida juntament amb l'empelt esponjós. Alguns treballs han estudiat la seva utilitat en fusions posteriors, aconseguint la fusió en sis setmanes (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002).

La hidroxiapatita coral·lina s'ha descrit com a substitut viable de l'al·loempelt en caixes, demostrant el mateix creixement en 3 mesos (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002). Thalgott i col·lab.<sup>144</sup> al 2002 van descriure la seva sèrie de 20 pacients

en els que es va realitzar una fusió circumferencial amb hidroxiapatita coral·lina en la zona anterior i autoempelt i instrumentació transpedicular per via posterior, amb un seguiment de 3 anys. Els resultats van mostrar un 93.8% de consolidació amb un 80% de bons resultats, amb el que els autors conclouen que pot ser una alternativa usada en combinació amb la instrumentació posterior.

En l'actualitat es necessiten més estudis per determinar si aquests materials són una opció viable per a la substitució del cos vertebral.

#### 2.3.1.4 Empelts.

Un empelt és tot aquell teixit o òrgan que conté cèl·lules del donant i es posa en un receptor amb la intenció que sobrevisquin<sup>145</sup>.

En base al seu origen tenim tres tipus d'empelts<sup>146</sup>;

- **Autoempelt:** Teixit ossi obtingut i implantat en el mateix individu.
- **Al-loempelt:** Teixit ossi obtingut d'un individu i implantat en un altre de la mateixa espècie.
- **Xenoempelt:** Teixit ossi obtingut d'una espècie i implantat en altre. No s'utilitza degut a què provoca una gran resposta autoimmune.

En base a la seva estructura, els empelts de què disposem poden ser:

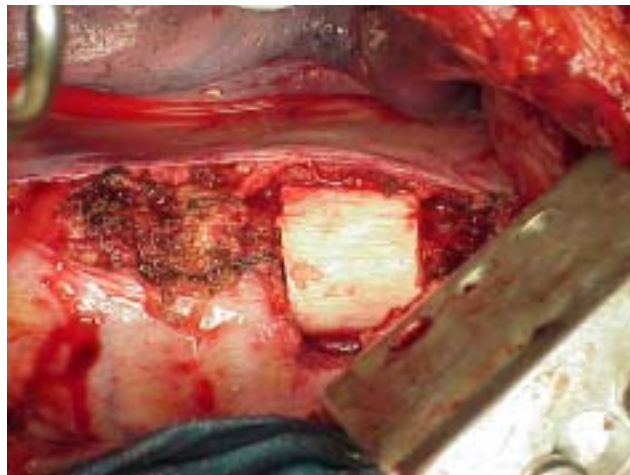
**1. Auto o al-loempelts esponjosos**, molt actius biològicament però amb nul·la resistència mecànica. Per tant, encara que aquest empelt s'utilitzi usualment en fusions posteriors, no es pot usar sol en la reconstrucció anterior donat que no suporta els esforços de compressió implicats (Vaccaro i Cirello<sup>147</sup>, 2002).

**2. Auto o al-loempelts cortico-esponjosos**, essent els més habituals els obtinguts d'os ilíac per la seva quantitat, facilitat d'obtenció, i varietat de mides i formes a obtenir. Hi ha però, complicacions en l'obtenció, com dolor en la zona d'extracció, hematoma, hipo o anestèsia en la zona glútia, palpació del defecte en persones primes, hèrnies, meràlgia parestèsica, infecció i hipertròfia òssia que a vegades requereix ressecció<sup>146</sup>. Les resistències a la compressió dels diferents empelts es relacionen directament amb l'estabilitat postoperatòria dels muntatges quirúrgics. Donat que en alguns moments les càrregues *in vivo* poden superar 3-4 vegades el pes del cos, a pesar de què el muntatge sigui suficientment rígid, els empelts tenen una capacitat crítica per a suportar càrrega, i això fa no siguin aptes per a substituir una corporectomia vertebral<sup>146</sup>.

**3. Els autoempelts costals** presenten una moderada resistència, donat que no tenen gran presència d'ós cortical. Per qüestions d'obtenció s'utilitzen únicament en el raquis toràcic, preferentment de forma vascularitzada.

**4.** Finalment hi ha **els empelts estructurals**, ja sigui peroné (auto o al·loempelt), tibia (al·loempelt) i fèmur (al·loempelt), que són els més resistents a la compressió, degut al gran percentatge d'ós cortical. Donada la lenta reabsorció i remodelació poden suportar càrregues de compressió durant més temps. Els principals desavantatges dels al·loempelts radiquen en el seu risc de transmissió d'infeccions, i que és menys osteoinductiu i osteoconductiu que l'autoempelt. A més, en el cas dels al·loempelts, actualment disposem d'un bon sistema d'emmagatzematge, s'ha demostrat que els empelts congelats no expressen antígens d'histocompatibilitat que provoquin reaccions de rebuig, i es controla estrictament la possible transmissió de malalties infecto-contagioses, presentant una taxa de complicacions, en general i en qualsevol localització, que varia del 15 al 17% (Fox i col·lab.<sup>148</sup> 2002, Horniceck i col·lab.<sup>149</sup> 2001). Creiem, per tant, que són els millors tipus d'empelt per a substituir el cos vertebral. En la figura 2.44 podem veure un exemple clínic.

Figura 2.44. Imatge clínica d'un al·loempelt de fèmur col·locat anteriorment en substitució d'una vèrtebra toràcica, en un pacient amb un quist ossi aneurismàtic sobre T10.



## ***2.3.2 Biologia de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.***

---

### **2.3.2.1 Propietats biològiques dels empelts.**

Els empelts ossis tenen les següents propietats (Goldberg<sup>150</sup>, 2003):

- **Osteogènesi**: Es defineix com la capacitat de diferenciació de cèl·lules plenipotenciàries en osteoblastes. L'empelt que posseeix aquesta

capacitat conté cèl·lules vives amb capacitat de diferenciar-se en os. Aquesta propietat és típica de l'autoempelt esponjós, i els al·loempelts corticals no la tenen.

- **Osteoconducció**: Es defineix com la capacitat de promoure l'aposiació òssia a la seva superfície, formant part d'una bastida receptiva d'ós.
- **Osteoinducció**: Es defineix com la capacitat de provocar un estímul biològic que indueixi el pas a osteoblastes de les cèl·lules locals o trasplantades.

En la taula 2.6 veiem les propietats biològiques de cada tipus de material usat per a la substitució del cos vertebral.

	OSTEOGÈNESI	OSTEOINDUCCIÓ	OSTEOCONDUCCIÓ
<b>Autoempelt esponjós</b>	+++	+++	+++
<b>Autoempelt cortical</b>	++	++	++
<b>Al·loempelt esponjós</b>	---	+	++
<b>Al·loempelt cortical</b>	---	+	++
<b>XENOEMPELT</b>	---	---	+
<b>BIOMATERIALS</b>	---	++/--	+
<b>CIMENT/CAIXES</b>	---	---	---

Taula 2.6. Propietats biològiques dels diferents materials emprats en substitució del cos vertebral (modificat de Goldberg<sup>150</sup> 2003).

### 2.3.2.2 Incorporació dels empelts estructurals anteriors.

La incorporació de l'os cortical és diferent que la de l'os esponjós. La revascularització es dona de forma molt lenta, especialment en els empelts de fèmur. Per tant, requereixen un llarg període per a la integració, que sovint arriba als 18 mesos, per tant, molt superior al de l'empelt esponjós<sup>129</sup>.

L'empelt cortical inicialment es reabsorbeix i després es vascularitza (substitució inversa progressiva) i l'empelt esdevé una barreja d'os viable i necròtic. Factors metabòlics influeixen en la taxa, quantitat i acabament de la remodelació i integració òssia. Les forces biomecàniques de l'empelt cortical

redueixen la reabsorció que precedeix a l'aposisió òssia (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002).

Els empelts no vascularitzats depenen dels teixits del voltant per a la seva vascularització, la qual és evidentment retardada pel que fa al creixement de vasos. Els principals determinants de la unió hoste - empelt és l'estabilitat del muntatge i el contacte entre l'empelt i l'os receptor. Stevenson i col·lab.<sup>151</sup> al 1996 van analitzar els factors que alenteixen o inhibeixin aquest procés en un model experimental amb gossos, conills i rates. Aquests factors, a part de la presència d'un pedicle vascular en l'empelt, són la poca activitat biològica de l'empelt (per a la congelació o tractaments ulteriors), la disparitat d'histocompatibilitat entre donant i receptor, la inestabilitat mecànica del muntatge, el contacte entre empelt i receptor, i la interferència local o sistèmica en l'activitat biològica al voltant de l'empelt (infecció, malaltia general, osteopènia, irradiació, nicotina, fibrosi, administració de cisplatí, i altres). L'empelt no vascularitzat depèn completament dels teixits circumdants, i cal un embolcall biològicament favorable.

Goldberg i Stevenson<sup>152</sup> (1987) van descriure les etapes en la incorporació de l'empelt esponjós:

- En primer lloc es produeix una inflamació aguda: les cèl·lules inflamatòries, envaeixen l'àrea de l'empelt durant la primera setmana. En la segona setmana el teixit de granulació comença a prendre forma.
- En segon lloc es dona la vascularització. Els capil·lars de l'hoste envaeixen l'empelt. En aquest estadi és quan s'inicia la reacció immunològica del donant si l'os és al·logènic. Hi ha un reclutament de cèl·lules osteoprogenitores de l'hoste i nutrients de l'empelt. El tercer estadi es dona simultàniament a aquest.
- En tercer lloc es dona l'osteïnducció. Es defineix com la diferenciació de les cèl·lules plenipotenciàries en osteoblastes induïdes per l'empelt i els mediadors. Aquesta etapa es dona del 14 al 21 dia. La proteïna morfogenètica òssia actua sobre el mesènquima perivascular indiferenciat i s'activen els osteoblastes i osteoclastes.

- El quart estadi és l'osteoconducció, caracteritzada per la invasió de l'hoste a dins de l'empelt, actuant aquest últim com una bastida. Aquesta etapa dura mesos en l'os esponjós i anys en el cortical.
- El cinquè estadi és la remodelació, que dura al voltant d'un any en l'os esponjós i quatre en el cortical.

Però va ser Frankel<sup>153</sup> (1988) qui va descriure els estadis d'incorporació dels empelts estructurals anteriors no vascularitzats. La substitució progressiva amb un lent recanvi ossi i el procés d'osteoconducció que reemplaça l'empelt es dona en cinc estadis:

- **Estadi I:** Inflamació. És l'estadi postoperatori, quan no hi ha canvis radiogràfics respecte al postoperatori immediat, i es dona la cicatrització dels teixits envoltants. Aquesta fase inflamatòria dura aproximadament 14 dies, i és més intensa en quantitat i qualitat en els al·loempelts que en els autoempelts.
- **Estadi II:** Vascularització. Els capil·lars de l'hoste envaeixen l'empelt. Aquesta revascularització és lenta i esdevé al llarg dels canals de Havers. Succeeix la fusió dels extrems de l'empelt als platets vertebrals. Els estadis inicials de la substitució progressiva es veuen en la radiografia per un aprimament de la cortical de l'empelt. Aquesta fase és molt lenta en l'os cortical respecte a l'esponjós. La principal diferència amb l'os esponjós és que la reabsorció (osteoclastes) es dona abans que l'aposició òssia (osteoblastes). El suport estructural pot disminuir un 40-50% en els primers 6-8 mesos (Vaccaro i col·lab.<sup>146</sup> 2000).
- **Estadi III:** En aquest punt, l'os és una barreja d'os necròtic i viable. La progressiva substitució continua amb formació òssia. Radiogràficament s'observa un engruiximent de les corticals de l'empelt, i succeeix al voltant dels 18 mesos postoperatoris.
- **Estadi IV:** Inclou la remodelació òssia addicional, desapareixent la cavitat medul·lar i remodelant-se les corticals.
- **Estadi V:** Sota forces de compressió segueix la remodelació cortical i augmenta l'amplada de l'empelt, superant l'amplada inicial.



Inicialment, Pearcy i Burrough<sup>154</sup> (1982) va definir els paràmetres radiològics que s'havien d'acomplir per establir que s'havia donat la fusió intersomàtica, però van ser Bridwell i Molinari<sup>155</sup> (1995) qui van definir una escala radiològica per avaluar la incorporació de l'empelt, amb quatre graus que podem veure en la taula 2.7.

	<b>FUSIÓ</b>	<b>REMODELACIÓ</b>	<b>LUCÈNCIES</b>	<b>COL-LAPSE</b>
<b>GRAU I</b>	COMPLERTA	COMPLERTA	NO	NO
<b>GRAU II</b>	PARCIAL	PARCIAL	NO	NO
<b>GRAU III</b>	NO	NO	SI	NO
<b>GRAU IV</b>	NO	REABSORCIÓ	SI	SI > 2 mm

Taula 2.7. Escala de gradació de Bridwell-Molinari<sup>155</sup> per avaluar l'al·loempelt anterior.

L'empelt cortical és el que s'incorpora més lentament i menys completament, amb una baixa velocitat d'integració ja que conté menys cèl·lules actives. Després de la remodelació queda gran quantitat d'os necròtic, fins a un 50% - 90% de l'empelt es necrosa als 5 anys postimplantació. Enneking i Mindell<sup>156</sup> (1991) van estudiar la incorporació de 16 al·loempelts corticals estudiant els casos des del 4rt al 65è mes. Van observar un pont extern inicial que es forma lentament en la zona de contacte cortical - cortical amb l'hoste, formant un callus extern amb ossificació intramembranosa des del reconstruït periosti. Això pot reomplir l'espai entre les superfícies. L'extrem de l'empelt es reconeix per una línia de ciment. L'orientació perpendicular del sistema de Havers es manté i no remodela. En la part interna es forma un altre callus esponjós - esponjós, que progressa més ràpid que el cortical. La part més interna de l'empelt es queda necròtica. L'extensió de la reparació òssia es correlaciona amb la revascularització.

Pel que fa a l'objectivació radiològica d'aquesta incorporació, en un recent estudi publicat per Tuli i col·lab.<sup>157</sup> (2004) amb el propòsit de determinar la rendibilitat de les radiografies per predir la fusió cervical en 57 pacients amb al·loempelt anterior, els autors conclouen que no podem predir la fusió basant-nos en el pas de trabècules en les radiografies simples.

Per altra banda, Epstein i col·lab.<sup>158</sup> (2002) han estudiat prospectivament amb tomografia computeritzada el creixement ossi a dins d'al·loempelts de peroné col·locats anteriorment en el raquis cervical en divuit pacients. Als sis mesos, els autors troben una mitja de 3.5 mm de creixement ossi en l'extrem superior i

4.6 mm en l'extrem inferior, a dins del canal medul·lar del peroné en 17 dels 18 pacients (94%). Els autors conclouen recomanant aquesta tècnica pel seguiment de la integració dels al·loempelts.

Pel que fa a la remodelació, aquesta està influenciada en gran mesura per la càrrega mecànica que suporta l'empelt, segons determina la llei de Wolff (Wolff<sup>51</sup>, 1901) en la qual es postula que l'os s'adapta als seus requeriments mecànics. La tensió indueix canvis metabòlics en l'activitat anabòlica dels osteòcits, i la manca de tensió activa els osteoclastes, és a dir, la reabsorció òssia. Altres factors que influeixen en la remodelació són l'edat i els trastorns metabòlics.

Si comparem auto i al·loempelt, la incorporació és diferent. L'al·loempelt provoca una resposta inflamatòria més intensa, amb retard en la vascularització i menor creixement capil·lar, provocat per la falta de BMP de l'al·loempelt.

La combinació d'os cortical amb autoempelt esponjós en l'interior ajuntaria les avantatges biològiques i biomecàniques en el cas de la reconstrucció anterior del raquis (Kozak i col·lab.<sup>128</sup> 1994). No obstant, cap estudi pel moment ha determinat una millora d'aquest sistema en l'índex d'artrodesi, i no està exclòs de morbiditat en la zona donant.

### **2.3.2.3 Obtenció i conservació dels empelts.**

L'obtenció d'al·loempelts segueix unes directrius estrictes, iniciant-se amb la història del donant, eliminant els possibles donants amb factors de risc per HIV, hepatitis, o altres malalties transmissibles, malalties autoimmunes, malalties tumorals, o malalties metabòliques òssies. Es practica un examen físic al donant, excloent els que presenten una síndrome tòxica o no es coneix la causa de la mort. Es realitza serologia per HIV, HBsAg, Sífilis (anticossos fluoresceïna), AntiHCV, HTLV-I i CMV. L'empelt s'extreu en condicions asèptiques abans de les 12 hores de la mort (24h si el cos es conserva a 4°). S'agafen mostres per cultivar, i es procedeix a una segona esterilització amb òxid d'etilè o irradiació. Es realitza una anàlisi anatomopatològica i radiogràfica de l'empelt per a descartar possibles lesions lítiques.

Segons el mètode de conservació, els al·loempelts habitualment poden ser de tres tipus<sup>159</sup>:

- **Fresc:** Sense cap procés addicional. No s'utilitza pel risc de transmissió de malalties i perquè són els més immunogènics.
- **Congelat en sec o liofilitzat:** Els empelts congelats en sec estan esterilitzats amb raigs gamma o òxid d'etilè. El seu contingut en aigua es redueix aproximadament un 5% i el producte pot emmagatzemar-se a temperatura ambient envasat al buit. S'elimina completament el risc d'infecció, ja que destrueix l'ADN viral, i són els menys immunogènics, però aquest mètode debilita les propietats biològiques i biomecàniques dels empelts, ja que desnatura les BMPs. L'empelt es torna trencadís, el que esdevé un efecte indesitjable quan volem un suport estructural com el cas que ens ocupa. A pesar de què alguns autors advoquen per l'ús d'empelts congelats en sec en el raquis (Grossman i col·lab.<sup>160</sup> 1992, Munting i col·lab.<sup>161</sup> 2001), la utilització d'aquests empelts en el raquis lumbar no és recomanable. Wetzel i col·lab.<sup>162</sup> (1993) reporten una taxa de fusió del peroné liofilitzat col·locat anteriorment del 65% en columna cervical i del 58% en columna lumbar, amb el que els autors desaconsellen el seu ús.
- **Congelat en fresc:** Els empelts es renten amb solució amb antibiòtic i es congelen a menys 70°C en nitrogen líquid. Amb aquest mètode poden aguantar fins a 5 anys, i es preserven les BMPs. El desavantatge és que no s'elimina per complet el risc de transmissió viral. Malgrat això no hi ha cap cas descrit d'infecció per empelt ossi en els últims 10 anys. Nombrosos autors prefereixen els empelts congelats en fresc, donat que presenten pràcticament les mateixes característiques biomecàniques que els empelts en fresc (Pelker i col·lab.<sup>163</sup> 1983, An i col·lab.<sup>164,165</sup> 1995, Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002 i altres).

#### 2.3.2.4 Resposta immunològica del receptor.

Hi ha múltiples estudis experimentals que mostren que la incorporació esdevé millor quan les diferències d'histocompatibilitat són mínimes, o es tracten els empelts amb tècniques que disminueixen la immunogenicitat (Bauer i Muschler<sup>145</sup>, 2000).

Els al·loempelts estan influenciats pels mateixos factors immunològics que altres teixits, i donat que els al·loempelts no estan creuats antigènicament amb el receptor, hi ha certa resposta immunològica en l'hoste. Les cèl·lules de l'empelt són les principals responsables d'aquesta resposta. Recordem que els antígens majors d'histocompatibilitat són de dos tipus, els de Classe I (HLA-A,B o C) i els de Classe II (HLA-D). Totes les cèl·lules nucleades expressen els antígens de Classe I, mentre que els limfòcits B i T, els macròfags i cèl·lules relacionades (osteoblastes) expressen els antígens de Classe II (Ehnlér i Vaccaro<sup>159</sup> 2000). Com més cèl·lules hi acudeixin, major serà la resposta immunològica que provocarà, per tant, aquesta resposta és dosi dependent. Els proteoglicans també són capaços d'estimular la resposta, el col·lagen l'estimula dèbilment i la hidroxiapatita no estimula cap tipus de resposta.

Aquesta resposta serà la responsable del retard en la vascularització de l'empelt i de l'activitat osteoclàstica i osteoblàstica. Es provoca un infiltrat inflamatori de limfòcits que destrueix els vasos i necrosa l'empelt. Hi ha moltes evidències en animals que l'al·loempelt provoca anticossos específics contra ell per part de l'hoste (Stevenson<sup>151</sup> 1996). En un model en gos, aquest autor va trobar antígens Classe I com a resposta a l'al·loempelt. Aquesta resposta és transitòria i més dèbil quan l'al·loempelt és congelat.

Els al·loempelts corticals inciten una resposta més dèbil que l'os esponjós, donat que presenten un component cel·lular molt inferior, especialment pel que fa a cèl·lules hematopoïètiques de la medul·la òssia i cèl·lules antigèniques vasculars.

Com ja hem dit, els empelts frescos són més antigènics que els congelats, i aquests ho són més que els empelts liofilitzats. Això és així perquè cada grup implica un major grau de destrucció cel·lular degut a la preservació. Goldberg i col·lab.<sup>166</sup> (1985) van analitzar en gossos la resposta immune dels empelts, i van arribar a la conclusió que solament en els empelts vascularitzats s'han de fer proves creuades d'histocompatibilitat o fer tractament immunosupressor.

A pesar de què no es practica un test de compatibilitat, molts empelts acaben integrant-se. Això és degut a què la resposta immunològica dels al·loempelts estructurals és molt baixa ja que expressen molt pocs antígens, i la resposta immunològica en humans no és clara i no es comporta com en els models

animals. Alguns pacients amb al·loempelts presenten anticossos antiHLA, però no s'ha relacionat amb un resultat pobre de l'empelt.

### **2.3.2.5. Factors de creixement ossi.**

Bauer<sup>145</sup> descriu en el seu article de 2000 el procés bioquímic que es dona en el focus. La inflamació que esdevé en l'empelt és de vital importància. Com en qualsevol resposta de cicatrització, les plaquetes s'adhereixen ràpidament a les superfícies de la cicatrització, i es degranulen, alliberant gran quantitat de factors de creixement, incloent FGF-2, PDGF, TGF- $\beta$  i altres, a dins de la malla de fibrina que s'ha format quan es coagula la sang extravasada.

Neutròfils, linfòcits i monòcits són atrets al lloc i migren a dins de l'hematoma organitzat. Els neutròfils alliberen quinines i prostaglandines, que són angiogèniques. El teixit de granulació resultant està compost de vasos i teixit edematós i fibrós, ric en citoquines i factors de creixement. La seqüència dels canvis és controlada per nombroses citoquines, incloent-hi les prostaglandines, l'òxid nítric, les amines vasoactives, els factors del complement i les interleuquines. Els fibroblastes produeixen col·lagen, sota l'estimulació dels factors de creixement (TGF-  $\beta$ ) i interleuquines, i l'os necròtic sota remodelació sovint mostra fibrosi. L'acumulació neta col·lagen depèn de l'extensió del col·lagen degradat, produït per col·lagenases excretades pels fibroblastes, macròfags i altres cèl·lules. Aquest procés, juntament amb la resposta inflamatòria, és necessari per iniciar la proliferació vascular i proveir l'empelt de nutrients i cèl·lules.

Els avenços en l'aïllament de les proteïnes ha possibilitat l'obtenció d'una sèrie de glicoproteïnes, solubles i de baix pes molecular, totes elles osteoinductives, anomenades BMPs (*Bone Morphogenetic Protein*, proteïnes morfogenètiques òssies), (Boden i Summer<sup>167</sup>, 1995). Les BMPs constitueixen el 0,1% de les proteïnes de l'os, per tant calen grans quantitats d'empelt per obtenir poca quantitat d'aquestes proteïnes. No obstant, la clonació molecular va significar un gran avenç per a la identificació de les BMP. S'ha identificat varies BMP, i moltes d'elles estan classificades en la família dels TNF. La classificació, propietats biològiques, mecanismes d'acció i receptors han estat descrits recentment i encara estan sota discussió (Bauer<sup>145</sup> 2000, Shandhu<sup>168</sup> 2000). Les BMPs tenen un paper crucial en el creixement i diferenciació de diferents

tipus cel·lulars en l'embriogènesi i en l'homeòstasi. Són importants per a la diferenciació de les cèl·lules plenipotenciàries (“*stem cells*”) a osteoblastes, i ajuden a la consolidació òssia i a la remodelació. Les BMP més actives són la BMP-2, la BMP-4 i la BMP-7 (OP-1). Varis estudis han mostrat inducció òssia per aquestes proteïnes.

Des de 1993 s'ha demostrat l'eficàcia de la BMP-2 en la fusió del raquis en conills, gossos, xais, cabres i mones (Sandhu<sup>168</sup> 2000). El mateix autor va investigar l'efecte de la BMP-2 en la fusió vertebral anterior en xais utilitzant cilindres amb aquesta proteïna. A pesar de què només el 33% dels implants havien estat omplerts amb empelt, tots els implants van mostrar una exuberant consolidació. En un altre estudi (Boden i col·lab.<sup>169</sup> 1998) compara dos dosis diferents de BMP-2 en una esponja de col·lagen i l'esponja sola implantada dins de caixes, en la zona anterior del raquis d'un model en *macacus rhesus*. Tots els animals amb la proteïna van assolir la consolidació, mentre que els que no la tenien van fracassar tots. Hecht i col·lab.<sup>170</sup> (1999) va avaluar daus d'al·loempelt liofilitzats plens de BMP-2 implantats anteriorment en un model també en *macacus rhesus*. Als 3 mesos de la implantació hi havia evidència radiològica de consolidació i als 6 mesos hi va haver-hi evidència histològica. Un aspecte interessant d'aquest estudi és que es va evidenciar una substancial reabsorció de l'al·loempelt i reemplaçament per os nou als sis mesos de la cirurgia. Boden<sup>171</sup> (1998) va demostrar en un estudi multicèntric randomitzat en 14 humans que la BMP-2 assolia la fusió en només 3 mesos, mentre que en els casos control era en 12 mesos.

També s'ha demostrat que la BMP-7 té una gran eficàcia en el tractament de la pseudoartrosi. Les aplicacions de les altres citoquines osteotròfiques (FGF-2, EGF, PDGF, TGF- $\beta$ , anàlegs de la hormona paratiroïde, IGF-I, IGF-II, IHH i LMP) encara estan sota investigació.

### ***2.3.3 Biomecànica de la substitució del cos vertebral per al·loempelts.***

---

#### **2.3.3.1 Funció de la instrumentació.**

Si tenim una corporectomia, a efectes pràctics tenim una lesió de la columna mitja i anterior del raquis. Això provoca un desplaçament del centre de rotació

cap a posterior, situant-se per darrera de la instrumentació. El sistema es torna altament inestable tant a flexió com a compressió, inclinació lateral i torsió<sup>17,29</sup>. Gurr i col·lab.<sup>172</sup> (1988) van realitzar un estudi comparatiu no destructiu de la rigidesa de diferents sistemes d'estabilització anterior i posterior aplicats a aquesta situació. Els muntatges anteriors incloïen empelt anterior aïllat de cresta ilíaca, i empelt anterior més el sistema de Kaneda col·locat anteriorment. Els sistemes de fixació posterior incloïen instrumentació de Harrington a distracció, instrumentació de Cotrel-Dubousset (CD) amb cargols pediculars de 5 mm, plaques de Steffee cargolades i el rectangle de Luque. Tots els muntatges posteriors es van col·locar entre la primera i la quinta vèrtebra lumbar amb un empelt anterior de cresta ilíaca que reomplia l'espai corresponent a la vèrtebra lesionada. En aplicar compressió axial, el sistema de Kaneda, el CD i la placa de Steffee van mostrar desplaçaments superiors als del raquis íntegre, encara que inferiors als del sistema de Harrington (238%), al sistema de Luque (302%) i a l'empelt de cresta ilíaca aïllat (398%). Aquests resultats mostren la necessitat de realitzar muntatges rígids, amb cargols transpediculars o vertebrals que suplementin l'acció de l'empelt per a controlar els desplaçaments corresponents a l'aplicació de càrregues de compressió. Davant càrregues de flexió, els tres implants amb fixació amb cargols es van mostrar molt més efectius per a limitar l'angulació, encara que arribant només a nivells de rigidesa similars als del raquis intacte (figura 2.45).

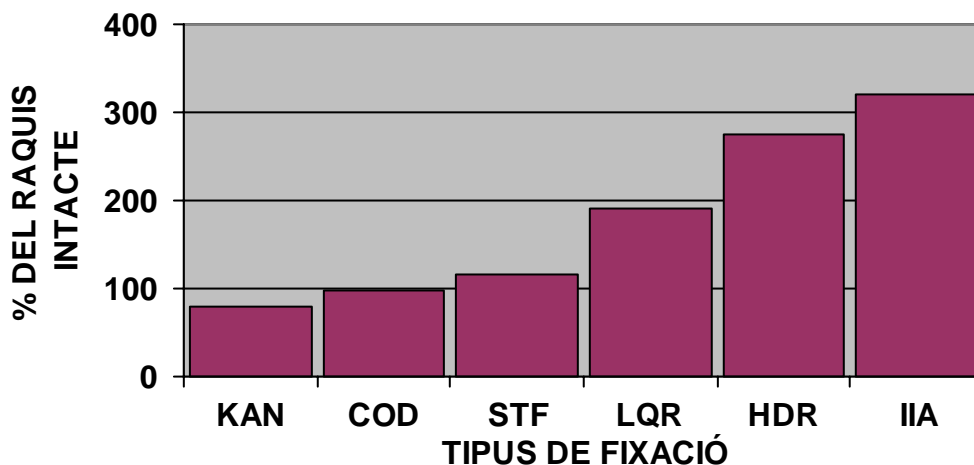


Figura 2.45. Comparació del moviment a flexió dels sistemes d'instrumentació anterior i posterior en un raquis amb lesió de la columna mitja i anterior, amb empelt de cresta ilíaca anterior. KAN: sistema de Kaneda, COD: sistema de Cotrel-Dubousset amb cargols transpediculars, STF plaques de Steffee, LQR: rectangle de Luque amb cerclatges sublaminars, HDR Harrington a distracció, IIA empelt ilíac anterior sol (Gurr i col·lab.<sup>172</sup> 1988).

Heller i col·lab.<sup>173</sup> (1993) van avaluar biomecànicament les instrumentacions per a la corporectomia, arribant a la conclusió de què només la combinació de reconstrucció anterior i posterior era capaces de restaurar de manera adequada la rigidesa sagital, axial i torsional, essent similar al d'un model sa.

Lim i col·lab.<sup>174,175</sup> (1996, 1997) van analitzar comparativament la rigidesa de dos sistemes anteriors amb un de posterior. Els autors construeixen un tipus de muntatge biomecànicament semblant pel que fa a la resistència, però sense l'empelt anterior l'efectivitat del sistema decreix, especialment pel que fa a la flexió i extensió.

Cunningham i col·lab.<sup>134</sup> (2002) van analitzar en blocs de polietilè 13 sistemes de cargols transpediculars en absència de suport anterior. Els resultats van mostrar que les càrregues fisiològiques que es donen en la columna lumbar excedeixen de la capacitat de càrrega de tots els sistemes estudiats, i indiquen la necessitat d'un suport en la columna anterior a pesar de la instrumentació posterior.

Per últim, Faro i col·lab.<sup>176</sup> (2003) analitzen un model animal (xai) de corporectomia lumbar amb dues instrumentacions anteriors (una placa respecte a dues barres), amb un al·loempelt de fèmur intersomàtic. Els resultats mostren que no hi ha diferències entre els dos muntatges, encara que la doble barra anterior sembla més rígida que la placa.

Amb tot això podem concloure que:

1. Es pot restablir la rigidesa del raquis després de la corporectomia.
2. És necessari que la instrumentació sigui cargolada.
3. Amb la instrumentació i un empelt de cresta ilíaca no és suficient per a controlar la flexió en lesions de la columna anterior i mitja, amb el que cal introduir un empelt estructural que li confereix major rigidesa.

### **2.3.3.2 Funció de l'al·loempelt.**

La funció mecànica dels empelts anteriors per apuntalar un defecte ossi va ser estudiat per Krag<sup>177</sup> (1991), i ho podem observar en la figura 2.46. Quan es fixa la vèrtebra superior a la vèrtebra lesionada, el moment generat per un cargol transpedicular per a contrarestar el moment extern aplicat és igual a la força en el cargol ( $F_1$ ) per la longitud del braç de palanca (D) o distància des de l'eix del cargol al punt de recolzament del sistema. Les forces a nivell dels cargols es



poden reduir, o bé augmentant la longitud del braç de palanca, distribuïnt les càrregues en un major nombre de cargols o utilitzant un empelt anterior apuntalat. La força de compressió ( $f$ ) suportada per un empelt anterior adequadament col·locat, multiplicada per la distància al centre de rotació del sistema ( $d$ ), provoca un moment addicional ( $M_1$ ) que ajuda a contrarestar el moment extern aplicat ( $M$ ) i, per tant, redueix les forces presents a nivell de l'implant ( $F_2$ ).

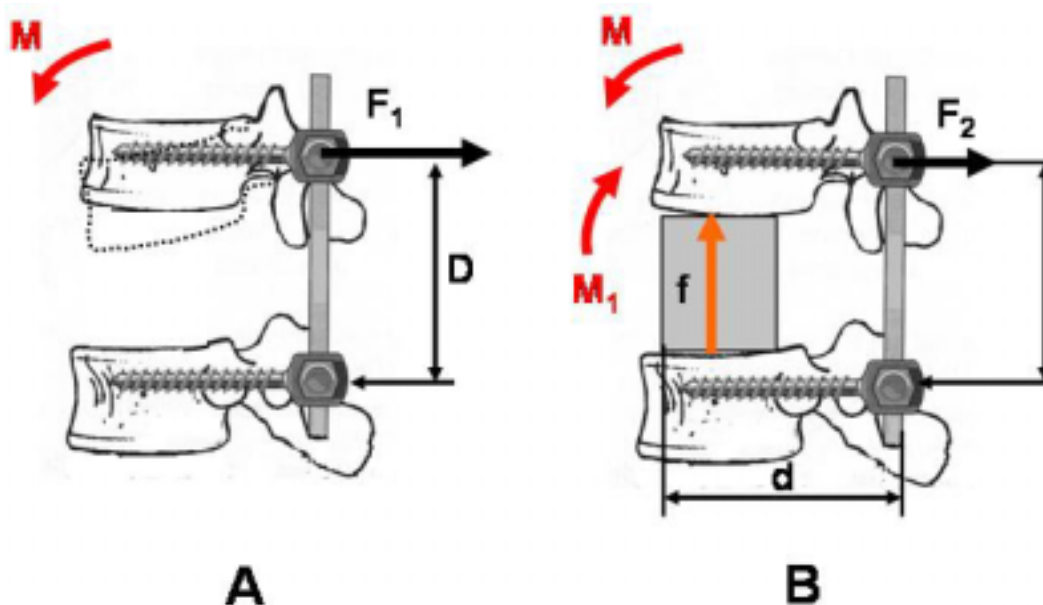


Figura 2.46. Comportament biomecànic de l'empelt anterior apuntalat. A Sense empelt. El moment que actua a nivell del cargol ( $F_1 \times D$ ) pot originar moviments a nivell de la unió amb el pedicle, i eleva de manera important les tensions dels cargols provocant la fallida i el desplaçament de la vèrtebra superior. B. La presència d'un empelt anterior provoca la creació d'un moment ( $M_1$ ) que contraresta el moment flexor extern ( $M$ ) i redueix les forces a nivell de l'implant ( $F_2$ ) (Krag<sup>177</sup> 1991).

Goel i col·lab.<sup>178,179</sup> al 1988, mitjançant el seu model d'elements finits van estudiar el que passava a nivell de L4-L5 quan en un segment lumbar es practica una laminectomia, es col·loca una placa de Steffee, es realitza una discectomia i es col·loca un empelt cortical intersomàtic. Sota càrrega de compressió axial (405 N), van evidenciar que l'empelt canalitza el 80% de la càrrega (320 N), mentre que la placa de Steffee solament el 20%. En eliminar l'empelt, la càrrega havia de ser suportada íntegrament pels cargols i la placa (223 MPa), arribant la tensió dels cargols a valors propers als de la resistència del material (acer, 262 MPa). Tant amb càrrega de compressió axial com de flexió, s'arriba a valors elevats de tensió en l'os cortical al voltant dels cargols, i valors inferiors en l'os trabecular, que fins i tot són menors que els obtinguts en

un segment intacte. Això demostra l'efecte protector davant de tensions per part del sistema d'estabilització. Els autors conclouen que l'empelt anterior és essencial per transmetre les càrregues.

Abumi i Panjabi<sup>180</sup> (1989) van estudiar en un model biomecànic cadavèric (T11-L3) l'estabilitat de sis fixadors amb i sense empelt anterior. Els resultats van mostrar muntatges molt més estables amb l'empelt anterior.

Skalli i col·lab.<sup>181</sup> (1993) van utilitzar un model d'elements finits (model Lavaste) per comparar l'efecte d'un sistema d'instrumentació transpedicular en el tractament de diferents inestabilitats, creades en la vèrtebra central d'un sistema de tres vèrtebres lumbars. Com a resultat van obtenir que la col·locació d'un empelt anterior millora el comportament mecànic a compressió, reduint la mobilitat del segment instrumentat, però afecta molt poc al comportament en torsió.

Kanayama i col·lab.<sup>182</sup> (1999) van estudiar l'efecte de la reconstrucció anterior respecte a la reconstrucció circumferencial en deu models cadavèrics humans del raquis lumbar. Conclouen que la reconstrucció anterior i posterior s'ha de realitzar sempre en el cas d'una vertebrectomia, donat que entre el 70 i el 90% de la càrrega axial passa pel cos vertebral, i les reconstruccions anteriors soles han demostrat una menor rigidesa que les circumferencials, ja que no restauren la rigidesa original del raquis.

Atienza i col·lab.<sup>183</sup> (2002) van estudiar en un model d'elements finits amb cossos de polietilè quatre sistemes de fixació posterior, testats a flexió, extensió, inclinació lateral i torsió, amb i sense empelt anterior entre els cossos de L3 i L5. L'empelt anterior va ser un fragment esponjós ilíac ( $E=12$  MPa,  $\nu=0,3$ ) i un empelt de peroné ( $E=100$  MPa,  $\nu=0,2$ ). Sense empelt les tensions d'alguns muntatges fregaven els valors màxims del titani (795 MPa). La rigidesa del muntatge a flexió augmenta un 162% amb l'empelt esponjós i un 234% amb el cortical. En usar l'empelt anterior, les tensions en flexió de les barres disminueixen un 76% amb empelt esponjós i un 82% amb cortical. També disminueixen les tensions en flexió en la part posterior dels cargols (un 62% amb os esponjós i un 78% amb os cortical). Els autors conclouen amb la necessitat 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).

Per últim, a destacar que Fricka i col·lab.<sup>184</sup> (2002) en un estudi biomecànic en un model cadavèric boví conclouen que l'ús d'un suport anterior pot ser útil per augmentar la lordosi, però afegeix rigidesa al muntatge.

Com a conclusió, podem dir que l'empelt anterior és imprescindible per evitar la fallida del material amb les càrregues fisiològiques. Les tensions a través de l'empelt anterior han de ser menors que la seva càrrega crítica de fallida, i la força s'ha de transmetre a través de l'al·loempelt sense mobilitat significativa (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002).

### 2.3.3.3 Propietats mecàniques de l'al·loempelt.

Donada la geometria del platet vertebral (entre 50 i 35 mm), clàssicament s'han utilitzat tres tipus diferents d'al·loempelt per la fusió anterior de les vèrtebres lumbar: fèmur, tíbia i peroné. La taula 2.8 reflecteix algunes característiques d'aquests empelts.

Empelt	Diàmetre mig extern (mm)	Diàmetre mig intern (mm)	Nombre d'empelts	Superfície de contacte (mm <sup>2</sup> )
Fèmur	20	12	1	290
Peroné	16	14	6	618
Tíbia	32-22	18-13	1	270

Taula 2.8. Característiques geomètriques dels empelts i la seva superfície de contacte amb la placa cortical terminal (la tibia té dos valors de diàmetre donat que sembla una el·lipse). (Siff i col·lab.<sup>185</sup> 1999).

Les càrregues *in vivo* en l'espai intervertebral varien entre 0.33 MPa fins a 7.1 MPa per a càrregues estàtiques, i fins a 8.9 MPa per a càrregues cíclics. El fèmur té una resistència superior a 66 MPa, mentre que el peroné resisteix càrregues equiparables a les càrregues *in vivo*. El peroné presenta una resistència entre 5.07 MPa i 16.5 MPa (congelat - liofilitzat) (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup>, 2002).

Wittemberg i col·lab.<sup>186</sup> al 1990 va analitzar diversos autoempelts i al·loempelts (peronés congelats, cresta ilíaca anterior, posterior i costella) pel que fa a les seves propietats mecàniques a compressió. Així veiem que el peroné estructural fallava per sobre de 5070 N, forces molt superiors al que resistien la cresta ilíaca anterior (1150 N), la cresta ilíaca posterior (667 N) o l'empelt de costella (452 N). Les costelles van demostrar-se com empelts pobres per la seva poca amplada, la corba anatòmica i la petita àrea de contacte. Per tant, de

tots els empelts estudiats per Wittemberg<sup>186</sup>, el peroné és l'únic que permet el suport immediat de càrregues a compressió. En la mateixa línia, Morales i col·lab.<sup>187</sup> (1993) van determinar les tensions a compressió que podien suportar diversos empelts liofilitzats. La cresta ilíaca tricortical va suportar 669 Kg, els daus d'esponjosa de cresta 179.6 Kg, el peroné 1687.4 Kg, i finalment, les forces a compressió que va suportar el fèmur van excedir de 6804 Kg. Per tant, en aquest cas va ser el fèmur el que millor va suportar les càrregues a compressió.

En general, l'os cortical presenta una resistència del doble a compressió que a tracció, al voltant de 88 a 108 N per mm<sup>2</sup> a tracció, i de 137 a 198 N per mm<sup>2</sup> a compressió<sup>129</sup>.

Segons Pelker i Friedlander<sup>188</sup> (1987), les propietats mecàniques d'un al·loempelt estan influenciades per nombrosos factors, incloent-hi l'estat en el moment de l'obtenció, la preparació, l'emmagatzematge, el tipus de força exercida, la quantitat de resposta immunològica del receptor, la reabsorció i la remodelació. A continuació anem a desglossar els diferents factors que afecten a les propietats mecàniques de l'empelt.

### **A. Densitat mineral òssia.**

A la qualitat de l'os donant en general s'hi ha prestat poca atenció. La capacitat de l'empelt per a suportar càrregues està fonamentada en les seves propietats originals. Aquestes característiques biomecàniques originals de l'os estan influenciades per diversos factors, tal com l'edat, el sexe, les característiques físiques del donant, l'alimentació i les malalties generals<sup>188</sup>.

És ben conegut que la densitat mineral òssia en adults, i consegüentment la resistència de l'os, decreix amb el pas dels anys. Evans<sup>189</sup> (1985) va suggerir que per mantenir la resistència a la compressió de l'al·loempelt, els empelts haurien d'obtenir-se de donants mascles d'edat inferior a 55 anys o femelles de menys de 45 anys. Independentment de l'edat, els empelts obtinguts d'homes i dones donants varien un 20% entre ells pel que fa a la resistència a la compressió, essent més resistents el de l'home. El període de màxima massa òssia se situa entre els 20 i 39 anys, i d'aquesta edat gradualment va

decreixent fins al voltant del 70-85% de la màxima tensió cap als 70-79 anys (taula 2.9).

EDAT (anys)	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79
<b>Res. a tensió</b>	93%	100%	98%	91%	76%	70%	70%
<b>Res. compressió</b>	---	100%	100%	96%	93%	87%	---
<b>Res. a torsió</b>	---	100%	100%	91%	91%	85%	85%
<b>Res. a inclinació</b>	87%	100%	100%	93%	89%	80%	80%

Taula 2.9. Propietats mecàniques de l'os cortical expressat en funció del percentatge de la resistència màxima (Evans<sup>189</sup> 1985).

Smith i col·lab.<sup>190</sup> (1993) van investigar la relació entre les densitats, les àrees de secció transversal usades habitualment en els empelts tricorticals de cresta ilíaca i de peroné, i les seves propietats mecàniques per suportar càrrega. Van estudiar 56 empelts als quals van fer estudis densitomètrics, geomètrics i biomecànics, aquests últims en una màquina de compressió servohidràulica mesurant el desplaçament sota compressió axial. Els autors van trobar una càrrega de fallida de 1458 N per a cresta ilíaca posterior, de 3230 N per a cresta ilíaca anterior, i de 12617 N per a peroné. La densitat mineral òssia de l'os esponjós i de l'os cortical es van correlacionar significativament amb la càrrega de fallida de l'empelt, però solament per a la cresta ilíaca. El treball va evidenciar que els empelts de peroné eren capaços de suportar càrregues axials superiors als de la cresta ilíaca.

Ding i col·lab.<sup>191</sup> (1997) van estudiar les variacions degudes a l'edat en les propietats de l'os trabecular de tibia en 32 pacients (de 16 a 83 anys). Van observar que el mòdul de Young augmenta fins als 40-50 anys i després decreix a partir dels 60. Els seus resultats van mostrar que la disminució en les propietats mecàniques de l'os i en el mòdul de Young i càrrega màxima és conseqüència de la disminució de la quantitat d'os trabecular, més que de la qualitat d'aquest. La densitat en col·lagen és el que millor prediu l'energia de fallida, i la concentració de col·lagen és l'únic que prediu la tensió màxima de fallida.

Com a conclusió, podem dir que la densitat mineral òssia és un factor important pel que fa a la resistència dels empelts, tant estructurals com no estructurals.

## **B. Lloc d'obtenció de l'empelt.**

Evidentment, l'empelt està subjecte a les limitacions anatòmiques del lloc d'extracció. Però no només això influeix, ja que per a una mida fixa de l'empelt, la tensió pot variar un 20% d'una localització a una altra (Pelker i col·lab.<sup>188</sup> 1987).

Chen i col·lab.<sup>192</sup> (1997) van avaluar sis tipus d'empelts i preparacions corticoesponjoses (no corticals) per a determinar quin era més resistent. Els resultats van ser que la tibia corticoesponjosa distal i el cap femoral va ser més resistent a la compressió. Una altra conclusió d'aquest estudi, van ser que els empelts són més resistents quan es tallen perpendiculars a l'eix de l'os, i s'obtenen de zones pròximes als extrems del mateix.

Ja hem comentat les diferències de resistència que existeixen entre cresta ilíaca anterior i posterior, evidenciades en els estudis de Wittemberg<sup>186</sup> (1990) i Smith<sup>190</sup> (1993). En el mateix sentit, Kummer i col·lab.<sup>193</sup> (1998) van analitzar els al·loempelts de cresta ilíaca segons sis localitzacions diferents, i van quantificar la càrrega de fallida dels empelts. El resultat va ser que com més a prop de la cresta ilíaca antero-superior, la càrrega de fallida era significativament molt superior que els empelts agafats a prop de la cresta ilíaca postero-superior. A més, la resistència dels empelts bicorticals era inferior en un 72±14% a la resistència dels tricorticals.

## **C. Conservació de l'empelt.**

Pel que fa a com afecta la conservació de l'empelt a les propietats biomecàniques, Frankel<sup>153</sup> va estudiar la influència de la congelació a temperatures mitjanes sobre l'empelt. Conclou que la congelació a menys 25°C i menys 20°C no té efecte significatiu sobre les propietats mecàniques. Diversos autors han demostrat que la resistència a les tensions torsionals dels empelts no s'altera per la congelació a diferents temperatures (Czifrom<sup>194</sup> 1998). Només Pelker i Friedlaender<sup>188</sup> (1987) van trobar petites variacions en compressió degut a la congelació en fresc, ja que la congelació ràpida de l'empelt pot provocar una expansió ràpida del líquid a dins de l'empelt, provocant microfractures que poden disminuir la seva resistència a la compressió del 10 al 20%.

Els empelts congelats en sec (liofilitzats) semblen comparables a l'empelt en fresc pel que fa a resistència a la compressió axial (Rao i col·lab.<sup>195</sup> 1993), però són més dèbils pel que fa a la rotació axial i flexió lateral (Pelker<sup>163</sup> 1983). Triantafyllou i col·lab.<sup>196</sup> (1975) va mostrar que els empelts liofilitzats tenen d'un 55% a un 90% menys de resistència que els empelts frescos en la inclinació lateral, i un 39% menys davant la torsió, malgrat que la resistència a la compressió està conservada. Com ja hem citat, es produeixen ruptures microscòpiques longitudinals en els empelts liofilitzats quan es rehidraten, el que pot explicar aquesta reducció de la resistència amb el mètode de conservació. Per últim, Rao i col·lab.<sup>195</sup> (1993) van comparar un al·loempelt de fèmur fresc amb un de desmineralitzat dins les 24 primeres hores, observant que la força que provoca la fallida en la compressió axial disminueix un 47% (28kN), la resistència disminueix un 67% (110 MPa) i la rigidesa disminueix un 34% (25 kN/mm).

Amb els estudis mencionats podem concloure que la liofilització debilita les propietats mecàniques dels empelts, mentre que pel moment no es té evidència de què la congelació alteri aquestes propietats.

#### **D. Esterilització de l'os**

Evidentment, l'os s'ha d'esterilitzar, i un dels sistemes ha estat la irradiació. La irradiació provoca uns canvis importants en les propietats mecàniques de l'empelt. Segons els treballs de Komander<sup>197</sup> (1976), la irradiació de l'os amb dosis inferiors a 3 MRad no redueix la seva resistència a la compressió, aparentment. Igualment, en la torsió l'empelt manté el 90% de la capacitat de resistència. Si utilitzem 6 MRad, la compressió es redueix al 65%, i amb 3 MRad en combinació amb la liofilització la resistència a la compressió baixa al 70%. Segons Triantafyllou<sup>196</sup> (1975) l'aplicació de 3 MRad té com a conseqüència la disminució de la resistència al 50-75% de la seva capacitat de càrrega en inclinació, i si combinem la irradiació de 3 MRad amb la liofilització, la resistència a la inclinació lateral decreix al 10-30%. En la taula 2.10 podem veure un resum dels diferents estudis i resultats.

	COMPR.	TORSIÓ	INCL LAT
<b>1. CONGELACIÓ -20°C</b>	120%	100%	---
<b>CONGELACIÓ-70°C</b>	122%	100%	---
<b>NITROGEN LÍQUID</b>	114%	100%	---
<b>LIOFILITZACIÓ</b>	120%	39%	---
<b>2. LIOFILITZACIÓ</b>	100%	---	---
<b>3.5 MEGARADS</b>	100%	---	---
<b>3.5 MEGARADS + LIOFILITZACIÓ</b>	Disminuït	---	---
<b>3. CONGELACIÓ -78°C</b>	90%	100%	90%
<b>1 MEGARAD</b>	100%	90%	100%
<b>3 MEGARADS</b>	100%	90%	90%
<b>6 MEGARADS</b>	80%	65%	70%
<b>3 MEGARADS + LIOFILITZACIÓ</b>	100%	70%	80%
<b>4. LIOFILITZAT</b>	---	---	55-90%
<b>3-4 MEGARADS</b>	---	---	50-75%
<b>3-4 MEGARADS + LIOFILITZACIÓ</b>	---	---	10-30%

Taula 2.10. Efectes sobre la preservació de la resistència òssia (en percentatge respecte l'os sa de control) per les diferents forces i varis autors (1: Pelker<sup>163</sup> 1984, 2 Bright 1968, 3: Komander<sup>197</sup> 1976, 4: Triantafyllou<sup>196</sup> 1975).

Akkus i Rimac<sup>198</sup> (2001) van estudiar l'efecte dels raigs gamma a dosis de 27.5 kGy (que són les dosis d'esterilització) sobre l'os cortical de fèmur. Van observar una significativa disminució de la duresa a la fractura (vora un 71%) secundari a la radiació, i l'esforç per a produir una fractura es va reduir significativament (d'un 38 a un 51%). Segons els autors, aquest efecte es dona pel trencament dels ponts entre les molècules de col·lagen i l'escissió de les cadenes de tropocol·lagen  $\alpha$ . Conclouen que, per a l'os cortical irradiat, és fàcil que es produeixin i propaguin microfractures localitzades en les zones on es concentren les tensions.

Per altra banda, Wittenberg<sup>186</sup> (1990) reporta que no hi ha diferències en els ossos esterilitzats amb òxid d'etilè respecte a l'al·loempelt fresc. No hi ha estudis de l'afectació sobre la resistència de l'empelt amb altres mètodes d'esterilització.

Concloem, doncs, que l'únic mètode d'esterilització que hi ha evidència científica que afecta negativament a les propietats dels empelts és la irradiació. Els altres mètodes no han demostrat que afectin a les propietats dels empelts.



### **E. Tractament de l'al·loempelt.**

El tractament de l'al·loempelt també influeix sobre les seves propietats físiques, en concret les microperforacions que es realitzen per millorar la integració òssia. Lewandowski i col·lab. (1988, 2001)<sup>199,200,201</sup> van demostrar que les microperforacions disminueixen la rigidesa i milloren la duresa de l'al·loempelt, però no queda ben clar per quina causa exacte i caldrien més estudis per a corroborar aquests resultats.

### **F. Vascularització.**

L'os pot fallar sota l'aplicació d'una sola força extrema, com esdevé amb un traumatisme, o pot fallar sota l'aplicació de petites càrregues repetides, com esdevé en el que anomenem fatiga. L'os vascularitzat és capaç de respondre biològicament a aquests canvis degut a la remodelació adaptativa. Mentre que l'os no estigui vascularitzat, no té el potencial de respondre fisiològicament i remodelar en funció de les càrregues aplicades o reparar un possible dany. En determinades situacions, això fa que l'os pugui ser més susceptible de fallida mecànica que el que podem predir *in vitro*. Aquesta consideració fa que els ossos vascularitzats siguin biomecànicament superiors als no vascularitzats, ja que tenen una major oportunitat de reparació del dany estructural provocat per la fatiga.

En resum, l'os cortical conservat per congelació i no irradiat és el més adequat per a la fusió anterior, donades les seves propietats mecàniques. Per a l'elecció d'un empelt sembla fonamental el seu contingut d'os cortical, les característiques del donant, la conservació i l'esterilització del mateix. Els empelts de fèmur, tibia i peroné responen a les propietats requerides a nivell mecànic. Ara bé, si comparem aïlladament fèmur, tibia i varis fragments de peroné, per si sols no podem establir cap diferència substancial que ens faci predir quin pot anar millor.

#### **2.3.3.4 Efecte de la localització dels empelts.**

La importància biomecànica de la localització dels empelts es centra bàsicament en els estudis mecànics en el pla sagital. La col·locació de l'empelt

a la màxima distància dels eixos instantanis de rotació del raquis serà més efectiu a l'hora d'abolir la mobilitat del segment, segons White i Panjabi<sup>29</sup>. Això no afecta únicament al moviment de la unitat vertebral funcional en el pla sagital, sinó també als moviments de rotació axial i inclinacions laterals. Si apliquem aquest concepte a l'estudi comparatiu de les fusions anteriors i posteriors, observarem que les fusions anteriors, en actuar amb un braç de palanca menor, són menys efectives que les fusions posteriors de cara a evitar la flexió - extensió.

Pel contrari, pel que fa a les forces de compressió, aquesta proporció s'inverteix ja que el 80% de les forces passen pel cos vertebral, i el braç de palanca és molt superior si l'artrodesi és posterior. Això es confirma en els estudis de Rolander<sup>121</sup> (1966) en els quals a pesar de la fixació dels elements vertebrals posteriors, el cos vertebral es desplaçava en aplicar una càrrega fisiològica. Això es dona per l'elasticitat dels elements ossis no inclosos en l'artrodesi. La figura 2.47 reflecteix el que acabem d'explicar.

Per tant, si es té la intenció d'eliminar per complet la mobilitat entre dues vèrtebres, la fusió posterior no és suficient i caldrà una fusió intersomàtica.

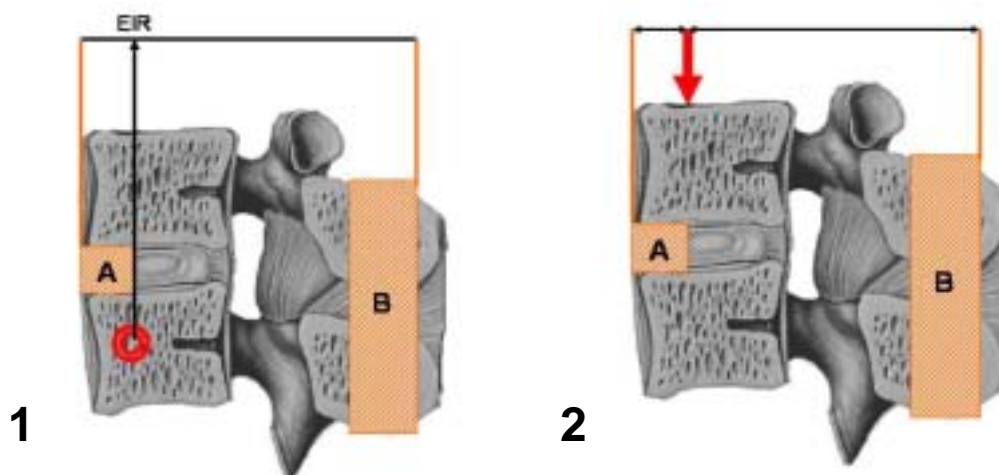


Figura 2.47. Segment del raquis amb una artrodesi anterior (A) i una artrodesi posterior (B). 1. Segons White i Panjabi<sup>29</sup> davant les forces de flexió l'empelt B és més efectiu que l'A, donat que presenta un braç de palanca superior (EIR: eix instantani de rotació). 2. Segons Rolander<sup>121</sup>, en aplicar una càrrega de compressió, l'empelt A és més efectiu que el B donat que està més a prop del punt d'aplicació i el braç de palanca és inferior.

L'artrodesi intersomàtica proporciona una important rigidesa. Lee i Lagranda<sup>202</sup> al 1984 van fer un estudi comparatiu en cadàver analitzant la fusió posterior, posterolateral i anterior amb càrregues de flexió i compressió. Els tres tipus de

fusió van augmentar la rigidesa, però la fusió anterior va ser la més rígida. En tots els casos es van incrementar les tensions als nivells adjacents, però la que més va produir-ho va ser la fusió posterior. Esses i col·lab.<sup>203</sup> (1996) van estudiar en vuit models cadavèrics humans la fusió posterior, anterior i circumferencial, simulada amb ciment, i cada model testat a compressió, flexió i torsió. Van col·locar marcadors, i van analitzar radiogràficament la mobilitat. La fusió circumferencial és l'única que va demostrar l'eficàcia completa per a radicar el moviment en flexió, essent la més rígida, malgrat que la fusió anterior aïllada també limita molt el moviment de la vèrtebra superior. Els autors conclouen que si bé la fusió circumferencial augmenta la solidesa de muntatge, també és la més rígida i pot incrementar els canvis degeneratius en nivells adjacents.

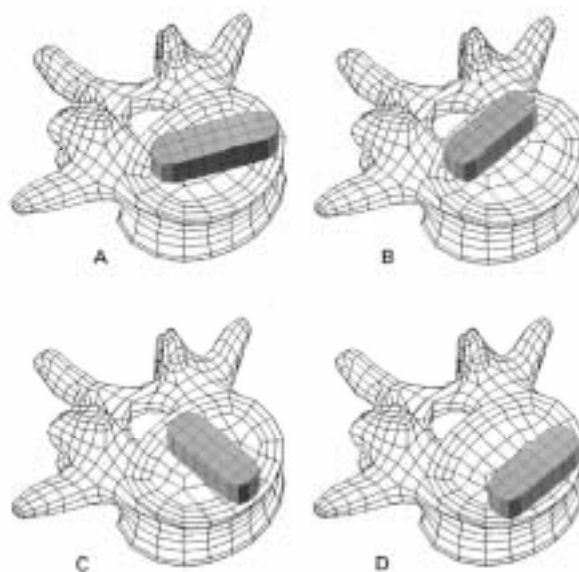
Pel que fa a la localització de l'empelt en la zona anterior, en el cas del raquis toràcic es recomana col·locar-lo el més anterior possible respecte al cos vertebral, ja que degut a la cifosi apareixen tensions de compressió en la zona còncava (anterior) del raquis (Lonstein i Winter<sup>204</sup> 2002). Aquest tipus de localització proporciona una major estabilitat postoperatòria respecte a la rotació axial, flexió lateral i compressió, degut al menor braç de palanca respecte als eixos de rotació.

No obstant, aquest concepte en la zona lumbar no és vàlid, donat que el raquis lumbar treballa en lordosi. Simmons i col·lab.<sup>205</sup> (1969) van preconitzar que la localització òptima de l'empelt en el raquis cervical, que com ja sabem, també treballa en lordosi, era la més a prop de la part posterior del cos vertebral, ja que limita el percentatge d'extrusió. Aquest concepte també el recolzen Siff i col·lab.<sup>185</sup> (1999) en el raquis lumbar. Cheng i col·lab.<sup>206</sup> al 2002 van analitzar amb elements finits l'efecte de la localització de l'empelt en el raquis lumbar, col·locant-lo en la zona anterior, mitja o posterior. Col·locat en la zona anterior resisteix millor els moments flexors i disminueix les tensions un 15% en els lligaments posteriors. Col·locat en la zona posterior resisteix millor els moments torsionals i disminueix les forces de contacte en les facetes posteriors. Els autors conclouen que la localització anterior és més avantatjosa biomecànicament.

Zander i col·lab.<sup>207</sup> al mateix any (2002) analitzen les diferents posicions, mides, i mòdul elàstic de l'empelt respecte al platet vertebral. En un model

d'elements finits es va eliminar el disc L4-L5, i van posar l'empelt que cobria el 25% de la superfície del platet, juntament amb una instrumentació posterior. Es va variar l'àrea de l'empelt al 50%, i es va augmentar al 150 i 200%, es va col·locar l'empelt en les diferents posicions que podem observar en la figura 2.48. Per últim, es va variar el mòdul d'elasticitat de l'empelt de 1000 a 100, 500 i 5000 MPa, simulant des de l'os de cresta ilíaca (100) a l'empelt de peroné (5000). En quant als resultats, es va evidenciar que la pressió de contacte disminuïa en augmentar l'àrea de l'empelt, i les tensions de Von Mises disminueixen en el platet superior i es desplacen cap a la perifèria del platet. Pel que fa a la localització, en inclinació lateral les pressions són iguals en A, B i C i disminueixen en la posició D. En general les pressions són superiors en inclinació lateral que en flexió. Per últim, la variació en el mòdul elàstic té un important efecte en la pressió de contacte i en les tensions de Von Mises en les regions adjacents. Les màximes diferències es van trobar en les inclinacions laterals. Els autors conclouen que els empelts grans i amb un mòdul d'elasticitat baix són mecànicament més favorables, i que la localització dorsal és més desavantajosa.

Figura 2.48. Localització dels empelts respecte al platet vertebral en l'estudi de Zander (pres de Zander<sup>207</sup> 2002).



Els mateixos autors van comparar aquests empelts col·locats a un o a dos nivells amb instrumentació posterior (Zander i col·lab.<sup>208</sup> 2002), sense trobar diferències significatives.

Lee i col·laboradors<sup>209,210</sup> (2000, 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.

### **2.3.3.5 Efecte de l'àrea de contacte empelt-platelet.**

Pel que fa a l'àrea de contacte, Closkey i col·lab.<sup>211</sup> (1993) van analitzar 35 cossos vertebrals toràcics en els que van practicar 66 tests per investigar la mecànica de la fusió intervertebral anterior, amb blocs de polietilè simulant l'empelt anterior. Es va analitzar la correlació entre la densitat mineral òssia, la resistència i l'àrea de l'empelt. El 80% de cossos vertebrals amb la cobertura de 25% del platelet vertebral van fallar amb menys de 600 N de càrrega a compressió, mentre que el 88% dels platelets vertebrals que tenien el 30% o més cobert eren capaços de suportar més de 600 N. Els autors conclouen que en el raquis toràcic l'àrea de l'empelt intersomàtic ha de ser superior al 30% del total de l'àrea del platelet si es vol evitar l'esfondrament i tenir una bona transmissió de càrregues.

Simmons i col·lab.<sup>205</sup> (1969) van estudiar la superfície dels al·loempelts comparant cresta ilíaca tallada en forma cilíndrica i en forma rectangular en la fusió cervical. Van trobar que la forma rectangular tenia aproximadament un 30% més de superfície, i els resultats clínics van ser superiors.

### **2.3.3.6 Efecte del tractament del platelet vertebral.**

L'empelt col·locat anteriorment en el raquis lumbar pot fallar per tres causes d'origen biomecànic, que són, en ordre de freqüència:

1. Esfondrament de l'empelt als cossos vertebrals adjacents.
2. Extrusió anterior de l'empelt.
3. Fractura o ruptura de l'empelt.

La fractura d'un empelt estructural és molt rar en el raquis, no essent així en les extremitats (Berrey i col·lab.<sup>212</sup> 1990). L'empelt habitualment falla per les dues primeres causes. La preservació del platelet vertebral és crucial per a evitar l'esfondrament de l'empelt. El platelet vertebral és l'estructura més ferma del cos vertebral, i ha de ser preservada per evitar l'esfondrament de l'empelt, la pèrdua de correcció i la pseudoartrosi (Kleinstueck i col·lab.<sup>129</sup> 2002). Pel

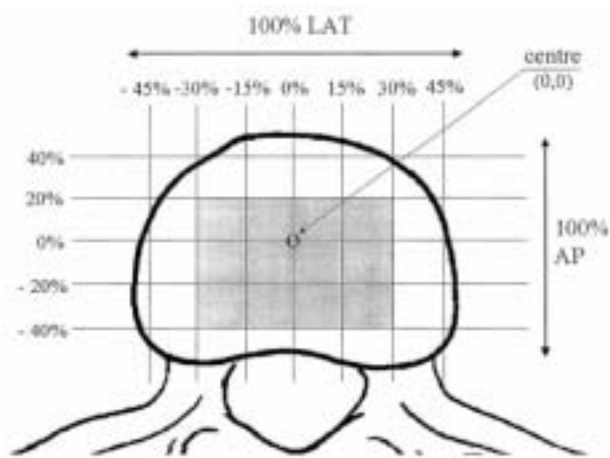
contrari, si es preserva la integritat del platet vertebral, la interfase resulta menys vascularitzada i la integració és més difícil (Kozak i col·lab.<sup>128</sup> 1994).

Com ja sabem, el centre del platet vertebral presenta os esponjós, amb menor capacitat de càrrega. La seva estructura, morfologia i propietats ha estat estudiada per diversos autors (Humzah i Soames<sup>40</sup> 1988, Hall i col·lab.<sup>213</sup> 1998, Roberts i col·lab.<sup>214</sup> 1996) i no entrarem a descriure.

En els estudis sobre la resistència del platet, Rockoff i col·lab.<sup>215</sup> (1969) van estudiar vèrtebres humanes un cop retirada la capa d'os cortical, testades a compressió per determinar la contribució de l'os cortical. Van trobar que la cortical contribuïa del 45 al 75% de la resistència axial. No obstant això inclou la resistència de les parets del cos vertebral, que és considerable donada la seva disposició vertical. Yoganandan i col·lab.<sup>216</sup> (1988) van trobar en un estudi similar que la cortical contribuïa en un 35.2% en homes i un 43.8% en dones. Pel contrari, en un altre estudi McBroom i col·lab.<sup>53</sup> (1985) van trobar que les corticals (incloses les parets laterals) només contribuïen en un 14.4% a la resistència del cos vertebral.

Oxland i col·lab.<sup>217</sup> (2003) han analitzat biomecànicament la influència del platet vertebral en les propietats de les vèrtebres en un model cadavèric. Prèviament els autors havien mapat els platets vertebrals obtenint-ne les seves propietats estructurals (Grant i col·lab.<sup>218</sup> 2001). Els autors van agafar set platets vertebrals, i van retirar la meitat de la cortical del platet vertebral, tot fent un mapa del mateix i analitzant la resistència de cada quadrant (figura 2.50).

Figura 2.50. Mapa del platet vertebral (pres de Oxland<sup>217</sup> 2003).



Els resultats van mostrar que la resistència en l'hemiplatet íntegre és alta en la zona posterior, disminueixen el centre i augmenta una mica en la zona anterior.

Quan es remou el platet vertebral, es redueix un 250% 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. Els autors conclouen que la retirada del platet té un efecte negatiu sobre la resistència estructural de la vèrtebra.

Hi ha varis treballs que avaluen la influència del platet en els muntatges amb empelt intersomàtic anterior. Hollowell i col·lab.<sup>219</sup> (1996) van estudiar 63 cossos vertebrals humans de T3 a T12 per a avaluar la resistència estructural del platet, testat a compressió amb una caixa de titani, cresta ilíaca, húmer i varies costelles. Van testar set tipus de muntatges diferents: caixes de titani, fragments d'húmer i una costella sobre platets íntegres, cresta ilíaca tricortical i tres costelles en platet decorticat en una petita zona (de manera que recolzés parcialment), i empelt tricortical de cresta i una costella en platet completament decorticat i recolzat en os esponjós. Els autors van trobar que totes les construccions fallaven per esfondrament de l'empelt al cos vertebral. Ni l'àrea de cobertura del platet ni el nivell vertebral no va tenir correlació amb la força de fallida. La caixa de titani va ser la que més força de fallida va resistir, i els muntatges amb costella els que menys. Els autors no van poder correlacionar que els muntatges recolzats sobre os esponjós s'esfondressin estadísticament més que els recolzats sobre os cortical. Conclouen que la preservació del platet vertebral no ofereix una contribució important en la reconstrucció de la columna anterior.

Lim i col·lab.<sup>220</sup> (2001) han estudiat l'efecte de la interfase empelt - platet vertebral en el raquis cervical, mitjançant estudis destructius en model cadavèric i en models d'elements finits. Van mesurar la densitat mineral òssia i el gruix del platet vertebral per TC en 27 vèrtebres cervicals de cadàver. Van estratificar tres grups: un amb platet intacte, el segon amb una exèresi parcial i el tercer amb una exèresi total. A més, per elements finits van analitzar l'efecte d'uns forats en els platets vertebrals. 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. Per altra banda, la realització d'un forat central és més efectiu en la distribució de càrregues que

varis forats perifèrics. Els autors conclouen que en la columna cervical s'han de preservar al màxim els platets vertebrals.

Polikeit i col·lab.<sup>221</sup> (2003) van analitzar amb un model d'elements finits l'efecte de les propietats del platet vertebral en un muntatge amb una caixa intersomàtica. Els autors evidencien que les caixes modifiquen les tensions de Von Mises i la distribució de càrregues en les vètebres adjacents, i que la conservació del platet incrementa la concentració de tensions. Els autors conclouen que la distribució de tensions és la mateixa amb la conservació del platet o la retirada parcial.

Jost i col·lab.<sup>222</sup> (1998) analitzen la fallida del platet en un estudi biomecànic experimental cadavèric amb tres tipus de caixes i instrumentació posterior. Els autors no van trobar correlació amb el disseny de les caixes ni amb la instrumentació posterior, però sí amb la densitat mineral òssia, i conclouen que és necessari efectuar una mesura de la densitat per predir la fallida de les caixes.

Adam i col·lab.<sup>223</sup> (2003) van analitzar la transferència de tensions entre una caixa intersomàtica i les vètebres en un model d'elements finits. Els resultats van mostrar que en certes activitats, les tensions que es donen superen la resistència del platet vertebral, i la reducció del mòdul elàstic de l'os subcondral simulant l'osteoporosi produeix un augment superior al triple en les tensions del platet vertebral. Com a conclusió, els autors reporten que la resistència del platet depèn en major mesura del mòdul elàstic (i per tant, de la mineralització) de l'os subcondral subjacent.

Com a conclusió final, sembla que la integritat del platet vertebral és fonamental per a la resistència a compressió sobre la vètebra, però quan estudiem aquesta compressió en muntatges, aquest platet ja no es mostra tan important per a la distribució de les tensions. Per tant, el comportament del platet vertebral pel que fa a la distribució de tensions i càrregues en un muntatge simulant la corporectomia no està ben establert.

### **2.3.3.7 Comparació entre empelts anteriors.**

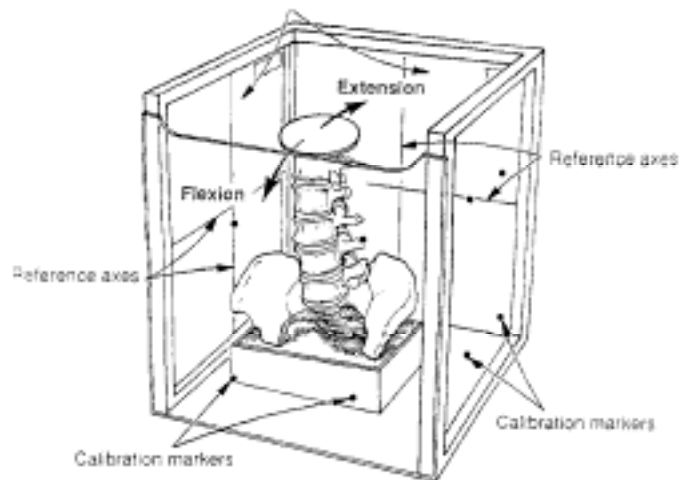
De tota la bibliografia consultada, només hem pogut trobar dos articles que comparessin els empelts entre sí des d'un punt de vista biomecànic



Rao i col·lab.<sup>195</sup> al 1993 comparen en un estudi biomecànic tres tipus d'empelt col·locats anteriorment en substitució del cos vertebral: al·loempelt de fèmur liofilitzat i microperforat, al·loempelts frescos de peroné i al·loempelts de cresta ilíaca. Es van aplicar forces en una màquina servo-hidràulica, valorant la càrrega de fallida, el desplaçament inicial, el desplaçament total, la resistència, la rigidesa i el mòdul elàstic. En els resultats que van obtenir, els fragments de peroné van ser superiors a la cresta ilíaca en la càrrega de fallida, la rigidesa i la resistència. El fèmur va ser superior al peroné en la càrrega de fallida i en la rigidesa, però no en la resistència. La resistència va ser comparable entre el fèmur i el peroné (càrrega de fallida normalitzada per l'àrea de l'empelt). El mòdul elàstic va ser superior en el peroné. Els autors conclouen que el fèmur és l'empelt més adequat des d'un punt de vista biomecànic.

Siff i col·lab.<sup>185</sup> (1999) comparen anells femorals i fragments de peroné col·locats en substitució del cos vertebral. En concret, els autors obtenen set raquis lumbar de cadàver, i prèviament marcats radiològicament, mesuren el desplaçament radiològic del segment en translació, flexió, flexió lateral i rotació, aplicant forces de 350 N sobre el platet superior de L1 en la columna sana (figura 2.49).

Figura 2.49. Aparell experimental dissenyat per Kamaric per avaluar radiogràficament els desplaçaments en el raquis (pres de Siff i col·lab.<sup>185</sup>1999).



Un cop obtinguts els valors en el raquis sa, van practicar una discectomia anterior i van repetir l'assaig amb un anell de fèmur i amb sis fragments de peroné. El resultat va ser que el muntatge amb peroné esdevé més rígid en flexió, extensió, torsió i compressió axial, i el muntatge amb fèmur es desplaça més, i per tant, és menys rígid. Els autors conclouen que el peroné és millor donada la seva gran rigidesa.

Com a conclusió, podem dir que en l'actualitat no hi ha cap evidència que un tipus de muntatge amb un determinat empelt pugui anar millor que un altre.

### **2.3.3.8 Comparació dels al·loempelts amb les caixes.**

Pocs estudis han comparat els empelts anteriors respecte a les caixes. Glazer i col·lab.<sup>224</sup> (1997) van comparar biomecànicament anells d'al·loempelt de fèmur amb empelt corticoesponjós i amb caixes intersomàtiques, tots ells suplementats amb una fixació anterior, testats en 12 espècimens cadavèrics del raquis lumbar. Va aplicar forces a compressió, torsió, flexió, extensió i inclinació lateral. El fèmur es va mostrar més rígid en compressió que l'empelt corticoesponjós, i es va mostrar més rígid en flexió que el corticoesponjós i que les caixes. Les caixes van ser més rígides en torsió i en inclinació lateral (s'explica per l'ancoratge al platet). Ambdues construccions (fèmur i caixes) es van mostrar molt comparables en quant a la rigidesa, i superiors al del raquis normal en totes direccions.

Hoshijima i col·lab.<sup>225</sup> (1997) van analitzar biomecànicament en sis models cadavèrics humans les caixes de titani respecte empelts tricorticals col·locats en l'espai intersomàtic, sense instrumentació posterior addicional. Els autors no van trobar diferències significatives entre ambdues construccions pel que fa a la mobilitat i resistència del muntatge, i els muntatges fallaven per esfondrament dels platets vertebrals adjacents.

Concloem, doncs, que des del punt de vista biomecànic, tant els muntatges amb al·loempelt com amb caixes intersomàtiques poden garantir la integritat estructural de la reconstrucció de la columna anterior.

## ***2.3.4 Experiència clínica de la substitució del cos vertebral per al·loempelt.***

---

### **2.3.4.1 Comparació entre autoempelt i al·loempelt.**

S'han realitzat multitud d'estudis clínics que comparen els resultats en quant a la fusió i pel que fa a la correcció obtinguda dels autoempelts respecte als al·loempelts en el raquis lumbar, amb resultats diversos. Per una banda, Aurori i col·lab.<sup>226</sup> (1985), Dodd i col·lab.<sup>227</sup> (1988), Fabry<sup>228</sup> (1991), Bridwell<sup>155</sup>

(1995), Buttermann<sup>229</sup> (1996), Blanco<sup>230</sup> (1997) i altres autors troben uns resultats similars entre auto i al·loempelt pel que fa a la fusió i a la correcció, mentre que altres estudis (Jorgenson<sup>231</sup> 1994, An<sup>165</sup> 1995 i altres) conclouen que l'autoempelt té una taxa superior de consolidació i manteniment de la correcció.

De tots aquests estudis, la major part són amb empelt esponjós col·locat posteriorment, i pocs ho comparen amb al·loempelt estructural anterior. Un dels primers estudis va ser el realitzat per Flynn i Hoque<sup>232</sup> al 1979, que van analitzar 50 pacients amb al·loempelt de cresta ilíaca i peroné, resultant que els empelts de cresta fusionaven en 2.5 anys i els de peroné en 5.2 anys. Meding i col·lab.<sup>233</sup> al 1993 van realitzar un estudi comparatiu amb 20 pacients amb autoempelt de cresta, 12 amb autoempelt de costella, 5 amb autoempelt de peroné i 9 amb al·loempelt de peroné. Els autors no van trobar diferències entre ells, amb una taxa de fusió del 100% en tots els casos.

Buttermann i col·lab.<sup>234</sup> (1997) van fer un estudi comparatiu en 38 pacients de cirurgia de revisió del raquis en els que, juntament amb una instrumentació posterior, en 12 van usar autoempelt tricortical de cresta i en 26 al·loempelt de fèmur col·locat anteriorment. Els seus resultats demostren que l'al·loempelt estructural de fèmur combinat amb la instrumentació posterior és igual d'efectiu que l'autoempelt de cresta, tant clínica com radiogràficament, això sí, amb una incorporació més lenta i un 6% de pseudoartrosi (respecte al 0% de la cresta).

Wimmer i col·lab.<sup>235</sup> al 1999 comparen 94 pacients amb espondilolistesi ístmica en els que es va practicar instrumentació i fusió posterior, i artrodesi anterior amb empelt, 65 amb os autòleg de cresta ilíaca (grup 1) i 39 amb al·loempelt de cap femoral (grup 2). El seguiment va ser de 3 a 8 anys. La taxa de consolidació no va mostrar diferències significatives (95% en el grup 1, 92% en el grup 2,  $p < 0.05$ ), tampoc els resultats clínics ni radiològics.

Cohen i col·lab.<sup>236</sup> (2000) van estudiar comparativament la reparació de la pseudoartrosi del raquis lumbar amb al·loempelts de fèmur (20 pacients) respecte a autoempelt de cresta (33 pacients) amb instrumentació anterior en tots els casos, i un seguiment mínim de 2 anys. L'autoempelt va mostrar una integració més ràpida (12 respecte 18 mesos), però un major esfondrament en el platet vertebral (35%). Ambdós grups van mostrar unes altes tasses de fusió (97% respecte 100%) en l'escala de Bridwell.

Floyd i Ohnmeiss<sup>237</sup> publiquen al 2000 un metaanàlisi comparant els resultats de l'al·loempelt i l'autoempelt en la fusió cervical anterior. Els autors analitzen 379 nivells, sense poder demostrar que un dels dos tipus d'empelt sigui superior a l'altre. Els mateixos resultats troben Samartzis i col·lab.<sup>238</sup> (2003) en un treball amb 80 pacients amb artrodesi cervical anterior, amb un 97% de fusió en ambdós grups.

Amb tots aquests estudis, i com a resum, actualment no es pot demostrar que l'al·loempelt i l'autoempelt col·locats anteriorment presentin un comportament clínic diferent pel que fa a la fusió i a la correcció a llarg termini.

### **2.3.4.2 Resultats a llarg terme amb al·loempelt.**

En l'actualitat es té una gran experiència en l'ús dels al·loempelts col·locats en la zona anterior del raquis, bé en substitució del cos vertebral o a nivell del disc intervertebral. Des del primer treball publicat per Whitecloud i LaRocce<sup>239</sup> (1975) en el que es reporta la tècnica, diversos estudis han valorat el resultat d'aquests empelts en diferents tipus de patologia.

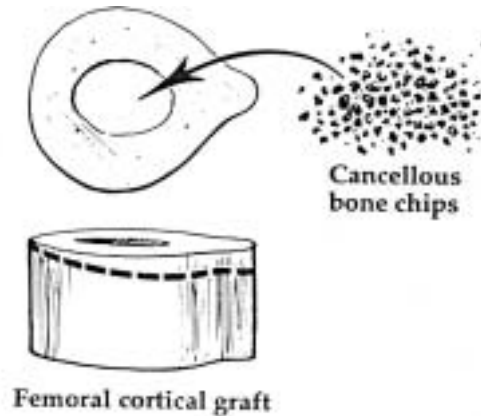
#### **A. Al·loempelt en el tractament de patologia degenerativa.**

Pel que fa a patologia degenerativa, Molinari i col·lab.<sup>240</sup> van publicar al 1999 la seva experiència clínica amb 67 al·loempelts estructurals en 20 pacients amb deformitats (4 en substitució del cos vertebral), amb un seguiment mitjà de 5 anys. Setze casos eren cortico-esponjosos de cresta ilíaca, dos de tibia, un de fèmur i un d'ilíac, tots ells amb instrumentació posterior. El 98.5% dels empelts van mostrar incorporació radiològica, mentre que cap va mostrar signes de col·lapse. Únicament l'empelt de tibia va presentar dubtes en quant a la fusió. Així mateix, no es va perdre el perfil sagital postoperatori en cap cas, ni es va veure esfondrament en el platet vertebral. Els autors conclouen que l'al·loempelt és efectiu a llarg termini per mantenir la correcció sagital combinat amb la instrumentació posterior.

Kozak i col·lab.<sup>128</sup> (1994) avaluen el resultat d'una sèrie de 45 pacients amb al·loempelt de fèmur reomplert d'esponjosa autòloga, col·locat anteriorment i cargolat a les vèrtebres adjacents (figura 2.51). La taxa de fusió basada en la flexió - extensió va ser del 97% a 12 mesos, amb un 0% d'esfondrament i bons

resultats clínics. Conclouen que l'empelt ideal és el que combina una estructura rígida que excedeixi de les càrregues fisiològiques anticipadament en el període postoperatori i per altra banda, promogui l'artrodesi a llarg termini.

Figura 2.51. Preparació de l'al·loempelt anterior per a col·locar en l'espai intersomàtic segons Kozak (pres de Kozak<sup>128</sup> 1994).

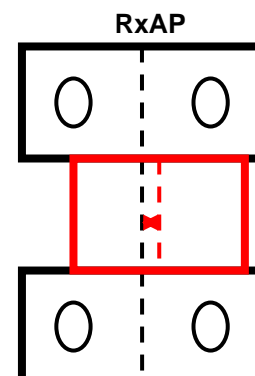


Chotivichit i col·lab.<sup>241</sup> (2001) reporten 59 casos tractats amb la mateixa tècnica (anells de fèmur reomplerts amb esponjosa autòloga) juntament amb instrumentació anterior, i un seguiment de dos anys. El 97% dels pacients presentava una incorporació complerta, el 3% parcial, i no hi va haver-hi pèrdua de correcció ni esfondrament, amb lo que els autors conclouen que aquesta tècnica és excel·lent per assolir l'artrodesi intersomàtica.

Holte i col·laboradors<sup>242</sup> (1994) estudien 40 pacients amb al·loempelt de fèmur, 32 amb fusió posterior afegida. Amb un seguiment de 17 mesos, la fusió va ser del 98% quan es combinava amb la fusió posterior, però sols del 75% si era anterior sola.

Per contra, Kumar i col·lab.<sup>243</sup> publiquen al 1993 els resultats de 32 pacients amb artrodesi anterior d'un sol nivell amb un fragment de diàfisi de fèmur tallat i cargolat als cossos vertebrals, amb un seguiment de 2 a 4 anys. En aquest estudi, la taxa de pseudoartrosi va ser del 12%, i un 85% dels empelts van mostrar esfondrament, i aquest es relacionava amb la distància anterior del centre de l'empelt amb el centre de la vèrtebra (òfset, figura 2.52).

Figura 2.52. Definició d'òfset per l'al·loempelt de fèmur (Kumar<sup>243</sup> 1993).



Des del nostre punt de vista aquests resultats en quant a l'esfondrament es deuen al fet de no utilitzar una instrumentació transpedicular posterior.

Sarwat i col·lab.<sup>244</sup> (2001) revisen 43 pacients en patologia degenerativa amb un al·loempelt col·locat en l'espai intersomàtic. Els autors assoleixen una taxa de fusió del 100% en pacients amb un sol nivell (24/24), del 93% en els pacients amb dos nivells (28 de 30 nivells, 15 pacients), i del 91% en pacients amb tres nivells (11 de 12 nivells, 4 pacients). L'estudi conclou que és una bona alternativa per l'artrodesi intersomàtica anterior. Els mateixos resultats obté Pettine i col·lab.<sup>245</sup> (1993) en un estudi amb empelt de fèmur i un seguiment de sis anys. Recentment, El-Masry i col·lab.<sup>246</sup> (2004) avaluen 28 pacients tractats amb artrodesi anterior amb al·loempelt en anell femoral omplert amb autoempelt d'esponjosa, i instrumentació transpedicular per patologia degenerativa. Els autors reporten un 85% d'excel·lents o bons resultats, un 4% de resultats regulars i un 11% de resultats dolents, amb una fusió radiològica del 98%.

### **B. Al·loempelt en el tractament de patologia tumoral.**

En quant a la patologia tumoral, Lewandrowski i col·lab.<sup>247</sup> publiquen a l'any 2004 la seva experiència amb la corporectomia completa i la reconstrucció amb al·loempelt congelat estructural en 30 pacients amb tumors primaris de raquis o metàstasi. Onze pacients van rebre húmer, 12 fèmur, 3 tibia, 2 peroné, un pacient clavícula i un pacient costella. Amb un seguiment d'un any i dos mesos, el 93% van mostrar signes d'incorporació. En dos pacients (7%) va observar-se esfondrament en els platets adjacents. En nou pacients es va practicar TAC postoperatori, en els quals es va evidenciar la integració completa de l'empelt. L'estudi conclou que és una tècnica segura per a la reconstrucció del cos vertebral en el tractament de tumors vertebrals.

### **C. Al·loempelt en el tractament de la cifosi.**

En quant al tractament de la cifosi, ja al 1982 Bradford i col·lab.<sup>248</sup> publiquen una sèrie de 48 pacients que presentaven cifosi estructural toràcica i lumbar, en els quals es va col·locar un al·loempelt anterior a mode de biga. Els pacients van millorar de 93° de cifosi mitja a 59°. Deu pacients van patir una pèrdua de correcció d'uns 19° de mitja, en cinc pacients (10%) es va trencar l'empelt i

quatre pacients van patir una pseudoartrosi. Els autors van concloure que era una tècnica realitzable per al tractament de la cifosi.

Més recentment, Bridwell i col·lab.<sup>155</sup> al 1995 publiquen una sèrie de 24 pacients amb cifosi o defectes en la columna anterior, tractats amb al·loempelt anterior i fusió instrumentada posterior. El seguiment va ser de dos a cinc anys. D'aquests al·loempelts, 3 eren tibia, 2 fèmur i 19 tricortical d'ilíac. Van observar un 8.3% de col·lapse, i un 4% de no unió (un pacient), amb el que conclouen que és una bona tècnica per a mantenir la correcció de la cifosi. En el mateix sentit, Lonstein i Winter<sup>204</sup> (2002) descriuen bons resultats utilitzant al·loempelts estructurals de peroné i tibia, col·locats anteriorment a mode de bigues, per a cifosi severes toracolumbars.

#### **D. Al·loempelt en el tractament de fractures vertebrals.**

Pel que fa al tractament de les fractures, Finkelstein i col·lab.<sup>249</sup> (1999) reporten una bona reducció i un manteniment de la correcció assolida en 36 pacients amb un seguiment de 2 anys, quant s'usa l'al·loempelt anterior de peroné per a les fractures toracolumbars combinat amb la fusió posterior. Els autors reporten una taxa de fusió del 81%, i en els sis mesos postoperatoris el 69% dels pacients tenien evidència de fusió. Vanderschot i col·lab.<sup>250</sup> (2001) reporten onze pacients tractats amb al·loempelts anteriors de fèmur (10) i tibia (1) en fractures toracolumbars que van necessitar descompressió anterior. Els al·loempelts van ser omplerts amb autoempelt de costella o cresta ilíaca. Amb un seguiment mitjà de 30 mesos, deu pacients presentaven consolidació grau I i un grau III. Van observar pas de trabècules als sis mesos postoperatoris i remodelació als dos anys. El treball conclou que els al·loempelts de fèmur i tibia són efectius per a mantenir la correcció després d'una fractura del raquis toracolumbar, i el TC amb reconstruccions sagitals i coronals és més efectiu per a valorar la fusió que les radiografies simples.

#### **E. Al·loempelt en el tractament de patologia infecciosa.**

En la fusió anterior per a corregir deformitats secundaries a la tuberculosi (mal de Pott), Govender i Parbhoo<sup>251</sup> publiquen al 1999 una sèrie de 47 nens tractats amb un al·loempelt anterior diafisari d'húmer, amb un seguiment mitjà

de 39 mesos. No van tenir cap fracàs en el seguiment, i la incorporació de l'empelt es va produir als sis mesos, i la remodelació als 30 mesos.

### **F. Al·loempelt en el tractament de espondilolistesi.**

Hanson i col·lab.<sup>252</sup> al 2002 estudien els resultats clínics de l'empelt anterior de peroné col·locat en l'espai discal per a les espondilolistesis d'alt grau en 17 pacients. Onze van rebre al·loempelt i sis autoempelt, i el seguiment mitjà va ser de 4.6 anys. Només un cas no va consolidar, per ruptura de l'empelt, i els resultats de la correcció van ser satisfactoris, sense diferències entre al·loempelt i autoempelt. Els estudis de Molinari i col·lab.<sup>253</sup> (2002) confirmen aquests resultats.

Majd i col·lab.<sup>254</sup> (2000) publiquen una sèrie de deu pacients amb espondilolistesi tractats posteriorment i en pseudoartrosi, els quals van ser reatradesats posteriorment amb instrumentació i es va col·locar un al·loempelt anterior de peroné. Tots els pacients van assolir una fusió sòlida en L5-S1 i només un pacient va presentar una pseudoartrosi a nivell L4-L5 (10%).

### **G. Altres estudis.**

Hi ha altres estudis que valoren el comportament de l'al·loempelt a llarg termini, en els quals els diagnòstics inicials estan barrejats. Nather<sup>255</sup> al 1999 reporta 40 corporectomies amb 25 al·loempelts de fèmur, 11 de tibia i 3 d'húmer, sense cap fallida de l'empelt ni complicacions. Munting i col·lab.<sup>161</sup> (2001) publiquen el seu treball revisant 67 al·loempelts corticals col·locats en substitució d'un cos vertebral (per tumors, traumes, infeccions i altres) i els seus discos adjacents, amb un seguiment mitjà de 31 mesos. No van observar cap cas de fallida mecànica de l'empelt, i tots ells es van integrar perfectament.

Mardjetko i col·lab.<sup>256</sup> (1995), en vint pacients amb un al·loempelt llarg anterior sustentat amb instrumentació i artrodesi posterior, reporten una fusió sòlida en el 95% dels pacients (19 casos) als sis mesos de la cirurgia. Mirza i col·lab.<sup>257</sup> (1998) revisen sèries d'al·loempelts anteriors col·locats en tots els segments del raquis i suplementats amb fixació posterior, amb un 100% de fusió als sis mesos.

Singh i col·lab.<sup>258</sup> en un treball publicat al 2002 analitzen 41 pacients amb empelts estructurals en el tractament de diverses patologies amb defectes en el



raquis anterior toràctic i lumbar (fractures, tumors, cifosi, espondilitis anquilopoiètica, tuberculosi, discitis, pseudoartrosi, i altres), amb un seguiment de 43 mesos. Vint-i-tres van rebre cresta ilíaca, 13 varen rebre fèmur, 4 van rebre peroné i un va rebre un cos vertebral. Quaranta pacients van consolidar correctament, sense pèrdua de correcció, fractura ni col·lapse de l'empelt. No es van observar diferències entre els diferents empelts. Els autors conclouen que els empelts són un bon recurs per mantenir la integritat del raquis en nombroses patologies.

Amb l'experiència actual podem concloure que l'al·loempelt col·locat en substitució del cos vertebral és un procediment segur i amb bons resultats clínics a llarg termini en el tractament de patologia degenerativa, tumors, metàstasi, cifosi, fractures, tuberculosi i defectes en general de la columna anterior del raquis.

### **2.3.4.3 Comparació clínica entre al·loempelts.**

A remarcar que en l'actualitat no existeix un estudi clínic prospectiu comparatiu entre diferents al·loempelts. Buttermann i col·lab.<sup>229,259</sup> (1996, 2001) publiquen una sèrie de fusions circumferencials combinades en la que hi ha 11 pacients amb vertebrectomia i al·loempelt anterior (6 de peroné, 4 de fèmur i un de tibia) amb instrumentació posterior. Dos pacients van evolucionar a pseudoartrosi, amb un bon resultat funcional de la resta i manteniment de la correcció als 2 anys. No obstant, la sèrie és curta per establir comparacions.

Molts dels estudis referits anteriorment utilitzen diferents empelts, però cap d'ells els compara entre sí. En la taula 2.11 podem veure un resum dels empelts utilitzats en alguns dels estudis publicats fins ara.

Malgrat els grups no són comparables, si del total de 671 empelts analitzem els diferents tipus entre sí a mode de metaanàlisi, veiem que tampoc podem demostrar evidència que els al·loempelts anteriors es comportin de manera diferent en funció del seu origen. Del que disposem de més tasses de consolidació, és de l'al·loempelt de fèmur, i oscil·len entre el 88% i el 100% (taula 2.12). Pel que fa a l'al·loempelt de peroné, aquest oscil·la entre el 81% i el 100% de consolidació, i els autoempelts de cresta ilíaca oscil·len entre el 68% i el 100%.

2. Fonaments.

AUTOR	ANY	FEM	TIB	PER	CRE	HUM	ALT	TOT
Meding <sup>233</sup>	1993	---	---	14	20	---	12 <sup>o</sup>	46
Kumar <sup>243</sup>	1993	32	---	---	---	---	---	32
Kozak <sup>128</sup>	1994	45	---	---	---	---	---	45
Holte <sup>242</sup>	1994	40	---	---	---	---	---	40
Bridwell <sup>155</sup>	1995	2	3	---	19	---	---	24
Buttermann <sup>229</sup>	1996	4	1	6	---	---	---	11
Buttermann <sup>234</sup>	1997	26	---	---	12	---	---	38
Govender <sup>251</sup>	1999	---	---	---	---	47	---	47
Finkelstein <sup>249</sup>	1999	---	---	36	---	---	---	36
Nather <sup>255</sup>	1999	25	11	---	---	3	1 <sup>a</sup>	40
Molinari <sup>239</sup>	1999	1	2	---	16	---	1 <sup>+</sup>	20
Cohen <sup>236</sup>	2000	20	---	---	33	---	---	53
Majd <sup>254</sup>	2000	---	---	10	---	---	---	10
Chotivichit <sup>241</sup>	2001	59	---	---	---	---	---	59
Vanderschot <sup>250</sup>	2001	10	1	---	---	---	---	11
Sarwat <sup>244</sup>	2001	43	---	---	---	---	---	43
Hanson <sup>252</sup>	2002	---	---	17	---	---	---	17
Singh <sup>258</sup>	2002	13	---	4	23	---	1 <sup>#</sup>	41
Lewandrowski <sup>247</sup>	2004	12	3	2	---	11	2 <sup>*</sup>	30
EI-Masry <sup>246</sup>	2004	28	---	---	---	---	---	28
<b>TOTAL</b>	<b>12 a.</b>	<b>360</b>	<b>21</b>	<b>89</b>	<b>123</b>	<b>61</b>	<b>17</b>	<b>671</b>

Taula 2.11. Resum d'alguns treballs clínics publicats fins a la data amb els empelts anteriors utilitzats (FEM: Fèmur, TIB: Tíbia, PER: Peroné, CRE: Cresta ilíaca, HUM: Húmer, ALT: Altres: <sup>+</sup> ilíac, <sup>\*</sup> clavícula, <sup>#</sup> cos vertebral, <sup>o</sup> costella, <sup>a</sup> desconegut).

Empelt		Al-loempelt					Autoempelt		
Autor	Any	F	T	H	P	CI	P	CI	
Pettine <sup>245</sup>	1993	98%							
Wetzel <sup>162</sup>	1993							58-68%	
Kumar <sup>243</sup>	1993	88%							
Meding <sup>233</sup>	1993				100%		100%	100%	
Kozak <sup>128</sup>	1994	97%							
Holte <sup>242</sup>	1994	98%							
Bridwell <sup>155</sup>	1995	96%							
Buttermann <sup>234</sup>	1997	94%						100%	
Moliani <sup>239</sup>	1999					98.5%			
Finkelstein <sup>249</sup>	1999				81%				
Wimmer <sup>235</sup>	1999	92%						95%	
Nather <sup>255</sup>	1999	100%	100%	100%					
Govender <sup>251</sup>	1999			100%					
Cohen <sup>236</sup>	2000	97%						100%	
Chotivichit <sup>241</sup>	2001	97%							
Hanson <sup>252</sup>	2002				92%		100%		
Lewandrowsky <sup>247</sup>	2004	93%							
Singh <sup>258</sup>	2002	97%							

Taula 2.12. Resum del percentatge de consolidació reflectit en els treballs publicats fins a la data amb els empelts anteriors utilitzats (F: Fèmur, T: Tíbia, P: Peroné, CI: Cresta ilíaca, H: Húmer).

Cal destacar que la majoria d'aquests empelts han estat estudiats en substitució del disc intervertebral, mentre que menys de la meitat han servit per a estudiar el seu efecte en substitució del cos vertebral (segments més llargs). Donada la discrepància i variabilitat d'estudis, creiem que aquests resultats no són comparables entre sí.

Per tant, podem concloure que en l'actualitat, 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 clínica.

#### **2.3.4.4 Comparació clínica entre al·loempelts i caixes.**

Només hem pogut trobar un article que compari clínicament al·loempelts i caixes, publicat per Sasso i col·lab.<sup>260</sup> al 2004, el qual estudia de manera controlada, prospectivament i randomitzadament 140 pacients amb patologia degenerativa del raquis lumbar, 78 amb una caixa cilíndrica de titani i 62 amb un anell de fèmur a nivell intersomàtic. Els autors conclouen que les caixes cilíndriques de titani amb empelt esponjós tenen una taxa de fusió radiològica superior (97%) a 24 mesos que l'empelt de fèmur (52%), malgrat que no hi ha diferències entre els resultats clínics. Cal remarcar que la fusió es va estipular sobre les radiografies simples, i sorprèn que la taxa de fusió pel fèmur sigui la més baixa que hem trobat en la literatura, el que fa que, essent un estudi comparatiu, possiblement hi hagi algun biaix que alteri els resultats.

## **2.4. Models biomecànics del raquis lumbar.**

---

Un model biomecànic és un simulador d'algun aspecte del comportament de l'aparell locomotor, realitzant la simulació en condicions controlades. Hi ha molts tipus de models, i cap d'ells reproduceix la realitat perfectament. Els tres tipus de models biomecànics principals són els **models animals**, els **models físics** i els **models analítics**<sup>17</sup>.

1. **Els models animals** presenten l'avantatge de la seva disponibilitat i la uniformitat de mides i característiques físiques. Per contra, les diferències

anatòmiques i funcionals respecte als humans fa difícil l'extrapolació dels resultats.

2. De **models físics** n'hi ha de dos tipus: els **sintètics i els cadavèrics**. Els sintètics intenten simular el comportament del raquis utilitzant materials amb característiques físiques similars a les del raquis fisiològic. No obstant, tenen una manca de detalls anatòmics que dificulta molt l'estudi, i els models actuals encara disten molt d'assemblar-se al comportament real del raquis. Per altra banda, els models cadavèrics són una reproducció fidel de l'anatomia del raquis i de les propietats físiques dels seus components, però proporcionen una informació molt limitada, tenen un cost elevat i hi ha problemes de disponibilitat quan es necessita una mostra homogènia.

3. Per últim, **els models analítics** consisteixen en un conjunt d'equacions que representen el comportament de certs aspectes del raquis, considerant les propietats físiques dels seus elements obtingudes per mètodes experimentals. Poden simular completament el funcionament del raquis *in vivo*, encara que els seus resultats han de ser interpretats amb prudència. El principal problema resideix en la validació, però un cop validats, i donada la implementació en ordinadors, poden convertir-se en eines potents per a l'estudi del raquis. En aquest apartat hi podem classificar els models matemàtics estàtics, tant bidimensionals com tridimensionals (tal com el de Schultz<sup>96</sup> o Bogduk<sup>114</sup>), els models dinàmics tridimensionals (tal com el de Gagnon i Gagnon o el de Marras i Sommerich<sup>17</sup>) i finalment, els models d'elements finits.

L'aparició d'ordinadors més potents va permetre la creació de models matemàtics sofisticats que consideressin tota la complexitat del raquis lumbar. D'aquests models matemàtics és especialment útil el denominat mètode d'elements finits.

### **2.4.1 Models d'elements finits generals.**

---

Els estudis experimentals han permès conèixer els efectes generals d'una determinada instrumentació en els segments estabilitzats, el que constitueix una important contribució des d'un punt de vista clínic. No obstant, resulta impossible mitjançant aquest tipus d'estudis, avaluar tots i cada un dels

paràmetres susceptibles de canvi en cada sistema. Per altra banda, hi ha tota una sèrie de factors clínics que no poden ser avaluats, tal com la causa d'un aflluixament o la ruptura d'un cargol, la redistribució de càrregues degut a l'implant, i les tensions i deformacions en un segment instrumentat i en els adjacents. L'estudi de tots aquests factors no tan sols milloraria el coneixement sobre el funcionament dels muntatges, si no que facilitaria la millora dels mateixos<sup>17</sup>.

Per a poder relacionar les càrregues i els moments que actuen sobre una estructura amb el nivell tensional i les deformacions que aquestes càrregues provoquen sobre aquesta estructura, és necessari recórrer a tècniques que permetin estimar aquests valors a partir de les propietats mecàniques dels materials i les característiques geomètriques d'aquests elements<sup>261</sup>.

La tècnica d'anàlisi més utilitzada és el model dels elements finits. Es tracta d'un model analític particular que es basa en el denominat mètode dels elements finits. És un mètode aplicat des de l'enginyeria, i mitjançant el qual es pot calcular el comportament mecànic d'una estructura un cop s'ha dividit aquesta en un conjunt d'elements més petits que s'ensamblen, cada un d'ells amb un mòdul d'elasticitat i coeficient de Poisson corresponent al material que representa.

Aquest mètode aborda la resolució de l'estat tenso-deformacional d'estructures complexes sotmeses a càrregues, mitjançant la descomposició del model en un conjunt d'elements connectats entre sí, denominat malla d'elements finits, per als que es resolen de forma aproximada les equacions que proporcionen la ciència dels materials (Zienkiewicz<sup>261</sup>, 1982). Aquest tipus de model estudia principalment el nivell d'esforços mecànics interns i deformacions que pateixen els elements d'una estructura sota càrregues conegudes.

El mètode dels elements finits s'ha utilitzat en multitud de camps des de l'enginyeria aeronàutica, l'enginyeria de l'automoció, la construcció d'edificis i ponts i, com no, la medicina, entre altres.

### ***2.4.2 Models d'elements finits del raquis lumbar.***

---

Les característiques del raquis lumbar i el seu comportament davant càrregues ha pogut ser entès gràcies a molts estudis sobre la seva estructura funcional i el seu comportament mecànic. Però totes les sol·licitacions que tenen lloc a

nivell del raquis lumbar no es poden descriure de manera adequada si no es considera l'acoblament entre tots els elements que constitueixen una unitat vertebral funcional sota diversos tipus de càrrega. Això és el que aconseguim amb els models d'elements finits<sup>17</sup> (figura 2.53).

Figura 2.53. Model senzill de l'escoliosi toracolumbar, amb la caixa costal. Veiem que les vèrtebres estan modelitzades amb un sol element, el que dóna molta imprecisió a aquest model.



Molts han estat els investigadors que han aplicat aquest tipus d'anàlisi a la modelació del comportament del raquis, que presenta una especial dificultat donada la complexitat geomètrica de les estructures vertebrals i el comportament no lineal dels seus materials. Els primers models van ser bidimensionals (Belytschko i col·lab.<sup>262</sup> 1974, Kulak i col·lab.<sup>263</sup> 1976, Lin i col·lab.<sup>264</sup> 1978, Spilker<sup>265</sup> 1980), però els de segona generació ja van ser tridimensionals, perfeccionant-se i augmentant la seva complexitat (Shirazi-Adl i col·lab.<sup>266</sup> 1986, Goel i col·lab.<sup>178,267</sup> 1988, Lavaste i col·lab.<sup>268</sup> 1992).

Belytschko i Kulak<sup>262</sup> al 1974 van emprar un primer model d'elements finits bidimensional axisimètric per a estudiar el comportament d'una unitat vertebral funcional sota càrrega axial, considerant el disc intervertebral en tres condicions: sa, degenerat i sense nucli polpós. El model desenvolupat per Belytschko el podem veure en la figura 2.54.

Aquest model considera els cossos vertebrals amb simetria cilíndrica, compostos per un nucli d'os trabecular (1) amb característiques isòtropes, recobert per una capa prima d'os cortical (2) també considerat isòtrop, un nucli polpós (4) considerat com un fluid incompressible, un anell fibrós (5) de comportament no lineal i anisòtrop amb orientacions del material alternant

d'una capa a una altra, i una capa de cartílag (6) sobre les plaques terminals (3). El model, pel contrari, no considera l'arc vertebral posterior ni els lligaments. A pesar de la simplicitat del model, els resultats obtinguts presenten una relació entre la força de compressió i el desplaçament similar als resultats experimentals previs..

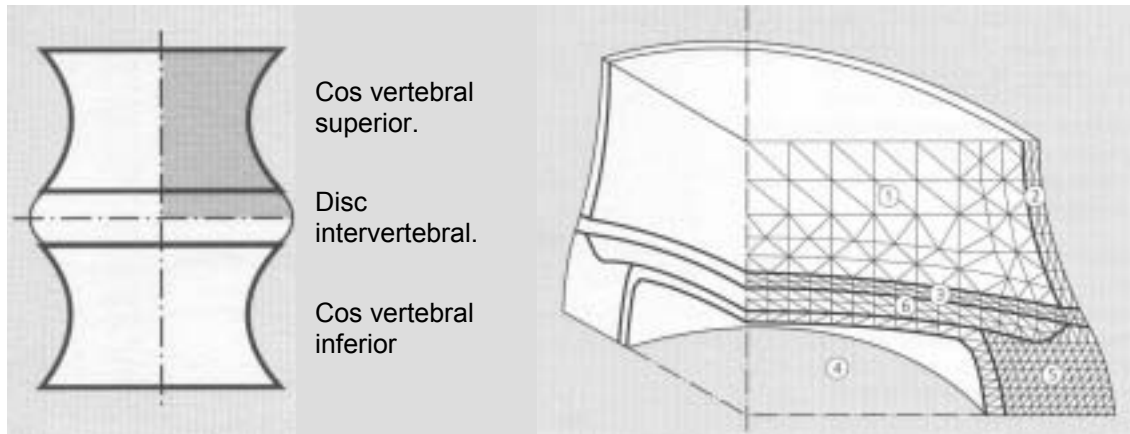


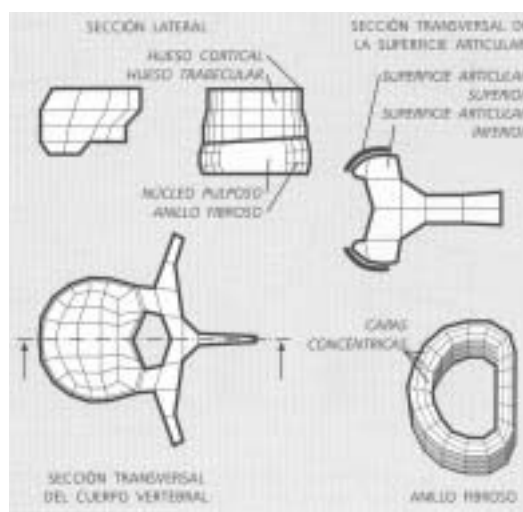
Figura 2.54. Model d'elements finits bidimensional axisimètric del cos vertebral i del disc per a estudiar l'efecte sobre aquestes estructures d'una càrrega axial (Belytschko<sup>262</sup>, 1974).

Laborde i col·lab.<sup>269</sup> (1981) van posar les bases per a l'estudi per elements finits del comportament del disc intervertebral. No obstant, van ser Bromberg i Von Essen<sup>97</sup> qui un any abans (1980) van descriure la modelització del disc intervertebral com un fluid incompressible (representant al nucli polpós), rodejat d'onze capes de fibres amb orientació alternant (representant l'anell fibrós). Els espais entre les capes de fibres van ser reomplerts per un fluid incompressible. Les correlacions amb els models experimentals van ser estretes. Shirazi i col·lab.<sup>266</sup> al 1986 van desenvolupar un model d'elements finits més complet, relativament desenvolupat per a l'època, de la unitat funcional L2-L3 incloent-hi el disc, els cossos vertebrals, les caretes articulars i els lligaments, que podem veure en la figura 2.55.

En aquest model es considera la geometria tridimensional. Les vèrtebres es modelen amb la seva geometria tridimensional i amb les característiques mecàniques pròpies de l'os cortical i del trabecular. Les caretes articulars estan representades per dues superfícies lliscants amb contacte. Els lligaments (anterior, posterior, intertransvers, interespinós, groc i supraespinós) es van modelar com ressorts amb propietats no lineals. I per últim, el disc es modela amb dos components: un gel incompressible intern que representa el nucli polpós, i un material compost reforçat per fibres de col·lagen que representa

l'anell fibrós. El model va ser validat amb valors obtinguts experimentalment, com per exemple, la pressió intradiscal i les corbes de càrrega - desplaçament de la unitat vertebral funcional.

Figura 2.55. Model d'elements finits tridimensional d'una vèrtebra lumbar (desenvolupat per Shirazi i col·lab.<sup>266</sup> 1986).



La resolució d'anàlisis d'elements finits, considerant grans deformacions i comportament no lineal d'alguns materials, proporciona una interessant informació sobre el moviment intervertebral i de les deformacions que sofreix el disc, ja que donat que és l'element menys rígid, és el que proporciona al segment de moviment la major part de la seva flexibilitat.

Des d'aquest punt de vista, Shirazi-Adl i col·lab.<sup>270,271,272</sup> van realitzar estudis molt remarcables del comportament del conjunt vèrtebra - disc: van observar i interpretar l'efecte de càrregues combinades sobre les amplituds del desplaçament del segment modelitzat, en tres supòsits: amb el disc intacte, amb una lleugera disminució de la rigidesa en flexió que representa la pèrdua de pressió del nucli polpós degut a la degeneració del disc, i amb una important pèrdua de rigidesa en extensió que suposa l'eliminació de les caretes articulars.

Les majors tensions en les fibres de col·lagen van donar-se sota càrregues de flexió en la capa més interna i en la zona posterolateral de l'anell fibrós. La pèrdua de pressió del nucli polpós origina un augment d'aquestes tensions màximes, el que suggereix que una hiperflexió pot induir a la fallida d'aquestes fibres provocant un prolapse del disc. De l'estudi també és després que la transmissió de càrregues de la vèrtebra superior a l'inferior a través dels elements posteriors, depèn del mode de càrrega, és a dir, que en flexió són els



l·ligaments els principals encarregats d'aquesta transmissió, mentre que en extensió són els pedicles, les làmines i les caretes articulars<sup>271</sup>. Així mateix, van avaluar el paper de les facetes en la transmissió de forces observant que en compressió, les forces es transmeten pel disc i que les facetes suporten una quantitat considerable de càrrega en extensió, i aquestes es transmeten en àrees diferents que en flexió<sup>272</sup>.

Els seus resultats van ser validats per diversos assaigs mecànics *in vitro*, i molts estudis numèrics posteriors es van inspirar directament en aquest model. No obstant, la validació dels models d'elements finits amb assaigs *in vitro* presenta, en general, un problema essencial que resideix en la dispersió dels resultats experimentals. Entre els factors que causen aquesta dispersió s'ha de mencionar la qualitat mecànica dels espècimens (osteoporosi o degeneració d'estructures), les condicions particulars dels assaigs (mortalles, velocitats d'aplicació de les càrregues, restriccions de moviments, etc.) i la variació geomètrica d'uns espècimens a uns altres. Els dos primers factors poden incloure's en l'anàlisi d'elements finits com a propietats particulars dels materials o com a condicions del contorn. No obstant, la geometria que s'utilitza en els models d'elements finits és una geometria típica vertebral, que fa impossible la diferenciació d'efectes degut a canvis de tipus geomètric<sup>17</sup>.

Amb la finalitat d'incorporar la variabilitat geomètrica entre espècimens, Lavaste i col·laboradors<sup>268</sup> van desenvolupar al 1992 un model geomètric tridimensional del raquis lumbar, amb la característica que la geometria completa de cada vèrtebra pot generar-se a partir únicament de sis paràmetres bàsics mesurables en una radiografia biplanar. El model genera per sí mateix la geometria del disc intervertebral i dels l·ligaments. Aquest model el podem veure representat en la figura 2.56.

Per a validar aquest model s'han calculat experimentalment les rigideses de la unitat vertebral funcional sota diferents modes de càrrega, i s'han comparat amb els resultats obtinguts en el model d'elements finits, donant una correcta aproximació entre els resultats.

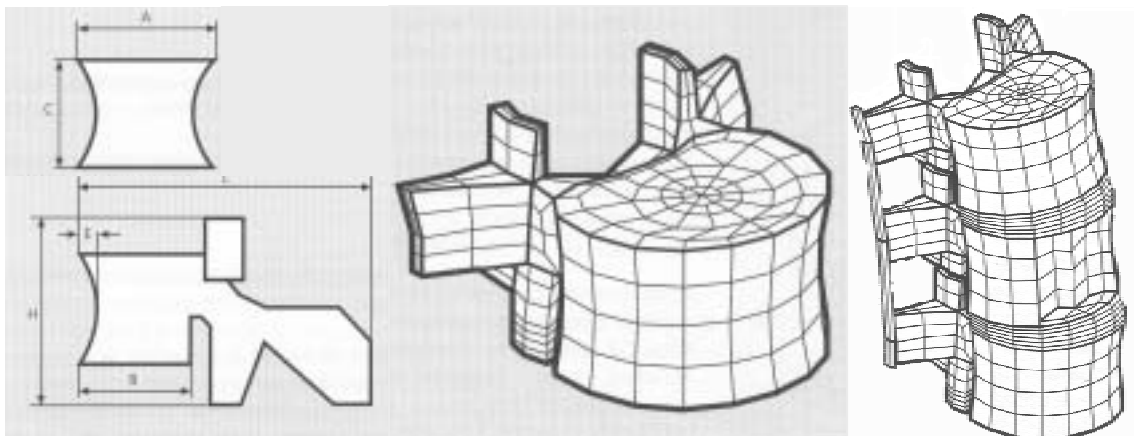


Figura 2.56. Model d'elements finits obtingut per Lavaste<sup>268</sup> (1992) a partir de sis paràmetres mesurables en una radiografia biplanar. Defectes ossis modelats en el raquis lumbar.

Goel i col·lab.<sup>267</sup> al 1993 van desenvolupar un model d'elements finits tridimensional no lineal, considerant els lligaments i incorporant l'acció dels músculs sostenint un pes de 90 N amb el tronc en flexió d'uns 30°. En aquest model, en considerar les forces musculars, es redueixen considerablement tant els desplaçaments com les tensions dels elements, excepte en les caretes articulars que pateixen un augment de la càrrega. Això ve a corroborar la idea que la musculatura dóna estabilitat de forma important als segments del moviment i a més, que les facetes articulars juguen un paper molt important en la transmissió de càrregues *in vivo*.

Altres treballs que han ajudat a clarificar el paper dels lligaments i càpsules articulars del raquis lumbar han estat els de Hayman i col·lab.<sup>273</sup> (2000). Robin i col·lab.<sup>274</sup> al 1994 estudien en el model de Lavaste la influència dels factors geomètrics vertebrals tals com l'orientació de les facetes, l'espai entre les articulars, les mesures i el mòdul de Young del disc, etc. Els autors conclouen que els factors geomètrics tenen una influència molt important en el comportament del raquis, especialment les dimensions i mesures del disc intervertebral. Kasra i col·lab.<sup>95</sup> (1992) analitzen la influència de les articulars posteriors en un model d'elements finits i el comparen amb un model experimental, evidenciant la importància dels elements posteriors per a la dinàmica del raquis. Ueno i Liu<sup>275</sup> (1987) van estudiar en un model d'elements finits el comportament a torsió de les facetes articulars. Els autors conclouen que, per torsions fisiològiques, les facetes suporten el 10-40% del moment flector, i pel que fa al disc, les fibres amb més estrès són les del marge lateral

de la capa més externa de l'annulus. Pel que fa a la modelització del disc, altres autors (Eberlein i col·lab.<sup>276</sup> 2001, Goto i col·lab.<sup>277</sup> 2002) han perfeccionat els models del disc intervertebral, ajustant les característiques tant del nucli polpós com de l'anell fibrós.

Pel que fa a la determinació de les propietats a assignar als cossos vertebrals, ja hem citat que la resistència a la compressió es pot predir per tomografia computeritzada (Biggemann i col·lab.<sup>74</sup> 1988, Lotz i col·lab.<sup>278</sup> 1990). Una de les tècniques que permet la modelització dels diferents ossos en funció de la seva densitat mineral òssia i de la geometria és la tomografia computeritzada quantitativa. McBroom i altres<sup>53</sup> (1985) descriuen la seva utilitat per a la valoració de les propietats mecàniques vertebrals, però és Hvid i col·lab.<sup>279</sup> (1989) qui correlacionen la tomografia amb les propietats físiques de l'os en un estudi experimental destructiu. Els autors troben una íntima relació entre la densitat aparentada en la tomografia quantitativa i les propietats físiques (mòdul de Young, i resistència màxima) ( $r=0.95$ ,  $r=1.00$ ). Goel i col·lab.<sup>280</sup> (1995) analitzen les variacions del mòdul de Young en funció de la remodelació de les vèrtebres, conclouent que els cossos vertebrals assumeixen una òptima estructura i distribució en termes de forma i mòdul d'elasticitat, en resposta a les forces que actuen.

Mizrahi i col·lab.<sup>281</sup> (1993) analitzen en un model d'elements finits els efectes de l'osteoporosi sobre el cos vertebral, obtenint una disminució d'un 250% de la resistència màxima a la compressió amb una reducció del 50% del mòdul de resistència de l'os esponjós i un 25% del cortical (osteoporosi severa). Silva i Gibson<sup>282</sup> (1997) estudien l'efecte dels canvis per l'edat a l'hora de modelitzar el raquis, utilitzant un model d'elements finits. Els autors demostren que reduint un 10% la densitat mitjançant l'eliminació de trabècules esponjoses, la resistència disminueix un 70%, mentre que si aquesta reducció es realitza reduint uniformement el gruix de les trabècules, la resistència es redueix només un 20%. El mateix autor<sup>283</sup> (1998), va analitzar diverses vèrtebres avaluades per TC i mallades en un model d'elements finits, per a predir els patrons de fractura. Els autors conclouen que els models d'elements finits basats en la tomografia computeritzada poden ser usats amb èxit per predir el comportament i la fallida global i local d'estructures esquelètiques simples. Homminga i col·lab.<sup>284</sup> (2001) estudien en un model d'elements finits els canvis

que produeix l'osteoporosi, augmentant un 16% el risc de fractura. Taylor i col·lab.<sup>285</sup> (2002) estudien la correlació entre la freqüència natural en la TC utilitzant anàlisi modal, amb una correlació superior al 99%. Els autors conclouen que és un mètode útil per a determinar les propietats mecàniques de l'os. Ulrich i col·lab.<sup>286</sup> (1998) analitzen l'exactitud del TC per a mallar els ossos. El treball conclou que depèn de manera important de la morfologia de l'os, en particular del gruix de les trabècules. El mateix autor<sup>287</sup> en un treball posterior (1999) estudia la capacitat de l'estructura tridimensional de l'os per a reflectir aspectes mecànics de l'os trabecular, conclouent que aquesta estructura és molt important per a les característiques mecàniques, especialment en l'osteoporosi. Kopperdahl i col·lab.<sup>288</sup> (2002) en el seu treball estudien la tomografia computeritzada quantitativa per a estimar les propietats mecàniques de l'os trabecular vertebral. Els autors analitzen 32 cadàvers, realitzant un escàner quantitatiu i comparant-lo amb l'anàlisi mecànica experimental de les peces. El resultat va ser que la densitat en la tomografia computeritzada qualitativa mostrava una forta correlació amb el mòdul elàstic i la pressió de fallida (*yield stress*), i també mostrava una dèbil correlació amb la tensió de fallida (*yield strain*). Per tant, els autors conclouen que la tomografia computeritzada quantitativa dóna prediccions precises de les propietats mecàniques vertebrals. Pel que fa al platet vertebral, Silva i col·lab.<sup>289</sup> (1994) analitzen el gruix del platet vertebral de cara a la modelització que requereix el mateix, utilitzant 16 vèrtebres humanes analitzades per TC. Els autors conclouen que el TC sobreestima el gruix del platet vertebral, i que gruix no està en relació amb el sexe ni amb l'edat. Posteriorment, Liebschner i col·lab.<sup>290</sup> (1999) analitzen el paper del platet vertebral i de les corticals en la rigidesa de les vèrtebres, arribant a la conclusió que és rellevant. Recentment, Li i col·lab.<sup>291</sup> (2000) defineixen els paràmetres per a la modelització del cartílag articular. A partir de 1995, els models d'elements finits es desenvolupen i es perfeccionen. Es comencen a desenvolupar models d'elements finits geomètricament acurats, amb unes corticals ben modelitzades i validats amb dades experimentals. Varis treballs incideixen en el desenvolupament d'aquests models<sup>292, 293, 294, 295, 296</sup>.

Recentment, Tempelton i col·lab.<sup>297</sup> (2004) han postulat un nou mètode per a generar un model vertebral des d'un punt inicial a partir de diverses radiografies

digitals utilitzant una tècnica de reconstrucció algebraica per trobar la distribució tridimensional de la densitat. Els autors conclouen que aquest mètode és vàlid i pot millorar potencialment el diagnòstic del risc de fractura vertebral.

A partir d'aquí els elements finits s'han utilitzat per multitud d'estudis biomecànics relacionats amb la patologia del raquis lumbar. Totoribe i col·lab.<sup>298</sup> (1999) utilitzen aquesta tècnica per a avaluar la fusió posterolateral. Whyne i col·lab.<sup>299</sup> (2001) analitzen mitjançant els elements finits els efectes dels tumors en el cos vertebral. Chen i col·lab.<sup>300</sup> (2003) analitzen les tensions que es produeixen en les instrumentacions transpediculars, evidenciant que el punt de màxim estrès està sota el coll del cargol.

Pel que fa al model que hem emprat en aquest estudi, aquest és el desenvolupat per Smit<sup>301</sup>. Aquest autor, primer amb la seva tesi doctoral<sup>301</sup> (1995) i després en un article publicat al 1997<sup>302</sup>, va dissenyar un model d'elements finits del raquis lumbar (figura 2.57), que serà el que utilitzarem en aquest treball. La geometria es va mallar a partir d'una sèrie de tomografies computeritzades d'una vèrtebra lumbar, tenint especial cura en modelitzar el disc intervertebral, els lligaments i les facetes articulars. Les facetes les va modelar sense fricció a dins de l'articulació.

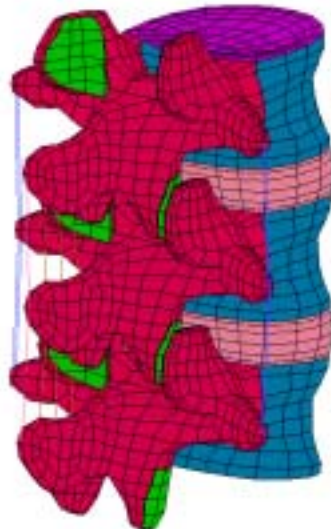


Figura 2.57. Visió en perspectiva de la malla d'elements finits del segment L3-L5 desenvolupada per Smit<sup>301</sup>.

El disc intervertebral es va modelitzar com a un nucli incompressible, moldejat com una goma fàcilment deformable, rodejat per un anell de fibres (annulus fibrós). El nucli ocupa el 43% del volum del disc, que està dins del rang del 30

al 50% descrit en la literatura. L'annulus consisteix en una substància base flexible banyada amb fibres de col·lagen creuades en dues direccions. Aquestes fibres estan representades com a elements que actuen sols a tensió, inserides al llarg d'elements isotòpics diagonals que representen la substància base de l'annulus. Les angulacions de les fibres varien dels 22° de les més externes fins als 29° de les més internes.

Es van incloure tots els lligaments en el model, i d'acord amb la seva funció es van modelitzar com a elements que actuen a tensió. Amb l'excepció del lligament longitudinal anterior i posterior, les tensions dels lligaments són molt baixes en repòs, amb el que es van modelitzar sense estrès en repòs. El pre-estrès en els lligaments longitudinals es va fer expandint un 10% el volum del nucli abans d'aplicar les càrregues, el que resulta una pre-pressió del nucli d'uns 0.1 MPa, que correspon a una precàrrega a compressió d'uns 150 N.

Les propietats dels materials es veuen reflectides en la taula 2.13. La rigidesa del segment L3-L4 sota les compressions bàsiques està en concordança amb els resultats experimentals.

	Mòdul de Young (MPa)	Coef. de Poisson	Àrea secció tran. (mm <sup>2</sup> )	Referències
<b>Os vertebral</b>	3000	0,3		Goel <sup>280</sup> 1995
<b>Nucli</b>	1.0	Incompresible		Shirazi-Adl <sup>266</sup>
<b>Subs. annulus</b>	4.2	0.45		1984
<b>Fibres annulus</b>				
• Capa 1	550		0.50	Shirazi-Adl <sup>266</sup> 1984
• Capa 2	485		0.39	
• Capa 3	420		0.29	
• Capa 4	360		0.21	
<b>Lligaments</b>				
• ALL	7.8 - 41		64	Goel <sup>280</sup> 1995
• PLL	10 - 80		20	
• LF	15 - 115		40	Shirazi-Adl <sup>266</sup> 1984
• TL	10 - 350		1.8	
• CL	7.5 - 80		30	
• IS	10 - 110		40	
• SS	8 - 110		30	

Taula 2.13. Propietats dels materials en el model desenvolupat per Smit<sup>301</sup>: ALL: Lligament longitudinal anterior. PLL: Lligament longitudinal posterior. LF: Lligament groc. TL: Lligament transvers CL: Lligament capsular. IS: Lligament interespinós. SS: Lligament supraespinós.

Sobre aquest model, Noailly i col·lab.<sup>303, 304</sup> (2002, 2003) van efectuar unes modificacions pel que fa a la modelització de les capes terminals d'os de la vèrtebra i les caretes articulars, i estudien el paper biomecànic dels diferents components del raquis lumbar, arribant a la conclusió que el model és molt útil per a obtenir dades que difícilment s'obtenen en experiments *in vitro* o *in vivo* (Noailly i col·lab.<sup>305</sup> 2003).

Aquest model d'elements finits s'ha utilitzat per a simular lesions tal com la degeneració del disc, fractures en el cos vertebral, la destrucció de les facetes, de l'arc posterior, i valorar la inestabilitat que provoca sobre els segments vertebrals. Altres estudis han analitzat les modificacions biomecàniques que produeix en el raquis la introducció d'un fixador intern, ja sigui anterior, posterior o circumferencial. Tots aquests exemples els podem veure representats en la figura 2.58.

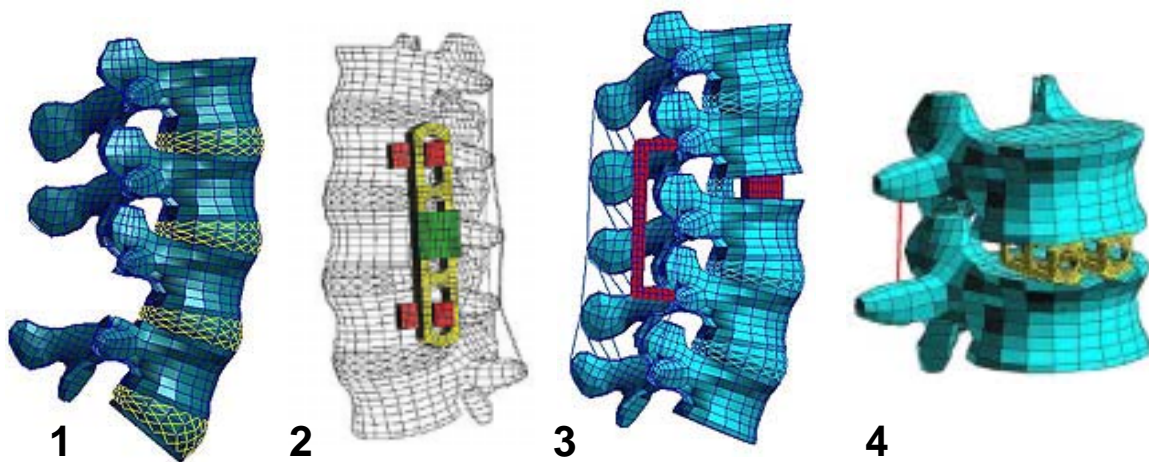


Figura 2.58. Exemples d'estudis amb models d'elements finits 1: Simulació de laminectomia 2. Simulació d'instrumentació anterior. 3. Simulació d'artrodesi circumferencial. 4. Simulació de caixes intersomàtiques.

En la mecànica de sòlids, tractem de predir la fallida d'un material sota càrrega comparant certs paràmetres de tensió o càrrega quan el material està sotmès a càrrega uniaxial<sup>261</sup>. Alguns d'aquests criteris inclouen l'estrès màxim normal en un punt (generalment útil per materials trencadissos), la tensió màxima normal, l'estrès màxim de cisallament (criteri Tresca) i el criteri màxim de deformació energètica (altrament dit estrès de Von Mises o criteri d'estrès màxim de cisallament octaèdric).

El criteri de Von Mises (Richard Von Mises, 1883-1953) postula que la fallida es dona quan el màxim valor de l'energia de deformació per unitat de volum supera a l'energia de deformació per unitat de volum requerida per causar la

fallida en un test a tensió específic del material<sup>261</sup>. Aquest es calcula matemàticament d'aquesta manera:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \leq 2\sigma_y^2$$

A on  $\sigma$  representen els principals estressos en els tres eixos de l'espai i  $\sigma_y$  el *yield stress*, és a dir, el punt en el qual el material excedeix del límit elàstic i no retorna a la seva longitud original quan la força deixa d'actuar.

La raó per la qual s'utilitzen els criteris de Von mises en enginyeria és per què per a materials dúctils ha mostrat experimentalment que prediu la fallida millor que l'estrès màxim de cisallament i que altres paràmetres.

Per tant, l'estrès de Von Mises és un estrès invariànt que s'utilitza per criteris de rendiment dels materials, es calcula independentment de les coordenades de referència de l'estructura i no porta informació direccional de l'estrès, però dóna suficient informació sobre els punts calents on pot succeir la fallida de l'estructura. Els estressos de Von Mises donen una distribució generalitzada de tensions en el material a estudiar que satisfà certs criteris anomenats condicions de Von Mises, que defineix el criteri de fallida.

### **2.4.3 Models d'elements finits de la corporectomia total.**

Són pocs els estudis que analitzin la corporectomia i la seva substitució per implants o empelts. Lavaste<sup>268</sup> ja en el seu model de 1992 realitzava diferents tipus d'exèresi del cos vertebral i analitzava que succeïa amb el model L3-L5, observant la important disminució de la resistència del model a partir que es començava a disminuir la massa del cos vertebral (figura 2.59).

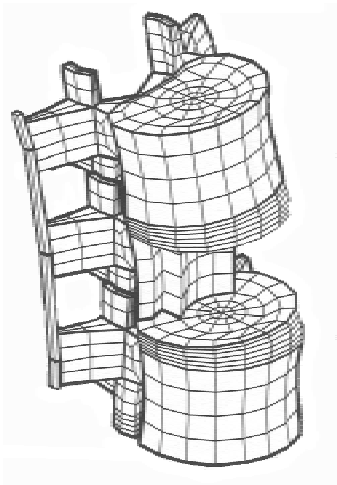


Figura 2.59. Model Lavaste amb l'exèresi del cos vertebral de L4 sense cap instrumentació ni empelt (pres de Lavaste i col·lab.<sup>268</sup>, 1992).



Rohlmann i col·lab.<sup>306</sup> al 2002 estudien un model d'elements finits del raquis lumbar de L1 a L5 derivat del model de Smit, realitzant una corporectomia completa en el cos vertebral de L3, adaptant una instrumentació transpedicular posterior L2-L4 i col·locant en el defecte dos tipus de caixes. Els autors conclouen que el sistema és capaç de prevenir la mobilitat del segment artrodesat, i que els implants modifiquen poc les tensions de Von Mises a les vèrtebres adjacents, però sí que les augmenten molt en la superfície de contacte os - implant (figura 2.60).

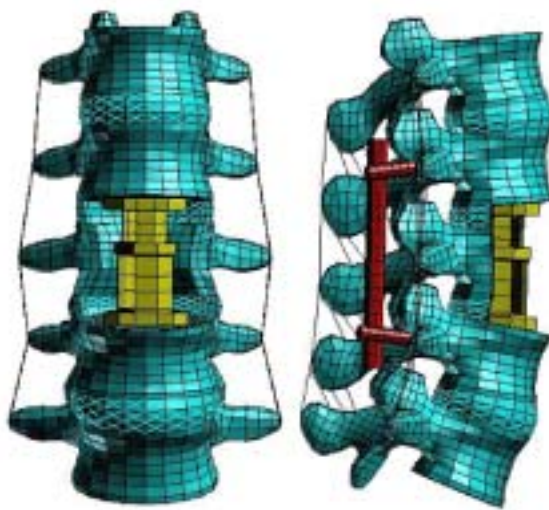


Figura 2.60. Model d'elements finits amb una corporectomia i col·locació d'una caixa intersomàtica (Pres de Rohlmann i col·lab.<sup>306</sup> 2002).

Amb tot això podem concloure que els efectes mecànics de la corporectomia vertebral sobre el raquis lumbar estan poc estudiats, i pocs treballs s'han centrat en l'anàlisi del que succeeix quan practiquen l'exèresi del cos vertebral.

# Hipòtesi de treball

## Objectius

3.1 Hipòtesi de treball.  
3.2 Objectius.

### **3.1 Hipòtesi de treball.**

---

Donat que els diferents al·loempelts utilitzats en la pràctica clínica per a la reconstrucció del cos vertebral un cop s'ha practicat una corporectomia difereixen en quant a morfologia, densitat mineral òssia i volum d'os cortical, **el seu comportament biomecànic, la resistència a les forces aplicades i la generació de tensions en la vèrtebra superior ha de ser diferent en funció del tipus i geometria de l'al·loempelt utilitzat** (fragment diafisari de fèmur, tíbia o peroné).

### **3.2 Objectius.**

---

3.2.1. Analitzar el comportament biomecànic, mitjançant un model d'elements finits, de diferents tipus d'al·loempelts col·locats anteriorment en substitució del cos vertebral.

3.2.2. Analitzar com afecta la disposició, col·locació i tipus d'empelt a la distribució de tensions en el muntatge.

3.2.3. Analitzar quina repercussió té el tractament de la superfície del platet vertebral en l'estabilitat del muntatge.

3.2.4. Determinar quines aplicacions clíniques es poden derivar dels resultats obtinguts.

## Material i mètode

- 4.1 Model font d'elements finits del raquis lumbar.
- 4.2 Instrumentació transpedicular.
- 4.3 Empelt intersomàtic.
- 4.4 Disseny del muntatge.
- 4.5 Elaboració del model del conjunt raquis-implant-empelt.
  - 4.5.1 Modificacions sobre el model base.
  - 4.5.2 Modelització de l'instrumental transpedicular.
  - 4.5.3 Adaptació de l'instrumental al model modificat.
  - 4.5.4 Modelització de l'al-joempelt.
    - 4.5.4.1 Modelització del fèmur.
    - 4.5.4.2 Modelització de la tibia.
    - 4.5.4.3 Modelització del peroné.
  - 4.5.5 Preparació del platet vertebral.
  - 4.5.6 Adaptació de l'al-joempelt al model modificat.
    - 4.5.6.1 Adaptació del fèmur.
    - 4.5.6.2 Adaptació de la tibia.
    - 4.5.6.3 Adaptació dels tres fragments de peroné.
    - 4.5.6.4 Adaptació dels sis fragments de peroné.
- 4.6 Propietats dels materials.
- 4.7 Aplicació de càrregues.
- 4.8 Condicions del contorn.
- 4.9 Definició de contacte.
- 4.10 Àrea de contacte de l'al-joempelt.
  - 4.10.1 Àrea de contacte amb fèmur.
  - 4.10.2 Àrea de contacte amb tibia.
  - 4.10.3 Àrea de contacte amb tres peronés.
  - 4.10.4 Àrea de contacte amb sis peronés.

## 4.1 Model font d'elements finits del raquis lumbar.

El segment del raquis lumbar modelitzat està compost de tres vèrtebres, L3, L4 i L5, i els seus lligaments intervertebrals. El mallat prové de l'estudi de la tesis doctoral de T.H. Smit<sup>301</sup> (1996). La geometria del mallat dels elements finits de L4 va ser obtinguda per una sèrie de tomografies computeritzades (TC) a 2 mm entre sí d'un home de 44 anys sense patologia prèvia. Després, el cos vertebral de L4 va ser reproduït per a formar L3 i L5. Les posicions d'aquestes últimes respecte a L4 van ser adaptades per les observacions del TC en el pla sagital. El model de Smit descriu un sol tipus d'os isotòpic, fusionant cortical i trabecular. No s'inclouen les caretes articulars inferiors ni les plaques terminals, així que respecte als nostres objectius es va haver d'afegir algunes modificacions en quant a la geometria i a la definició dels teixits (Noailly i col·lab.<sup>303, 304, 305</sup> 2002, 2003).

En quant a aquest últim model de Noailly, la totalitat del model ha estat mallat amb el programa MENTAT (MSC Software). En total, el model conté 5350 elements isoparamètrics amb 8 nodes, 1362 elements unidireccionals amb dos nodes i 6894 nodes (figures 4.1 i 4.2).

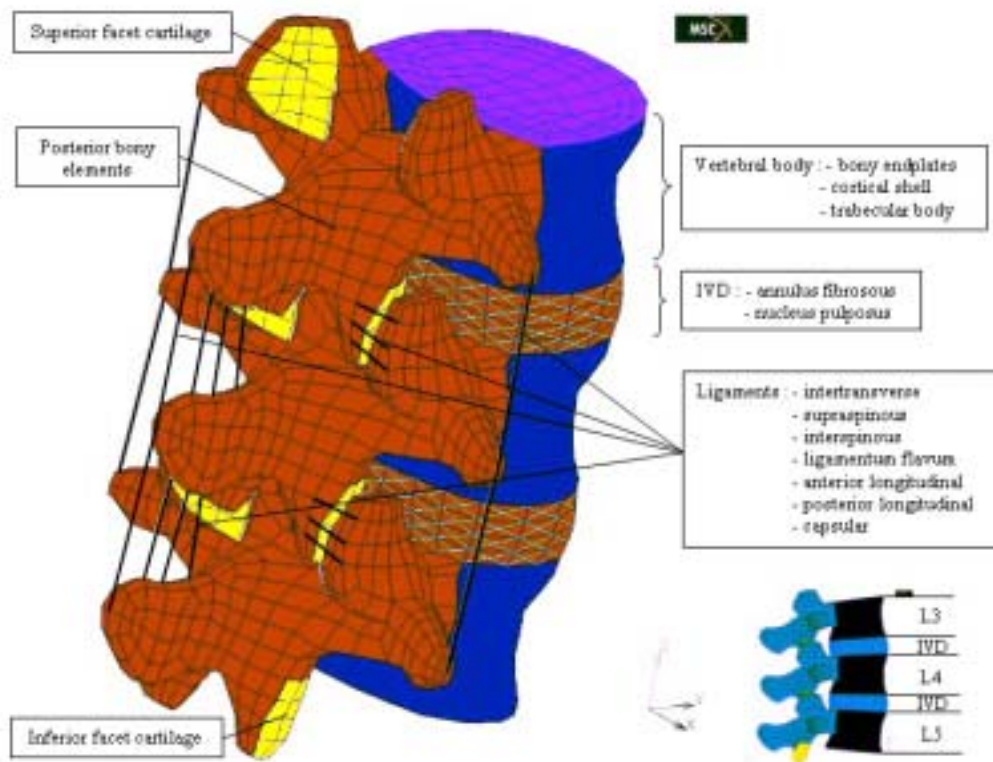


Figura 4.1. Model font d'elements finits del segment de raquis lumbar L3-L5, on es detallen els diferents elements modelitzats.

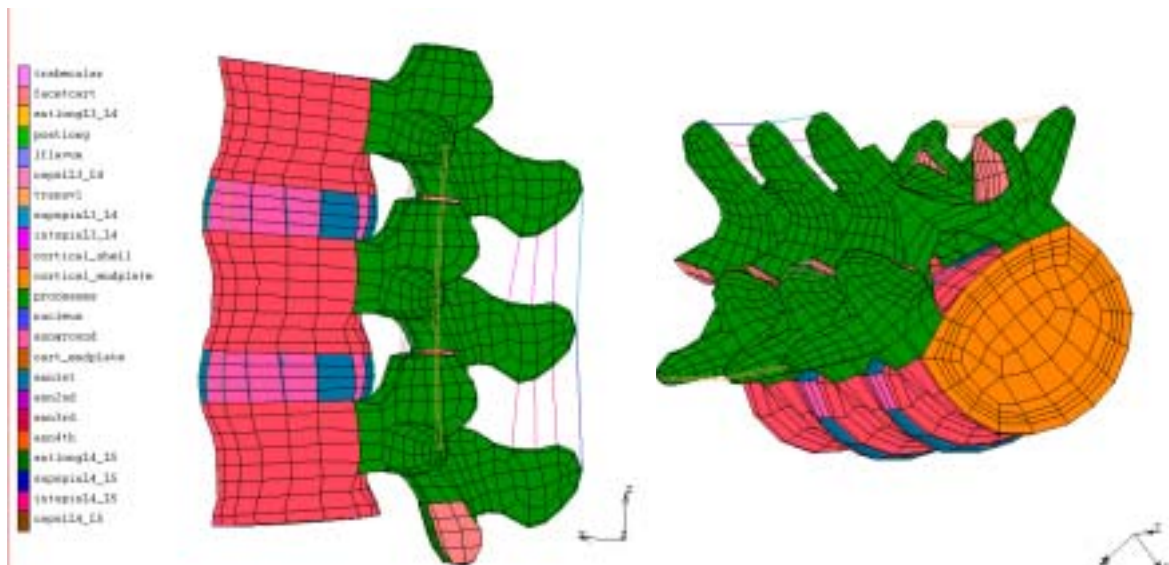


Figura 4.2. Visió lateral i superior del model font d'elements finits del segment de raquis lumbar L3-L5.

El cos vertebral està constituït per un centre d'os trabecular, rodejat pels costats per una fina capa d'os cortical. Superior i inferiorment està recobert per la placa terminal d'os. Els valors d'espessor per a la placa cortical reflectits són una mitja dels recopilats pel pla sagital. L'espessor de la capa d'os cortical que rodeja al cos vertebral varia segons el costat anterior o posterior. Els valors de les plaques terminals d'os van ser calculats assumint que la *ratio* entre l'espessor mig de la cortical i de les plaques terminals és de 1.67 per a una vèrtebra (Silva i col·lab.<sup>289</sup> 1994, Figura 4.3). Les dimensions transversals de les plaques terminals que hem obtingut són similars a les obtingudes amb TC per T. Hall i col·laboradors<sup>213</sup> (1988). En el nostre estudi, els valors mitjos estan sumats en la taula 4.1.

	Capa cortical		Platet ossi
	$\langle e_a \rangle$ ( $\mu\text{m}$ )	$\langle e_p \rangle$ ( $\mu\text{m}$ )	$\langle e \rangle$ ( $\mu\text{m}$ )
L5 i L3	375	320	209

Taula 4.1 Valors mitjans d'espessor de la capa d'os cortical i de les plaques terminals d'os per a cada vèrtebra model.  $\langle e_a \rangle$  és l'espessor mig en la part frontal i  $\langle e_p \rangle$  es l'espessor mig en la part posterior del cos vertebral (Noailly<sup>303</sup> 2003).

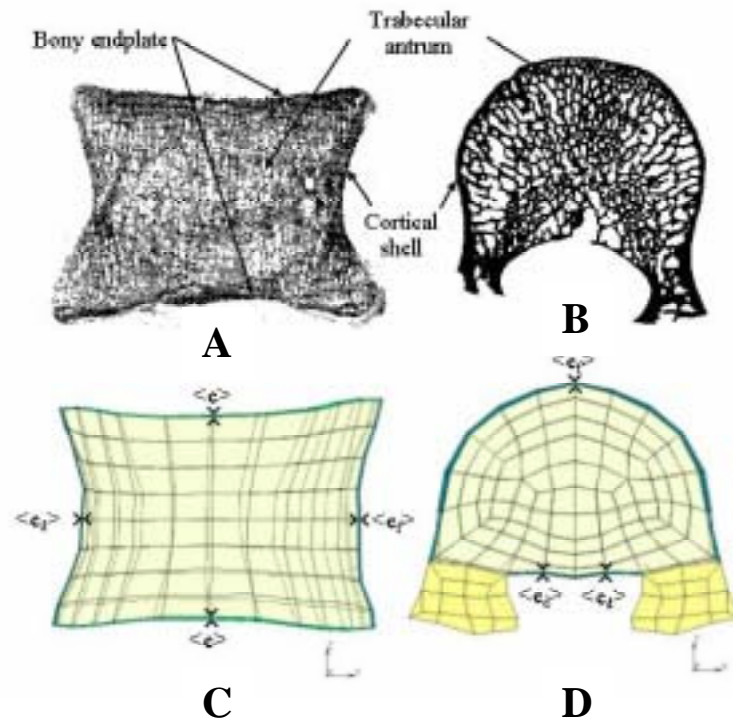


Figura 4.3. A) secció sagital d'una vèrtebra humana. B) Secció horitzontal d'un cos vertebral tallat en la zona central. C) tall pel pla sagital del cos vertebral de L4 modelitzat per elements finits D) tall transversal representant la part central del cos vertebral de L4 del model d'elements finits (Noailly<sup>303</sup> 2003).

Donat que les forces a nivell del raquis es transmeten pel disc intervertebral, pels lligaments interespinals i per les facetes, és indispensable modelitzar aquestes estructures tant bé com es pugui.

Les caretes articulars estan modelades per elements sòlids. El disseny segueix el de les apòfisis articulars adjacents, i les dimensions van ser obtingudes d'estudis radiogràfics i d'ajustaments de modelització (Panjabi i col·lab.<sup>27</sup> 1993, Sharma i col·lab.<sup>107</sup> 1995, Shirazi-Adl<sup>98, 99, 271</sup> 1988-1986, Ueno i Liu<sup>275</sup> 1987). D'aquesta manera hem obtingut espessors de 0.2 mm (figura 4.4).

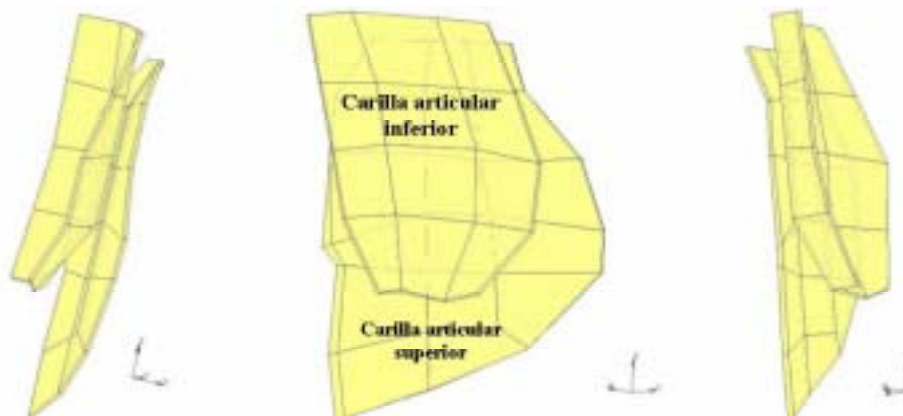


Figura 4.4. Geometria de les caretes articulars del model d'elements finits (Noailly<sup>303</sup> 2003).

Tots els lligaments vertebrals estan representats en aquest model d'elements finits. D'acord amb la seva funció, estan modelats com elements només a tensió. La modelització dels lligaments es fa mitjançant elements tridimensionals uniaxials tipus *truss*. Així, per a una vèrtebra i d'una vèrtebra a un altre, tenim 98 elements *truss* paral·lels per al lligament capsular, vuit elements per al lligament intertransvers, un per a cada supraespinós, tres per cada interespinós i tres per al lligament groc (*ligamentum flavum*). Els lligaments longitudinal anterior i posterior, a nivell pràctic, només tenen acció biomecànica a nivell del disc, ja que presenten fortes adherències a l'annulus fibrós i a nivell del cos vertebral no realitzen cap acció biomecànica. Donat que en el nostre estudi tant els discos intervertebrals com l'annulus es van retirar del model, aquests lligaments estan també retirats. La taula 4.2 mostra els valors de les àrees dels lligaments.

Lligament	ITL	SSL		ISL		LF		CL
		L3-L4	L4-L5	L3-L4	L4-L5	L3-L4	L4-L5	
Superfície (mm <sup>2</sup> )	1	70.3	75.7	16.4	12.1	23.9	26.23	7.23

Taula 4.2. Secció dels lligaments espinals obtinguts en investigacions passades (Sharma<sup>107</sup> 1995) a on ITL: lligament intertransvers, SSL: lligament supraespinós, ISL: lligament interespinós, LF: lligament groc, CL: lligament capsular.

El model del disc intervertebral que utilitzem ve directament de T.H. Smit<sup>301</sup>, i consisteix en un nucli polpós moldejat com a fàcilment deformable (com una goma) rodejat per un anell de fibres (annulus fibrós). El nucli ocupa el 43% del volum total del disc, dins del rang de la literatura (del 30 al 50%). Els elements del nucli són uns elements tipus Herrmann, incompressibles. L'annulus consisteix essencialment en una substància flexible travessada per fibres de col·lagen entrelaçades en diferents direccions. En el model d'elements finits, les fibres estan representades sols pels elements a tensió. Les fibres de l'annulus s'alternen en quatre capes, i estan modelitzades per uns elements tridimensionals unidireccionals, tipus *truss*, que venen lligats diagonalment als elements de la matriu. Els elements *truss* estan creuats en direccions oposades dins d'una capa. A més, formen un angle amb l'horitzontal que va de +/- 29° per a la capa més interna a +/- 22° per a la més externa. Aquestes dades estan



basades en les observacions de White i Panjabi<sup>29</sup> i van ser qualitativament confirmades pels diferents autors (Humzah<sup>40</sup> 1988, Natali<sup>307</sup> 1991, Shiriazi-Adl<sup>270</sup> 1989, Galante<sup>85</sup> 1967). La seva representació la podem veure en la figura 4.5)

Les àrees de les fibres decreixen de la perifèria de l'anell cap a dins, i varien proporcionalment al quadrat de la distància al centre del disc (Taula 4.3).

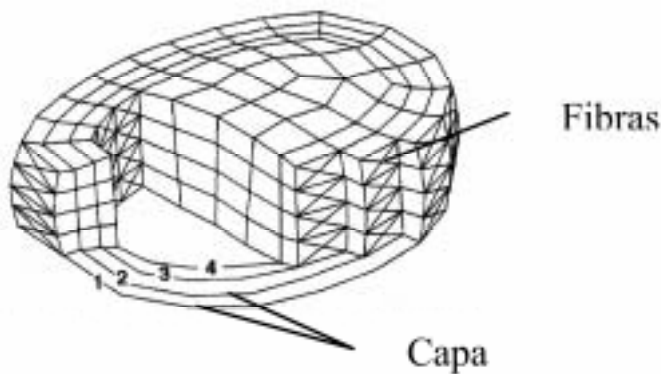


Figura 4.5. Descripció del model d'elements finits del disc intervertebral, on podem apreciar les quatre capes d'elements que conformen l'annulus i el nucli polpós.

Capa	1	2	3	4
Àrea (mm <sup>2</sup> )	0.50	0.39	0.29	0.21

Taula 4.3. Valors de secció de les fibres en les diferents capes de l'anell fibrós del disc intervertebral.

## 4.2 Instrumentació transpedicular.

En quant al fixador utilitzat, aquest va ser el sistema Monoaxial SHERPA<sup>®</sup> (SURGIVAL S.A., GRUPO COSIAS). L'elecció d'aquest fixador va venir donada per la geometria troncocònica del cargol, per la versatilitat de l'instrumental, l'elevada resistència a la torsió i compressió de la unió barra cargol en estudis experimentals donat el seu recolzament en tres punts, i finalment, per l'accessibilitat al material i a les seves dades biomecàniques donat que correspon a un disseny nacional.

Aquest sistema està desenvolupat en un aliatge de Titani (Ti6Al4V) i està compost pels següents elements:

- A: Un cargol fixa amb la seva tulipa.
- B: Una copa dentada.
- C: Una volandera asimètrica.
- D: Una femella per tancar.

A això se li ha d'afegir dues barres de secció 6 mm, i un connector transversal (figura 4.6) .



Figura 4.6. Instrumental Sherpa® compost de 2 cargols amb les seves volanderes i femelles de tancar i un barra (amb l'autorització de Surgival S.A.®)

El cargol fix transpedicular té una rosca troncocònica la qual afavoreix el comportament biomecànic en esforços de flexió - compressió als quals està sotmès durant el seu funcionament. L'ànima del cargol també presenta una morfologia troncocònica (figura 4.7), i la seva punta presenta unes estries per conferir-li la capacitat autotarotant.



Figura 4.7. Cargol del sistema Sherpa® (amb l'autorització de Surgival S.A.®)

A la vegada, el sistema també combina aquest comportament biomecànic amb una òptima versatilitat a nivell del gir. El cargol monoaxial SHERPA permet una angulació en el pla sagital de 20° en cada sentit (40° en total). Aquesta angulació s'obté gràcies a la volandera asimètrica, la qual permet la col·locació a 0°, 10° i 20° respectivament, controlant la rotació i proporcionant al sistema l'estabilitat idònia (figura 4.8). La volandera de tancar es recolza sobre la barra en tres punts, el que li dota d'una major estabilitat a la unió cargol - barra.

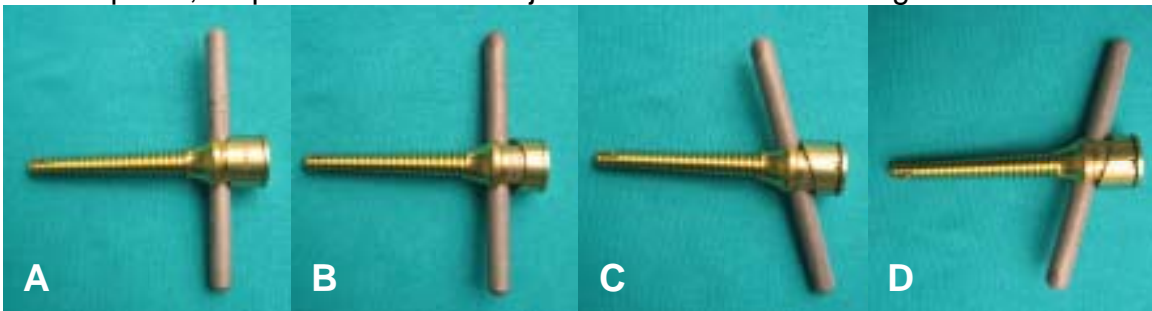


Figura 4.8: Sistema Sherpa® en diferents posicions: A: tancament en posició neutra vist per un costat. B: tancament en posició neutra vist per l'altre costat. C: tancament a 20° caudal i D: tancament a 20° cranial (amb l'autorització de Surgival S.A.®).

Aquest sistema presenta cargols amb longituds de 30, 35, 40 i 45 mm, i gruixos de 4.9, 5.9, 6.9, 7.9 i 8,9 mm. En la figura 4.9 podem observar la variabilitat del implants que disposa l'instrumental.

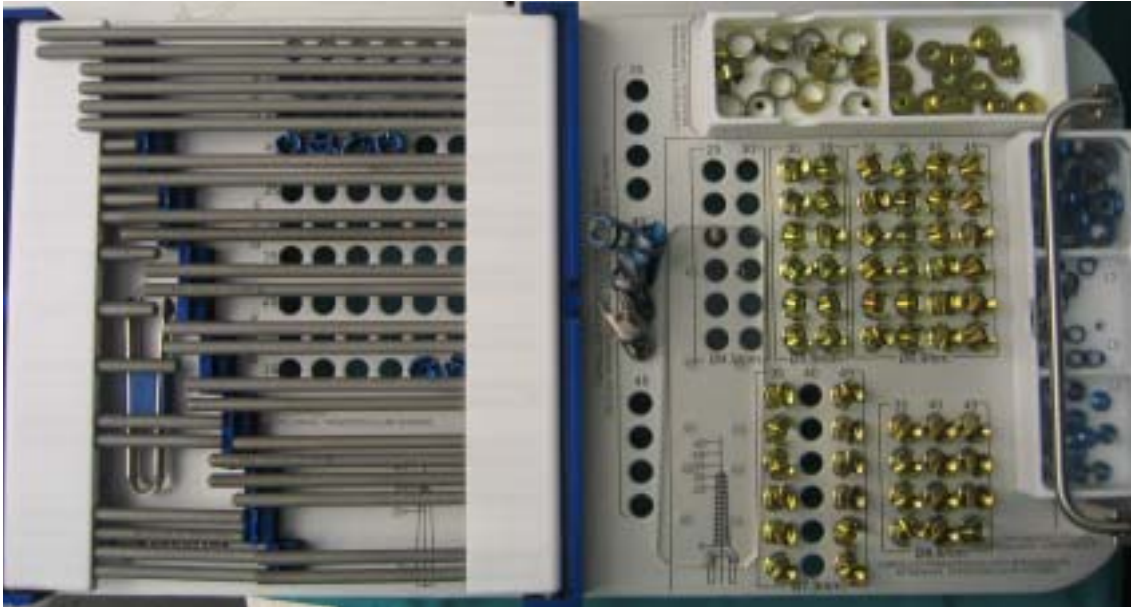


Figura 4.9 Instrumental complet Sherpa® (amb l'autorització de Surgival S.A.®).

Pel que fa a les característiques biomecàniques del sistema, es van aplicar els valors obtinguts en un estudi experimental comparatiu amb altres sistemes, realitzat per l'Institut de Biomecànica de València <sup>308</sup>. En aquest estudi, amb un cargol i una barra es va testar la resistència a lliscament, al gir en el pla transversal i al gir en el pla sagital, el resultat dels quals podem veure en la figura 4.10. Així mateix, es va assajar la rigidesa del cargol a la flexió - compressió, a la flexió lateral i a la torsió (figura 4.11). Per últim, amb un sistema complet (4 cargols muntats sobre blocs de polietilè) es va testar la resistència a la flexoextensió en el pla sagital (figura 4.12).

Podem observar que el fixador resisteix 2300 N al lliscament, 17400 Nmm al gir en el pla sagital i 5000 Nmm al gir en el pla transversal. Veiem també una alta rigidesa a la flexió - compressió (79 N/mm) i una alta rigidesa a la torsió (3400 Nmm/°) i a la flexió lateral (3600 Nmm/mm). Per últim, la resistència a la flexió-compressió del sistema va ser superior respecte als altres implants testats (44000 Nmm).

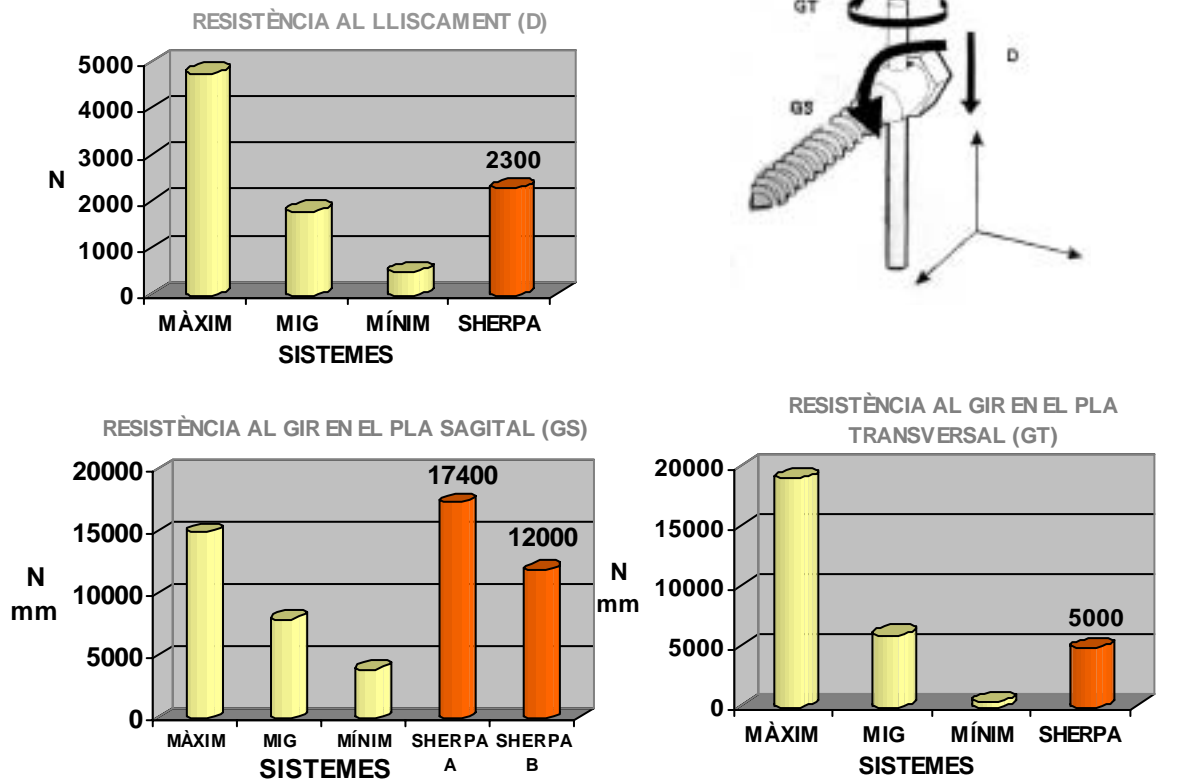


Figura 4.10. Estudi de resistència de la unió cargol-barra del fixador monoaxial SHERPA® (font: Institut de Biomecànica de València<sup>308</sup>). En la resistència al gir en el pla sagital, els Sherpa A correspon amb una angulació de 20° i el Sherpa B perpendicular a la barra.

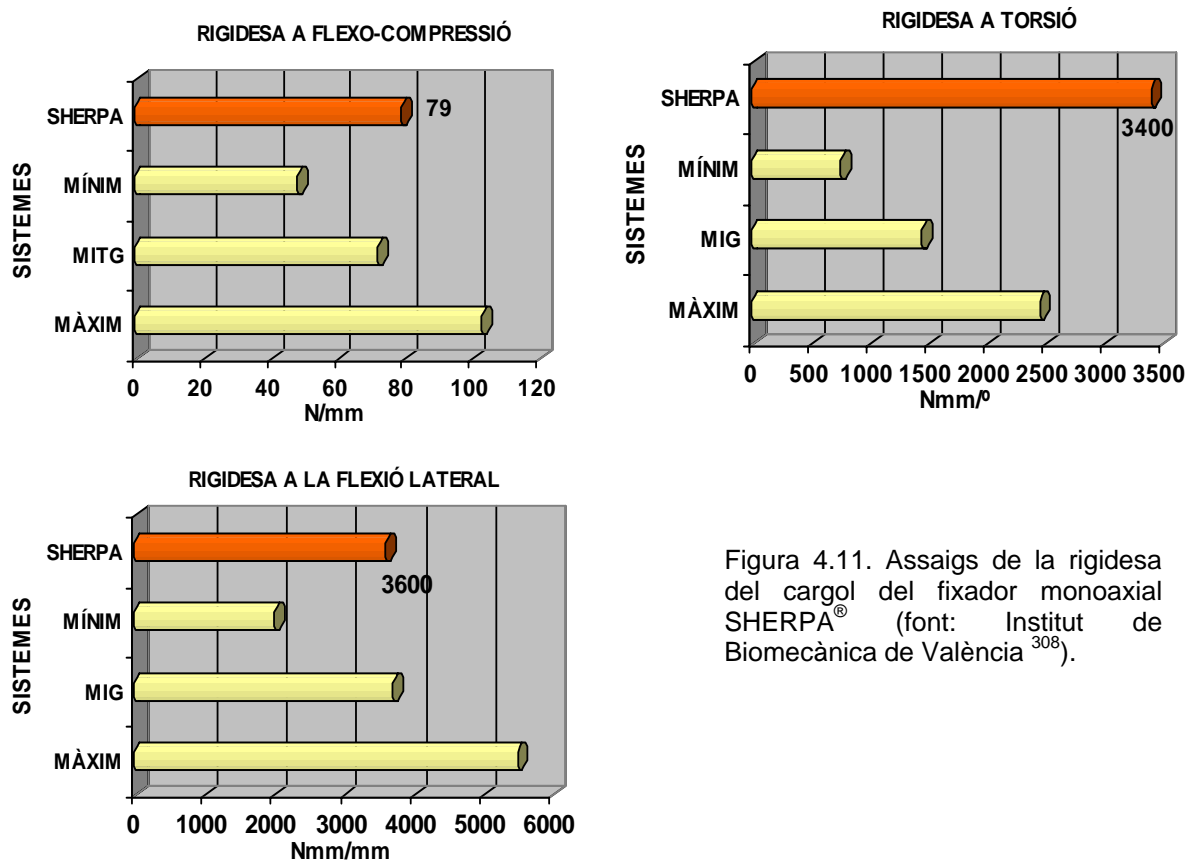
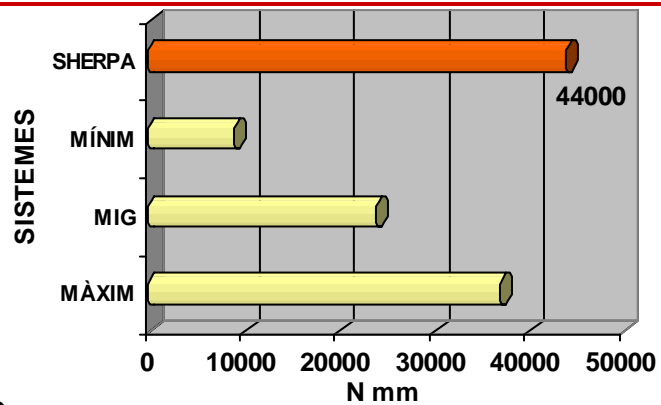


Figura 4.11. Assaigs de la rigidesa del cargol del fixador monoaxial SHERPA® (font: Institut de Biomecànica de València<sup>308</sup>).

Figura 4.12. Assaig de resistència del sistema a flexo-compensió en el pla sagital del fixador monoaxial SHERPA® (font: Institut de Biomecànica de València<sup>308</sup>).



### 4.3 Empelt intersomàtic.

En quant a l'al·loempelt estructural intersomàtic a comparar, vàrem emprar els que s'utilitzen més habitualment en la pràctica clínica.

Aquest empelt ha de reunir una sèrie de característiques que facin que sigui viable utilitzar-lo en substitució del cos vertebral:

- En primer lloc, ha de ser un empelt de fàcil obtenció de donant mort.
- En segon lloc, ha de ser estructuralment resistent i tenir un alt contingut en os cortical que li confereixi alta resistència per suportar les tensions que es produeixen a nivell del cos vertebral.
- En tercer lloc, ha de presentar una geometria i unes dimensions adequades que permetin reomplir els defectes deixats pel cos vertebral.
- I per últim, ha de poder adaptar-se fàcilment a les diferents mides que necessitem reomplir.

D'acord amb la bibliografia i tal com hem citat en l'apartat 2.4.2, vàrem optar per avaluar tres tipus d'empelt obtinguts de fèmur, tibia i peroné. En el cas del peroné, donat l'escàs diàmetre de l'os, vàrem optar per realitzar dos muntatges diferents: un amb tres fragments de peroné i l'altre amb sis fragments.

En resum, els quatre muntatges que es van testar van ser:

1. Un fragment diafisari de fèmur.
2. Un fragment metafiso-diafisari de tibia.
3. Tres fragments diafisaris de peroné.
4. Sis fragments diafisaris de peroné.

Els al·loempelts que vàrem modelitzar es van obtenir de dos donants morts. El primer era un home de 47 anys mort per accident de trànsit, sense cap antecedent patològic, del qual es van extreure la tibia i el peroné dret. El segon era un home de 39 anys, mort també per accident de trànsit, sense cap malaltia

crònica, del qual es va extreure el fèmur esquer (el dret no es va poder retirar per fractura del mateix). Es va realitzar l'extracció sense mantenir cap inserció lligamentosa ni muscular, tal com es pot veure en la figura 4.13. En el donant mort es va realitzar una reconstrucció amb guix per evitar la inestabilitat de l'extremitat un cop extret l'empelt.

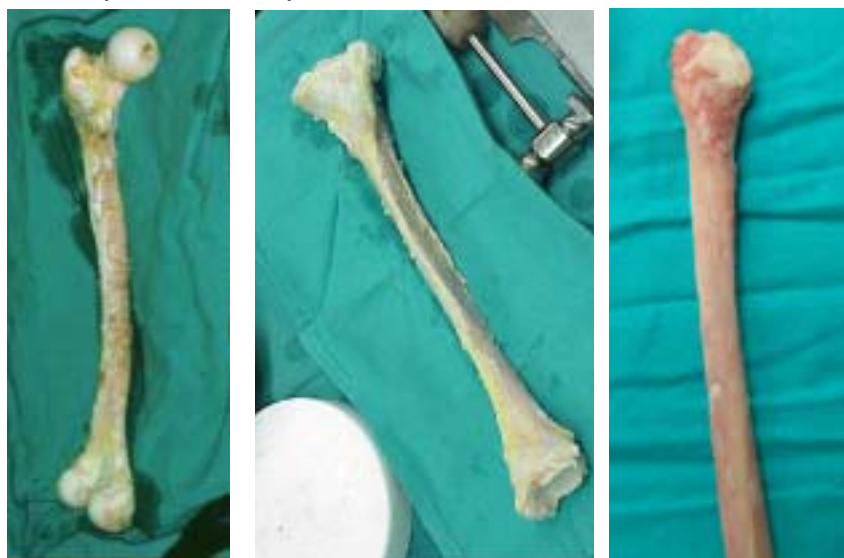


Figura 4.13. Mostres dels al-loempelts un cop retirats del donant mort.

Es van obtenir radiografies dels empelts per descartar que no hi hagués cap alteració estructural ni cap imatge patològica (figura 4.14), i es va enviar una petita mostra per fer un estudi anatomo-patològic per descartar alteracions en l'estructura de l'os, essent el resultat en totes tres normal. Els empelts es van congelar en un congelador de nitrogen líquid a menys seixanta graus tal com es conserven els empelts en el banc d'ossos, fins a la seva modelització, encara que creiem que el factor de la conservació no influeix en els resultats finals d'aquest estudi.

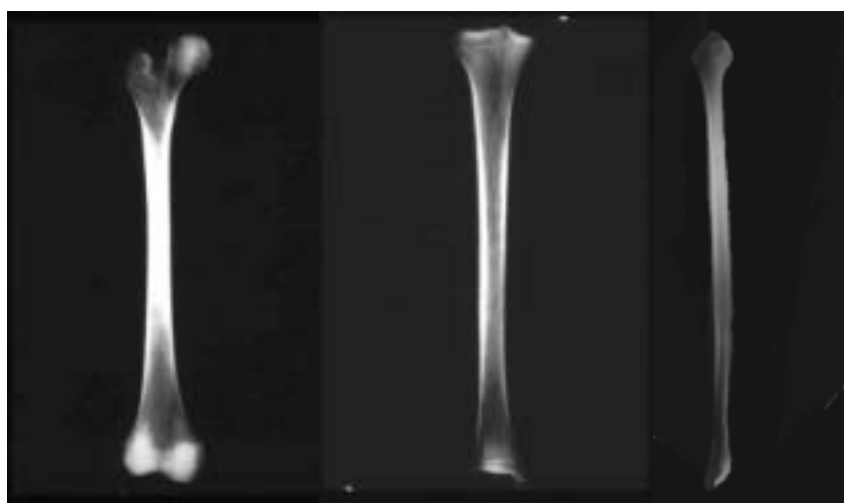


Figura 4.14 Estudi radiogràfic dels diferents empelts.

## 4.4 Disseny del muntatge.

Inicialment ens vàrem plantejar quin seria el disseny del muntatge a estudiar, juntament amb l'empelt anterior. D'entrada, havia de ser un muntatge similar a l'utilitzat en la pràctica clínica, que incorporés la instrumentació transpedicular i la connexió mitjançant barres entre els cargols. En segon lloc, havia de ser un disseny simple, de dos nivells (tres vèrtebres) com a màxim, però que a la vegada sintetitzés la variabilitat de muntatges utilitzats en la pràctica clínica. En tercer lloc, havia de ser un muntatge estable en sí mateix. I en quart i últim lloc havia de ser un disseny que permetés la col·locació de l'empelt en substitució del cos vertebral, un cop ressecat el mateix.

Amb tot això es va optar pel disseny mostrat en la figura 4.15, compost d'una vèrtebra superior L3, una vèrtebra inferior L5, un sistema de fixació transpedicular (amb 4 cargols, dues barres i un connector entre les barres) i un al-loempelt estructural anterior.

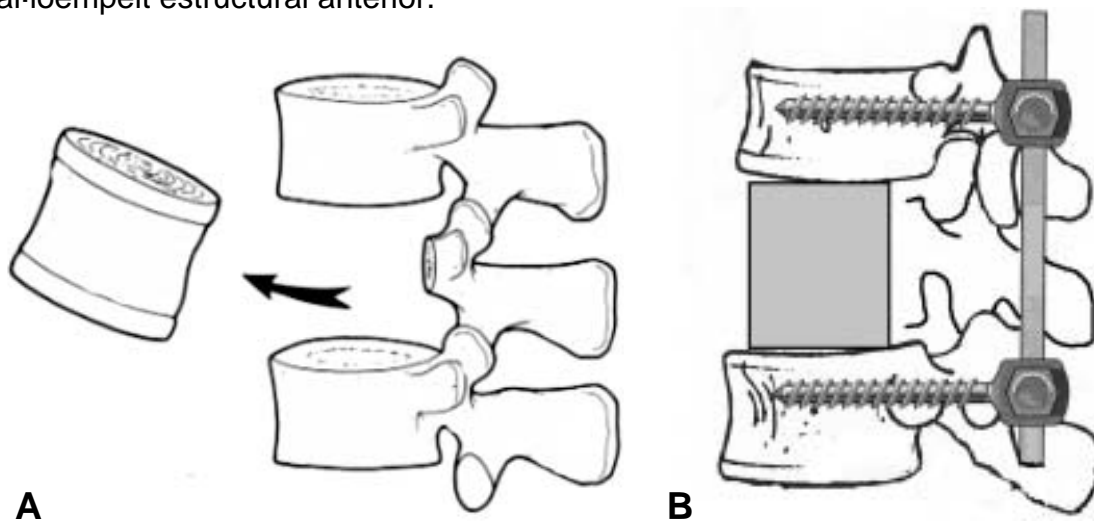


Figura 4.15. Model físic en la visió de perfil. A. En primer lloc es va planificar la retirada el cos vertebral de L4 i ambdós discos intervertebrals L3-L4 i L4-L5, mantenint tota la zona dels pedicles, l'arc posterior i els massissos articulars. B. A aquest segment es va adaptar la instrumentació transpedicular amb quatre cargols i dues barres. El rectangle gris situat entre les vèrtebres representa els diferents tipus d'al-loempelt.

Un problema d'aquest muntatge, en quant a la seva estabilitat intrínseca, és que, donat que només s'estudien dos nivells, el muntatge pot claudicar per rotació dels cargols sobre els seus eixos (figura 4.16 A i B). Això succeeix donat que es practica l'exèresi del cos vertebral de L4, i a pesar de la substitució per l'empelt anterior, fins que aquest no estigui consolidat el sistema

podria fallar. Per evitar això, es va incorporar a aquest model un connector transversal entre les barres, tal com es pot veure a la figura 4.16 C, per donar més estabilitat al muntatge.

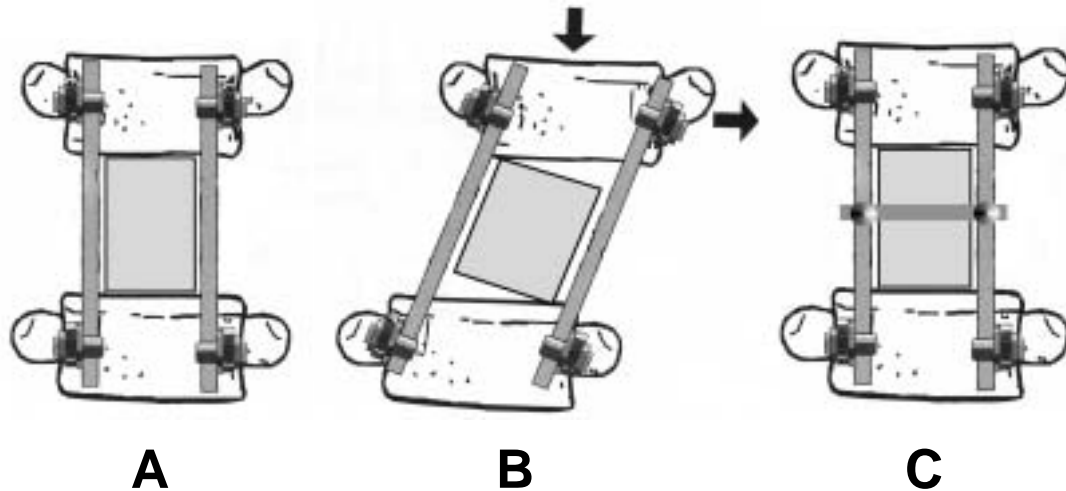


Figura 4.16. Model físic en la visió anteroposterior. A. Muntatge sense connector entre les barres. B. Rotació dels cargols sobre els seus eixos en aplicar forces de compressió axial que creen un moment angular. C. Muntatge amb connector entre les barres que contraresten el moment angular creat per les forces de compressió axial.

## 4.5 Elaboració del model del conjunt raquis-implant-empelt.

---

### 4.5.1 Modificacions sobre el model base.

---

En quant a la configuració del model a estudiar, s'han realitzat modificacions al model de Noailly i col-lab.<sup>303, 304, 305</sup> (2002) que hem descrit abans, a la fi de configurar un model similar al que hem descrit en l'apartat 4.4.

Els dos discos intervertebrals i el cos vertebral de L4 del model de Noailly van ser retirats, i el mallat general de L5 i L3 ha estat canviat per permetre la inserció del fixador (figura 4.17). Una meitat de L5 ha estat mallada de nou a partir del mallat font i replicada per simetria per aconseguir la vèrtebra completa. Després es va reproduir L5 per a formar L3 amb les mides corresponents. Les posicions d'aquesta última van ser adaptades tal com va descriure Noaily i col-lab.<sup>304</sup> (2002). Així, les dues vèrtebres amb l'implant (L3 i L5) tenen geometria similar. Aquest nou mallat es va canviar per permetre la inserció dels cargols del fixador.



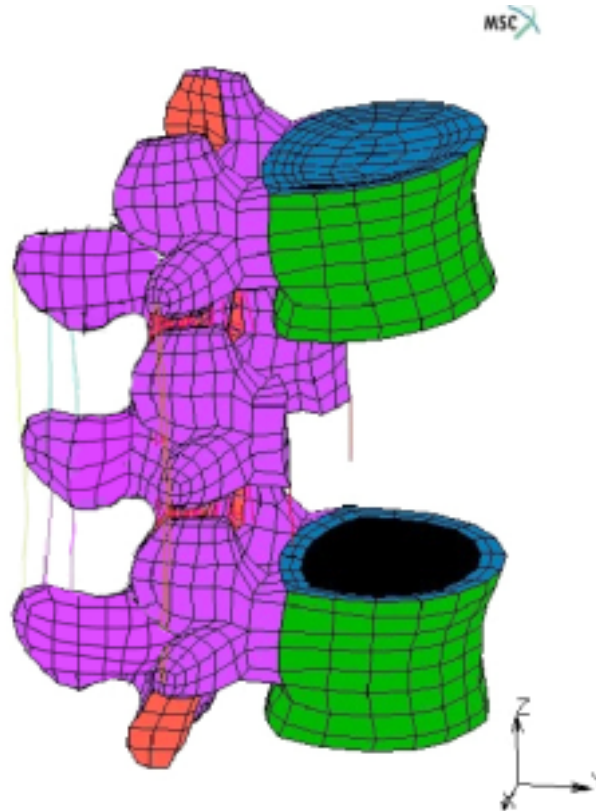


Figura 4.17. Model per elements finits del conjunt de les vèrtebres L3-L5 un cop realitzada la corporectomia completa de L4.

Per a realitzar la col·locació exacta del cargol, s'han realitzat unes modificacions en les coordenades dels nodes dels elements al voltant dels cargols.

La totalitat del model ha estat mallat amb el programa MARC-MENTAT (MSC Software). El conjunt de les vèrtebres i el fixador conté 6158 elements isoparamètrics amb 8 o 6 nodes, 215 elements unidireccionals amb dos nodes i 6373 nodes.

#### **4.5.2 Modelització de l'instrumental transpedicular.**

El fixador utilitzat és, com ja hem dit, el sistema Monoaxial SHERPA<sup>®</sup>, amb el muntatge referit anteriorment. Els cargols que es van modelitzar van ser de 45 mm de longitud per 7.9 mm de gruix. En ser troncocònics es van modelitzar amb un diàmetre de 2 mm en la punta i de 7,9 mm al principi del pas de rosca (figures 4.18 i 4.19).

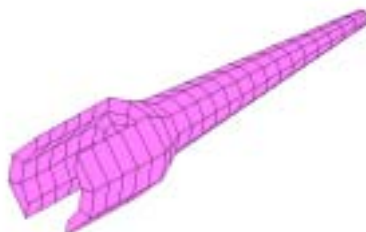


Figura 4.18. Cargol transpedicular modelitzat per elements finits.

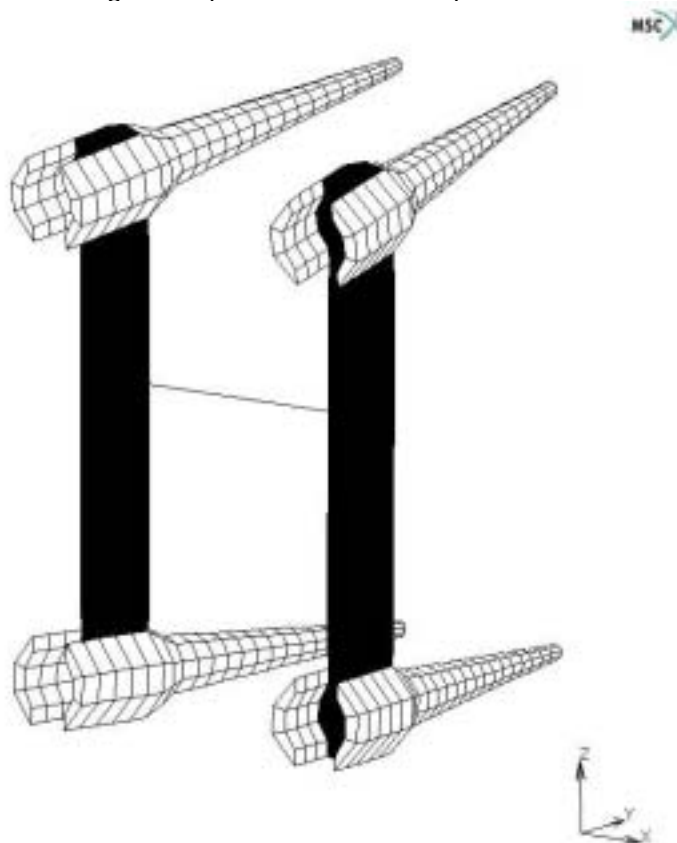


Figura 4.19. Model d'elements finits del sistema de fixació transpedicular, compost de 4 cargols, dos barres verticals i un connector transversal (DTT).

### **4.5.3. Adaptació de l'instrumental al model modificat.**

La posició del cargol és un paràmetre important que s'ha tingut especial cura en modelitzar. De les múltiples orientacions per col·locar els implants hem escollit col·locar-los paral·lels al platet vertebral superior i convergint uns 8 graus en el pla sagital (figura 4.20), en orientació interna (*inward*).

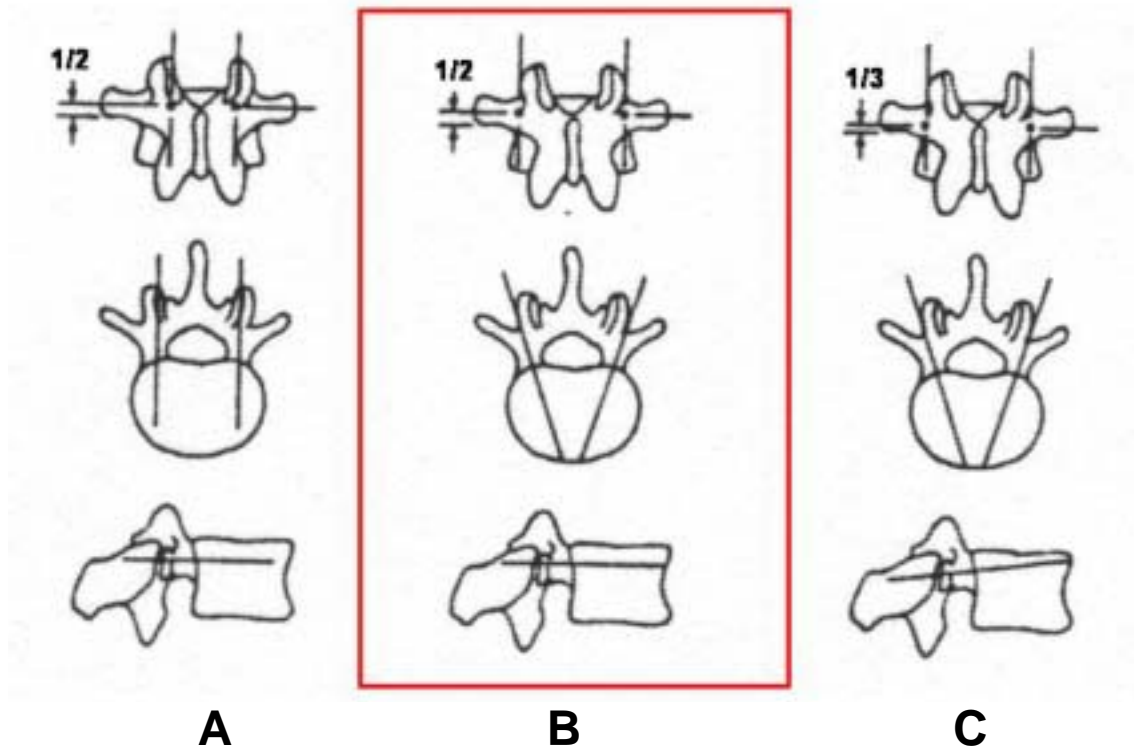


Figura 4.20. Diferents orientacions del cargol transpedicular. A. Localització paral·lela (*straight-ahead*) B. Orientació interna (*inward*) C. Doble angulació (*in-and-up*)<sup>2, 15</sup>. L'orientació utilitzada per nosaltres està enquadrada en vermell.

Hem utilitzat la col·locació dels cargols segons la tècnica de Roy-Camille<sup>309</sup>, modificada per Magerl<sup>310, 311</sup> (1984). El cargol es col·loca en la part inferior de l'apòfisi articular superior, just a l'alçada de l'apòfisi transversa, deixant la meitat de l'apòfisi transversa superiorment i l'altra meitat inferiorment (figura 4.21).

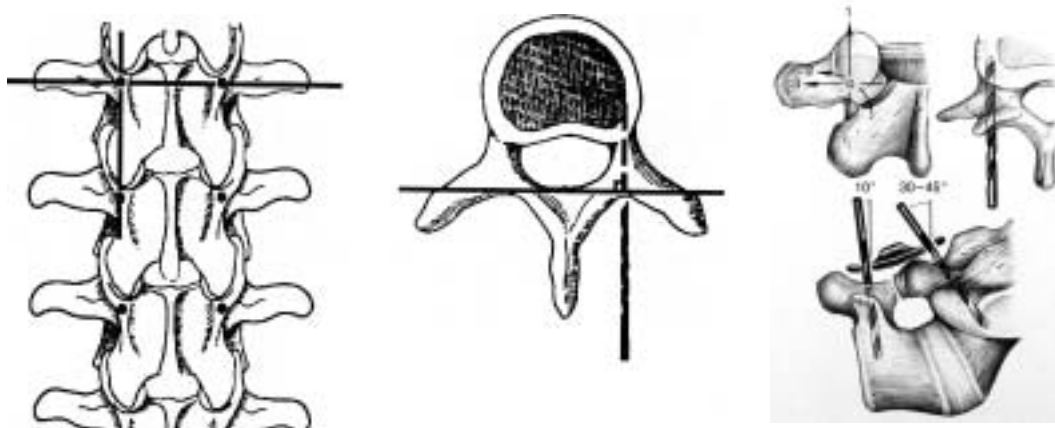


Figura 4.21. Esquemes del punt d'entrada utilitzat i de la inclinació del cargol en la instrumentació transpedicular de L3 i L5 (pres de Roy-Camille<sup>309</sup> 1989).

Un cop determinat el punt d'entrada, s'ha col·locat el cargol travessant el pedicle fins al cos vertebral.

La posició relativa del cargol ve definida gràcies al punt d'entrada del cargol a la vèrtebra (punt A). D'aquest punt (coordenades 18.5; -10.5; -18.75) el cargol forma un angle de  $-3^\circ$  respecte a l'eix X i  $8^\circ$  respecte a l'eix Z. En la figura 4.22 podem veure les referències que hem esmentat anteriorment.

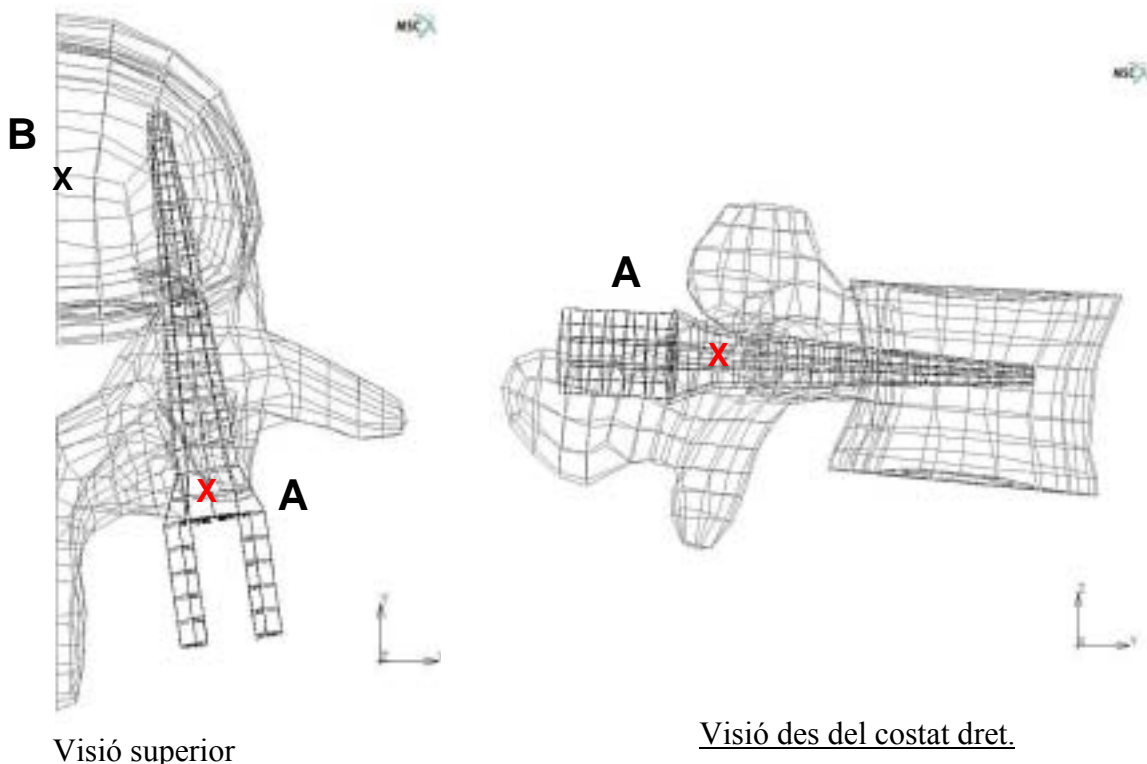


Figura 4.22. Referències utilitzades a l'hora d'adaptar la modelització del cargol a la vèrtebra. El punt A representa el punt d'entrada escollit, marcat amb una x de color vermell. El punt B representa el centre del platet vertebral i del model.

En les figures 4.23, 4.24, 4.25 i 4.26 podem veure el model d'elements finits en diferents projeccions amb un cargol col·locat en el pedicle dret.

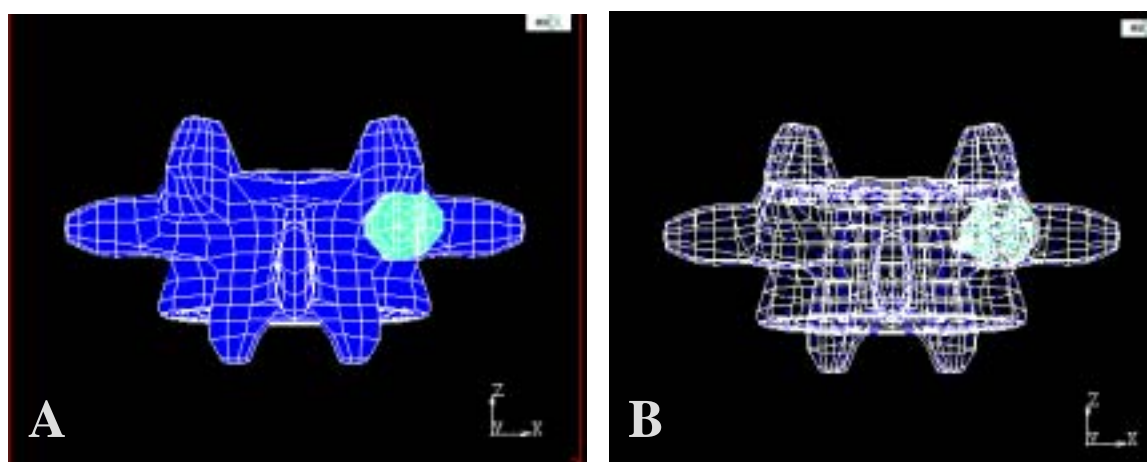


Figura 4.23. Punt d'entrada del cargol transpedicular a la vèrtebra L5 en el model d'elements finits. A: visió de superfície. B: visió completa.

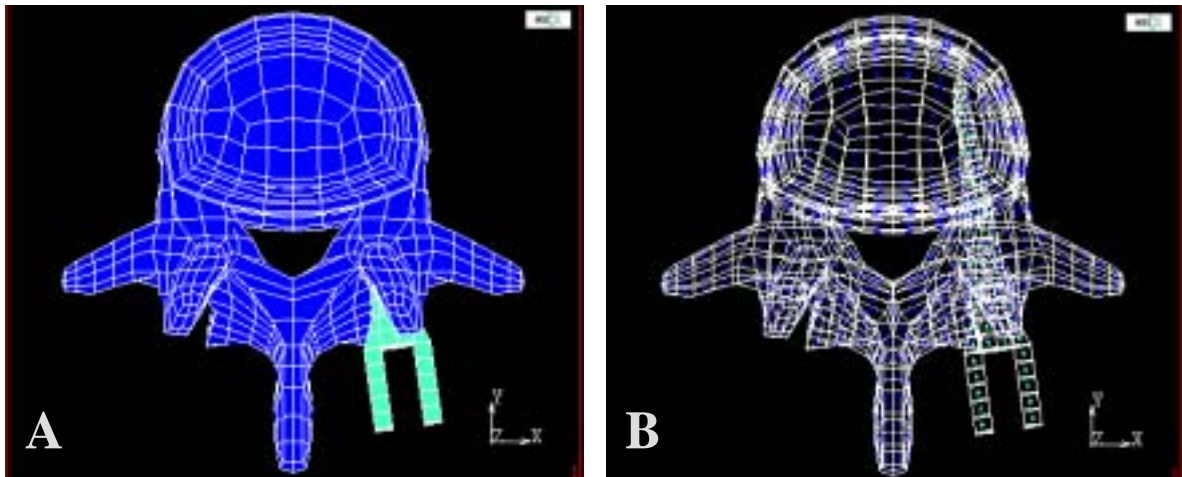


Figura 4.24. Visió axial de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5 en el model d'elements finits. A: visió de superfície. B: visió completa.

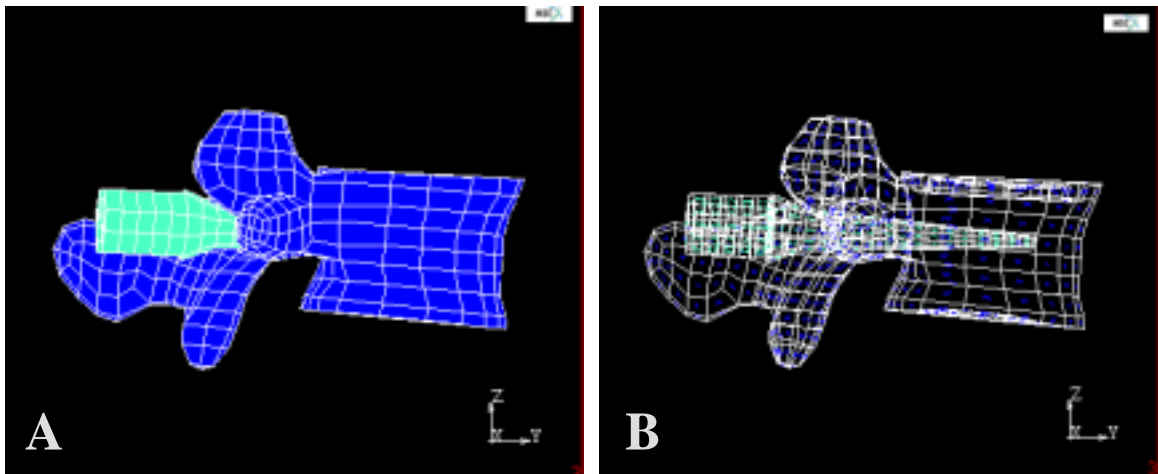


Figura 4.25. Visió lateral de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5 en el model d'elements finits. A: visió de superfície. B: visió completa.

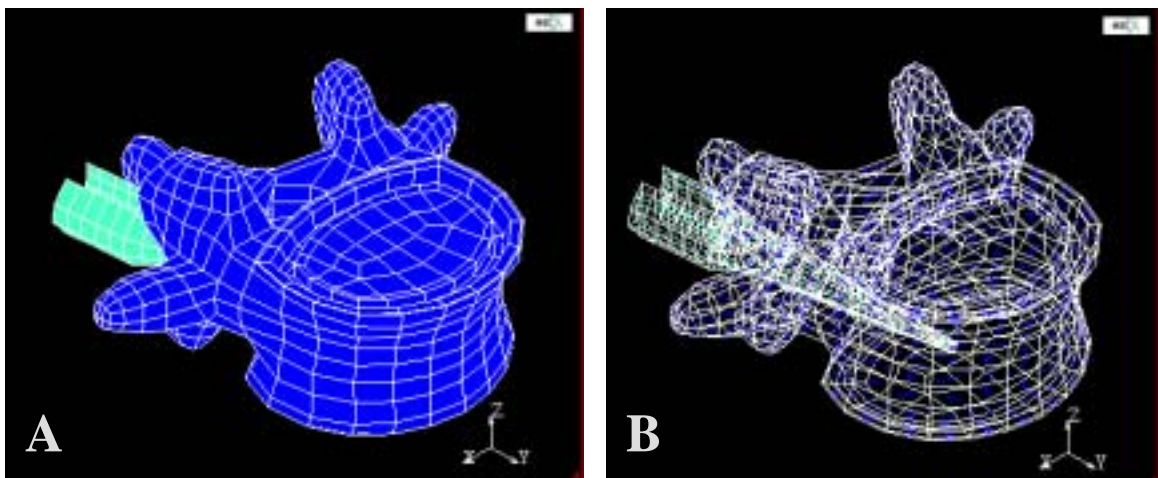


Figura 4.26. Visió obliqua de l'entrada, la direcció i el recorregut del cargol dins de la vèrtebra L5 en el model d'elements finits. A: visió de superfície. B: visió completa.

Les barres que connecten els cargols són de 6 mm de diàmetre i secció circular. Per a configurar el model és menys complexa modelitzar les barres amb secció quadrada, ja que podem definir millor els contactes amb el cargol a nivell de la unió barra - cargol. Aquestes barres estan modelitzades amb base quadrada de 6.25 mm de costat, configurada per quatre elements. Com ja sabem, el moment d'inèrcia que presentarà la barra en aplicar-hi una força dependrà de la seva àrea de secció. Aquest valor de la base correspon als mateixos moments d'inèrcia per a una barra de secció quadrada que aquells moments per a una barra de secció circular. En altres paraules, una barra quadrada amb base 6.25 mm tindrà el mateix moment d'inèrcia que una barra amb base circular de 6 mm de diàmetre, i per tant, presentarà igual comportament biomecànic. Aquest valor es calcula com podem veure en la figura 4.27.

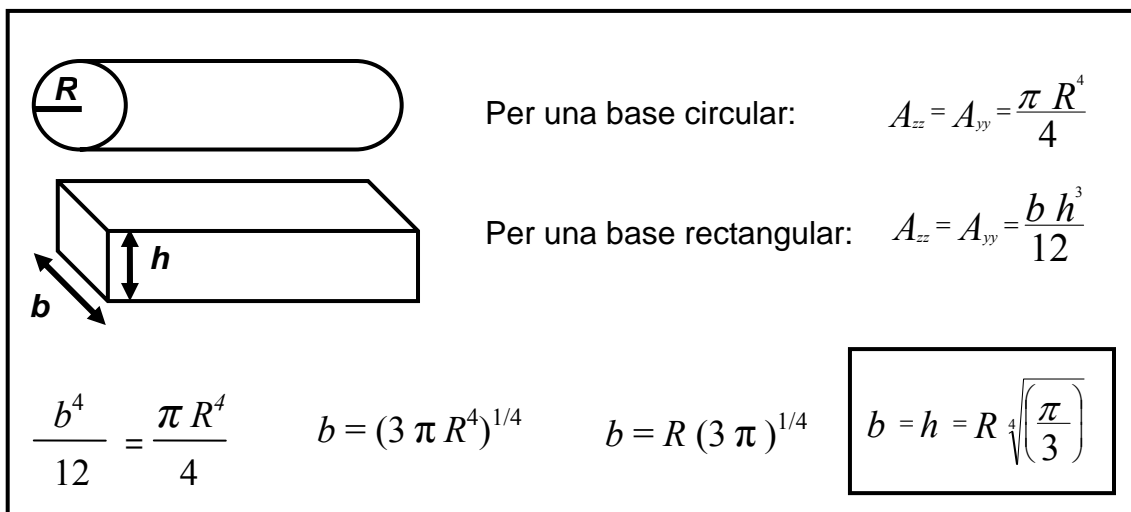


Figura 4.27. En una barra de base circular els moments d'inèrcia ( $A$ ) són iguals en els dos plans de l'espai ( $A_{zz}$  i  $A_{yy}$ ), i venen definits per la fórmula reflectida a dalt en funció del radi de la barra ( $R$ ). En una barra de base rectangular, aquests moments són en funció de la base ( $b$ ) i l'alçada ( $h$ ) de la base, com podem veure en la fórmula. Si la base és quadrada,  $b = h$ , i la fórmula se simplifica com podem veure en les equacions de baix.

La unió cargol-barra s'ha assumit com una unió perfecta de titani.

El connector transversal que uneix ambdues barres, que té un diàmetre de 3,5 mm, si el modelitzàvem amb aquesta estructura ens trobàvem que havíem de fer malbé el lligament interespinós per a col·locar-lo correctament. Això hagués alterat la biomecànica de l'arc posterior vertebral, amb la conseqüent alteració dels resultats. Per a evitar-ho, es va utilitzar el recurs de modelitzar un element tipus biga (*beam*), amb les mateixes propietats biomecàniques del connector

transversal però sense volum aparent, per a evitar fer malbé els lligaments interespinosos. A efectes pràctics és com si haguéssim fet un petit forat en aquest lligament per a passar el connector transversal o DTT, sense alterar les propietats del lligament.

Un cop realitzada la corporectomia, adaptats els cargols tal com hem explicat anteriorment i col·locades les barres, el model que obtenim és el que està reflectit en la figura 4.28.

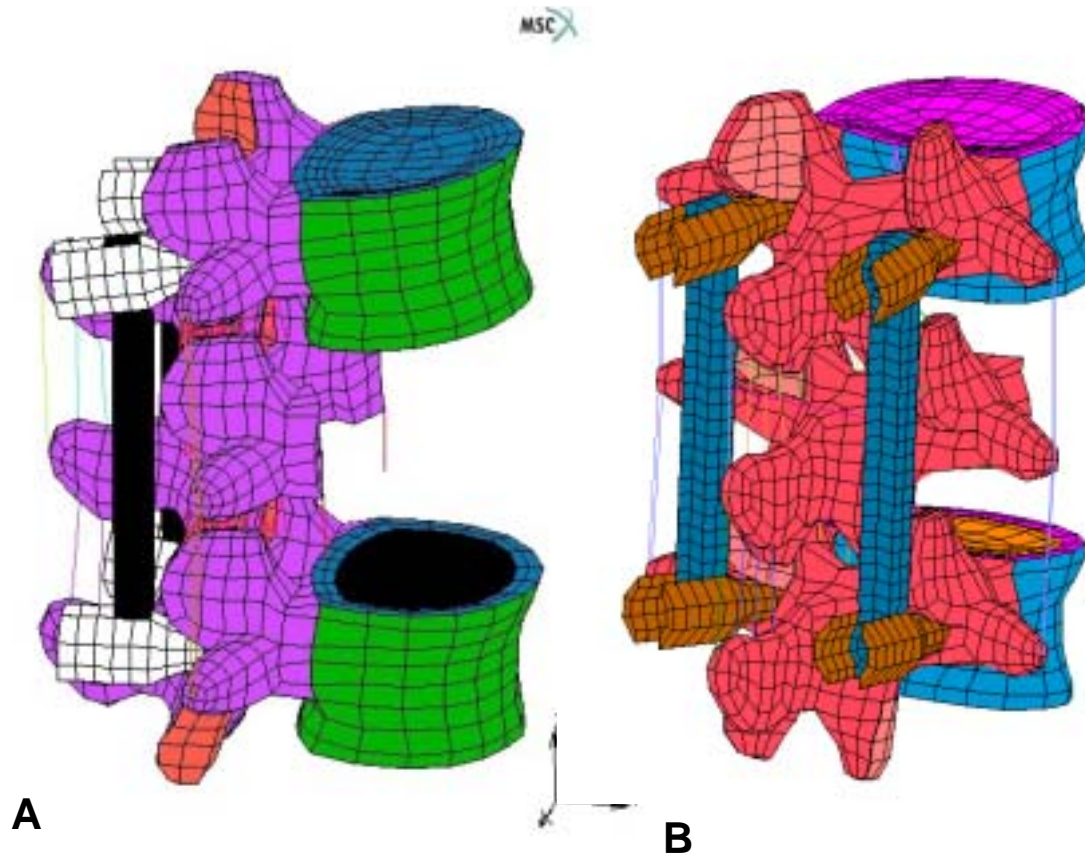


Figura 4.28. Model per elements finits del conjunt de les vèrtebres amb el fixador, un cop realitzada la corporectomia completa de L4. A: Visió lateral amb l'espai intersomàtic sense reomplir amb cap empelt. B: visió posterior amb l'instrumental adaptat.

#### **4.5.4 Modelització de l'al·loempelt.**

Com ja hem dit, es van obtenir tres tipus d'al·loempelt estructural a estudiar: tíbia, fèmur i peroné.

Bàsicament, pel que fa a les seves propietats biomecàniques, aquests diferents al·loempelts es diferencien en quatre característiques bàsiques:

- La geometria externa de l'os.

- La geometria interna de l'os.
- La densitat mineral òssia.
- La relació entre l'os cortical i l'esponjós, encara que aquest últim paràmetre és pràcticament igual en tots els empelts ja que bàsicament estan formats per ós cortical.

Per avaluar aquests paràmetres i de cara a la modelització es va realitzar una tomografia axial computeritzada dels diferents al·loempelts. Aquesta tomografia es va fer amb talls a 2 mm de distància entre sí, que és la distància recomanada en la bibliografia per a obtenir els paràmetres de l'element a malla<sup>53, 278, 279</sup>. D'aquests talls de TAC es va procedir a determinar la morfologia, la densitat mineral òssia i el contingut en os trabecular, i això es va extrapolar al model d'elements finits.

Inicialment es van exportar les fotografies de tipus JPEG en tipus CDR amb el programa Corel Paint. Després, amb el programa Corel Draw, s'extreu la geometria interna i externa de cada tall, traçant els contorns amb precisió amb corbes tipus Bezier. En un segon temps, s'exporten aquests fitxers de tipus CDR en fitxers tipus DXF, compatibles amb AUTOCAD (versió 04). Finalment, es fa una lectura d'aquests fitxers per inserir-los en el programa d'elements finits utilitzat en aquest estudi (MENTA, MSC Software). A continuació detallarem les característiques obtingudes de cada al·loempelt.

#### **4.5.4.1 Modelització del fèmur.**

Com ja hem dit, es va agafar un segment de diàfisi femoral. Aquesta diàfisi es va escanear, obtenint una sèrie de talls des de la part proximal a la distal. En la figura 4.29A es mostra el topograma del TAC, on podem veure a quina zona de la diàfisi pertany el segment tallat, i en la figura 4.29B podem veure el primer tall, un tall intermedi i l'últim tall del TAC del fèmur.

Com podem observar, el fèmur presenta una morfologia cilíndrica, configurant un anell bastant regular a excepció de la zona de la línia aspra. La densitat mineral òssia és bastant homogènia, mostrant un alt contingut mineral. Presenta un predomini exclusiu d'os cortical, amb nul component esponjós en la seva estructura.





Figura 4.29 Tomografia axial computeritzada de l'al·loempelt de fèmur. A: topograma de la zona on es va tallar axialment. B: Talls axials proximal, mig i distal respectivament.

Un cop obtinguts els paràmetres radiològics del fèmur es va procedir a la seva modelització. Es van crear un total de 768 elements, distribuïts en quatre fileres concèntriques, 12 fileres en l'eix longitudinal i 16 radialment, els quals configuren la morfologia de l'al·loempelt de fèmur, com podem observar en la figura 4.30.

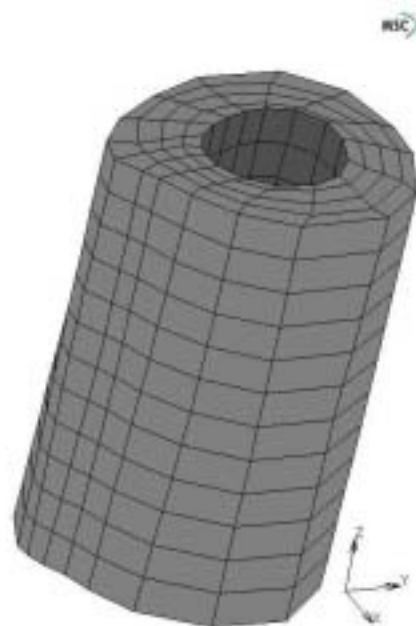


Figura 4.30. Model d'elements finits de l'al·loempelt de fèmur un cop reconstruït.

Pel que fa a les mides, el diàmetre major de l'al·loempelt de fèmur és de 21.6 mm, el diàmetre menor és de 21.3 mm, el perímetre intern és de 36 mm, el

perímetre extern és de 71.6 mm i la cortical fa 5.3 mm de gruix en la zona més ample.

#### 4.5.4.2 Modelització de la tibia.

Pel que fa a la tibia, es va agafar un segment de la zona metafiso-diafisària de tibia. A l'igual que el fèmur, es va escanjar, obtenint una sèrie de talls des de la part proximal a la distal. En la figura 4.31A es mostra el topograma del TAC, on podem veure a quina zona de la diàfisi pertany el segment tallat, i en la figura 4.31B podem veure el primer tall, un tall intermedi i l'últim tall del TAC de la tibia.

Com podem observar, la tibia presenta una morfologia més triangular, configurada per tres cares, dues d'elles convexes (posterior i anteroexterna) i una còncava (anterointerna). La cresta tibial anterior presenta un major gruix en os cortical, i la densitat mineral òssia també es mostra bastant homogènia, amb un alt contingut mineral. A l'igual que el fèmur, presenta un predomini quasi exclusiu d'os cortical.



Figura 4.31 Tomografia axial computeritzada de l'al·loempelt de tibia. A: topograma de la zona on es va tallar axialment. B: talls axials proximal, mig i distal respectivament.

Un cop obtinguts els paràmetres radiològics de la tibia es va procedir a la seva modelització. Es van crear un total de 384 elements, distribuïts en dues fileres concèntriques, 12 fileres en l'eix longitudinal i 16 radialment, els quals configuren la morfologia de l'al·loempelt de tibia, com podem observar en la figura 4.32.

Pel que fa a les mides de l'al·loempelt de tibia, el diàmetre anteroposterior és de 32 mm, el diàmetre transversal és de 23 mm, el perímetre intern màxim és

de 54.2 mm, el perímetre extern màxim és de 84.9 mm i la cortical fa 4.6 mm de gruix en la zona més ampla.

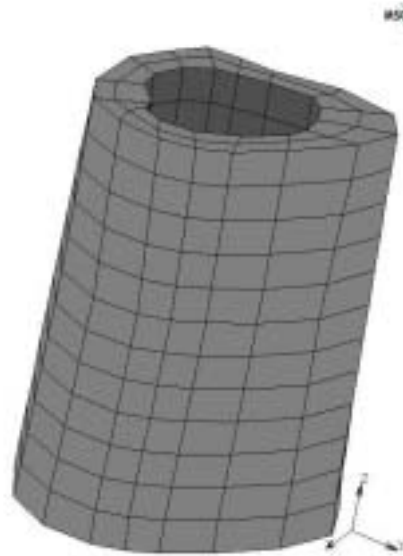


Figura 4.32. Model d'elements finits de l'al·loempelt de tibia un cop reconstruït.

#### 4.5.4.3 Modelització del peroné.

Per últim, es va agafar un segment de la zona diafisària de peroné. A l'igual que el fèmur i tibia, es va escanjar, obtenint una sèrie de talls des de la part proximal a la distal. En la figura 4.33A es mostra el topograma del TAC, on podem veure a quina zona de la diàfisi pertany el segment tallat, i en la figura 4.33B podem veure primer tall, un tall intermedi i l'últim tall del TAC del peroné.



Figura 4.33 Tomografia axial computeritzada de l'al·loempelt de peroné. A: topograma de la zona on es va tallar axialment. B: talls axials proximal, mig i distal respectivament.

Com podem observar, el peroné també presenta una morfologia triangular, però amb una mida menor. Està configurat per tres cares (anteromedial, posteromedial i lateral) que varien en quant a la concavitat o convexitat en

funció del nivell de tall, però que es perfilen bastant rectes en la zona mitja. La densitat mineral òssia és bastant homogènia, amb un alt contingut mineral. De manera semblant al fèmur i a la tibia, presenta un predomini quasi exclusiu d'os cortical.

A l'igual que en els empelts anteriors, es va procedir a la seva modelització. Es van crear un total de 112 elements, distribuïts en una filera en el pla axial, 7 fileres en l'eix longitudinal i 16 radialment, els quals configuren la morfologia de l'al·loempelt de peroné, com podem observar en la figura 4.34.

Pel que fa a les mides de l'al·loempelt de peroné, el diàmetre anteroposterior és de 9 mm, el diàmetre transversal és de 9.6 mm, el perímetre intern màxim és de 13.2 mm, el perímetre extern màxim és de 30.7 mm i la cortical fa 2.3 mm de gruix en el punt més ample.

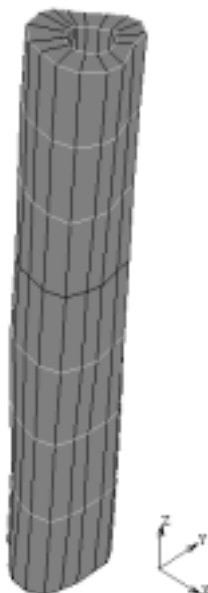


Figura 4.34. Model d'elements finits de l'al·loempelt de peroné un cop reconstruït.

A destacar que en tots aquests mallats el component d'ós esponjós determinat per tac va ser ínfim, i donades les característiques de l'empelt va ser depreciat. Per tan, els models van ser configurats exclusivament d'os cortical.

#### **4.5.5 Preparació del platet vertebral.**

Com ja hem explicat en el capítol de fonaments, la placa terminal del platet vertebral presenta una capa de cartílag, seguida d'un os cortical subcondral i un os esponjós subcortical.

La preparació d'aquesta placa terminal de la vèrtebra és un paràmetre important per a la col·locació de l'empelt. S'han descrit dos tipus de tècnica segons la preservació de la placa terminal.

La primera consistiria en fer una depressió en el cos vertebral per a inserir l'empelt en aquesta depressió. Aquest mètode implicaria una pertorbació de les plaques terminals d'os, i a priori la resistència a la compressió es veuria veure debilitada.

La segona tècnica persegueix la preservació de les plaques terminals. Això permet mantenir la transferència de càrrega des de l'empelt a l'os cortical adjacent. L'inconvenient per aquesta tècnica és que la placa està poc vascularitzada, i això és desfavorable des del punt de vista biològic donat que dificulta o retarda l'osteointegració de l'empelt. Des del punt de vista tècnic aquesta vascularització es pot millorar amb unes petites perforacions<sup>147</sup>.

L'eliminació de la placa terminal de cartílag en la cirurgia no pot ser completa sense afectar la placa d'os cortical, ja que les fibres de cartílag travessen l'os. Segons varis autors (Kozak i col·lab.<sup>128</sup> 1994, Vaccaro i Cirello<sup>147</sup> 2002) la situació ideal consistiria en retirar la màxima quantitat de placa cartilaginosa i la mínima quantitat de placa cortical fins a produir un petit sagnat.

En el nostre estudi hem utilitzat aquesta última tècnica però avaluant la modificació de les tensions segons la retirada progressiva del platet vertebral fins a os subcondral en cada cas. En la figura 4.35 podem observar la modelització de la placa terminal.

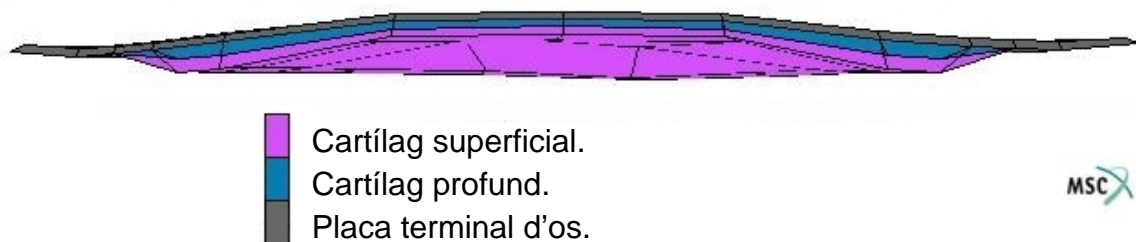


Figura 4.35. Modelització de la placa terminal vertebral.

El treball s'ha realitzat amb la preservació de la placa d'os subcondral, però en els resultats també s'ha avaluat que succeeix amb la modificació d'aquesta estructura.

### **4.5.6 Adaptació de l'al·loempelt al model modificat.**

Un cop eliminat el cos vertebral de L4, adaptats els cargols i el fixador a L3 i L5 i modelitzat l'empelt, es va procedir a l'adaptació d'aquest al·loempelt modelitzat al segment L3-L5 modificat. Vàrem definir el centre geomètric del cos vertebral a nivell del platet, en el nostre model definit pel punt B (coordenades 0; 25.7; -9.8). En la figura 4.36 podem veure la localització del punt B.

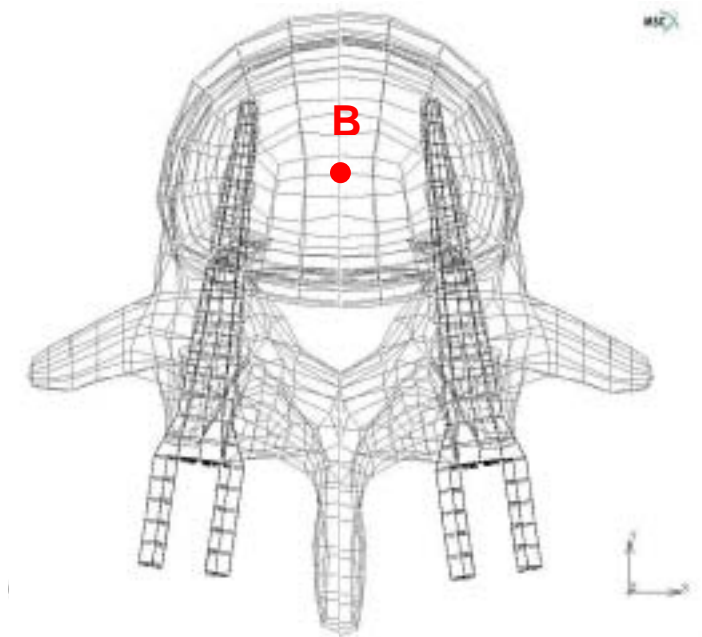


Figura 4.36. Localització del punt de referència B que correspon al centre del platet vertebral, en base al qual hem disposat els empelts.

L'àrea dels platets vertebrals varia des dels 1467 mm<sup>2</sup> del platet superior de L3 als 1486 mm<sup>2</sup> del platet inferior de L5.

Per permetre el contacte total entre l'empelt i el cos vertebral ambdós empelts es van tallar amb una inclinació de 6° entre la superfície superior i la inferior, corresponent als graus de lordosi que hi havia entre ambdós platets vertebrals en el model d'elements finits (figura 4.37). Aquest és un dels punts importants que vàrem tenir cura d'adaptar minuciosament, ja que un dels avantatges de realitzar l'estudi per elements finits és que podem adaptar les dues superfícies correctament, evitant que una part de l'empelt suporti més càrrega que una altra. En un estudi experimental convencional, aquest factor és de molt difícil control, ja que pràcticament és impossible d'obtenir un empelt perfectament

tallat que distribueixi les càrregues per tota la seva superfície de contacte. Per tant, en un estudi experimental, aquest problema es converteix en un factor de confusió que ens fa obtenir resultats diferents en funció del tallat de cada empelt, cosa que en aquest estudi per elements finits no succeeix.

Es va utilitzar una longitud de l'empelt similar a la resecció del cos vertebral de L4 i ambdós discos adjacents (L3-L4 i L4-L5) donant com a resultat una longitud d'entre 46 i 48 mm segons la posició (Figura 4.37). Aquesta mesura és igual per a tots els empelts utilitzats.

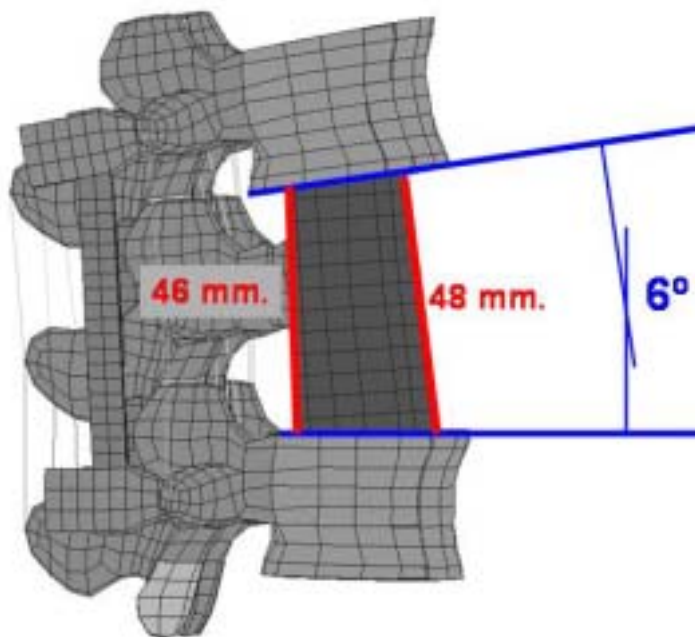


Figura 4.37: Visió lateral del model a on podem observar el grau de lordosi entre el platet inferior de L3 i el superior de L5, així com la longitud de l'empelt intersomàtic.

#### **4.5.6.1 Adaptació del fèmur.**

La inserció del fèmur es fa centrada respecte al punt B. La seva col·locació va ser coincidint el centre de l'al·loempelt amb el punt B, amb contacte de tot el perímetre cortical superior de l'empelt amb el platet inferior de L3, i també amb contacte complet del perímetre cortical inferior de l'empelt amb el platet superior de L5 (figura 4.38). Donat que el fèmur és de secció cilíndrica, no es va tenir en compte l'orientació pel que fa a la col·locació en el platet vertebral, a diferència de la tibia que té una forma més triangular.

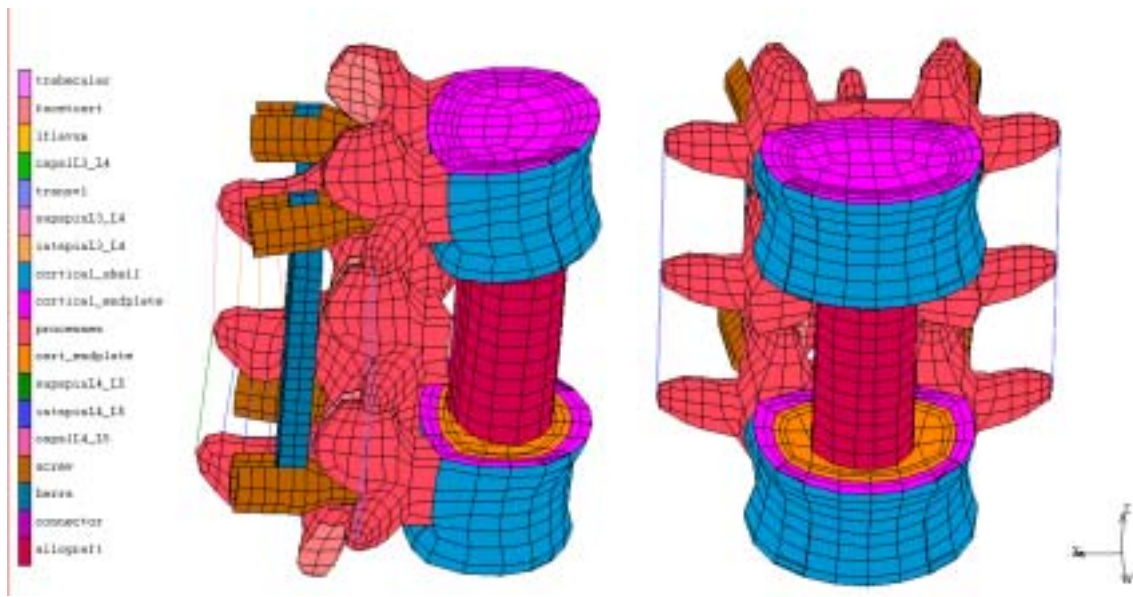


Figura 4.38. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptat el fragment diafisari de fèmur.

#### 4.5.6.2 Adaptació de la tibia.

La inserció de la tibia es va fer de la mateixa manera que amb el fèmur, centrada respecte al punt B i coincidint amb el centre de l'aloempelt, amb contacte de tot el perímetre cortical superior i inferior.

Dels tres tipus d'empelt que vàrem fer servir, com ja hem dit, la tibia és l'empelt que presentava una morfologia asimètrica respecte al pla axial, ja que a efectes pràctics tant el fèmur com el peroné els podem considerar amb secció cilíndrica, no essent així per la tibia que presenta una secció triangular en el segment que nosaltres hem estudiat. Per determinar si aquesta morfologia, i la seva col·locació dins el model, influïa en el resultat final de l'estudi, vàrem optar per testar dues col·locacions:

- A. En primer lloc, la tibia va ser col·locada amb la cresta anterior orientada en la zona posterior, i la cara posterior orientada cap a la zona anterior del model, amb el diàmetre més llarg en sentit transversal, tal com podem observar en la figura 4.39.
- B. En segon lloc, es va imprimir un gir de 90° respecte a la col·locació anterior, tal com podem veure en la figura 4.40, quedant el diàmetre més llarg en sentit anteroposterior.



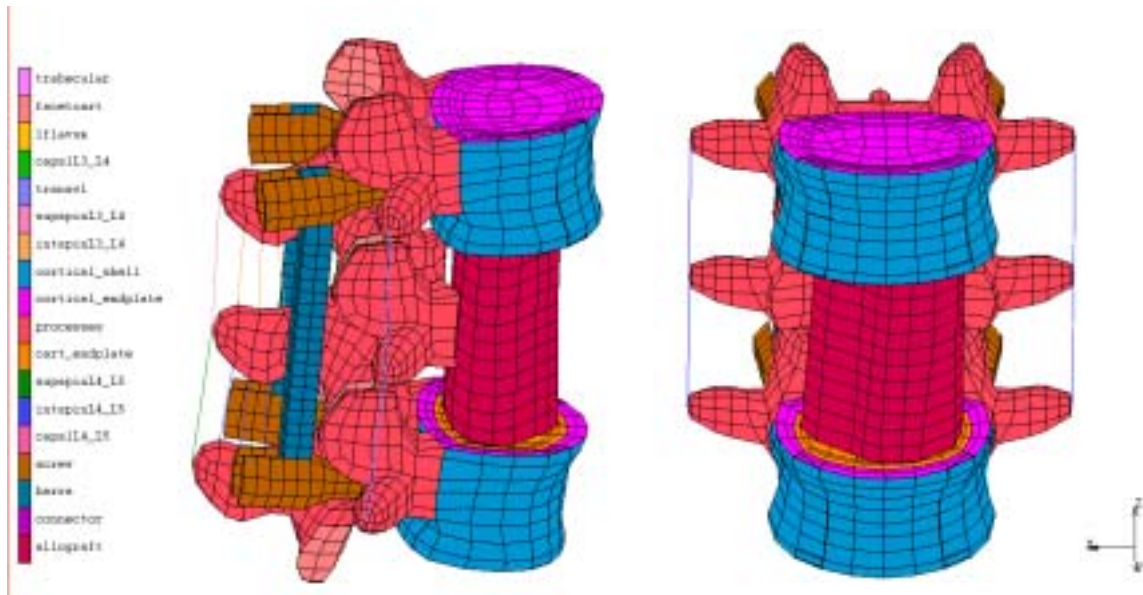


Figura 4.39. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptat el fragment metafisari de tibia amb el diàmetre màxim en sentit transversal.

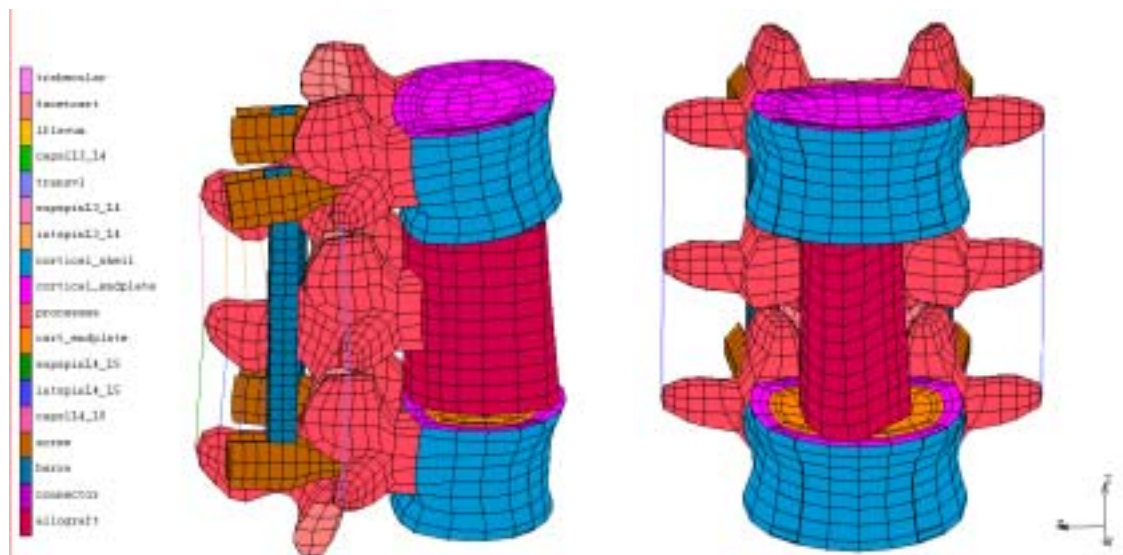


Figura 4.40. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptat el fragment de diàfisi tibial girat 90°, és a dir, amb el diàmetre màxim en sentit anteroposterior.

#### 4.5.6.3 Adaptació dels tres fragments de peroné.

Els fragments de peroné van ser inserits en el model en una disposició estable, similar a la que utilitzem en la pràctica clínica. La distribució en el cas dels tres fragments de peroné va ser un anterior i els altres dos laterals i més posteriors (figura 4.41).

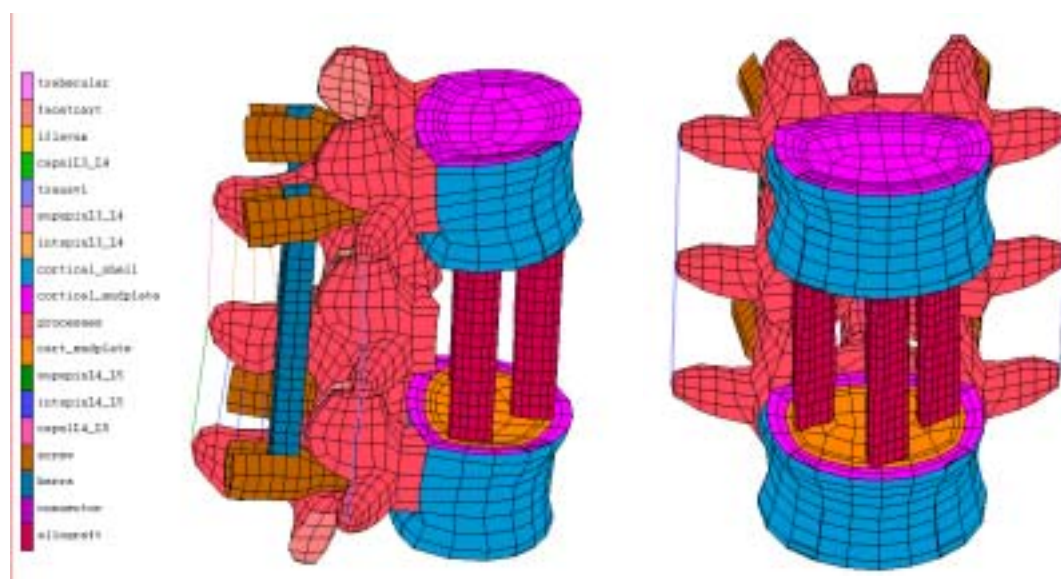


Figura 4.41. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptats els tres fragments diafisaris de peroné.

#### 4.5.6.4 Adaptació dels sis fragments de peroné.

En quant als sis peronés, aquests es van distribuir repartits per tota la superfície dels platets, tal com podem veure en la figura 4.42. Tal com hem explicat anteriorment pels empelts de tibia i fèmur, les seves superfícies superior i inferior també van ser adaptades a la lordosi per permetre el contacte complet amb els platets vertebrals

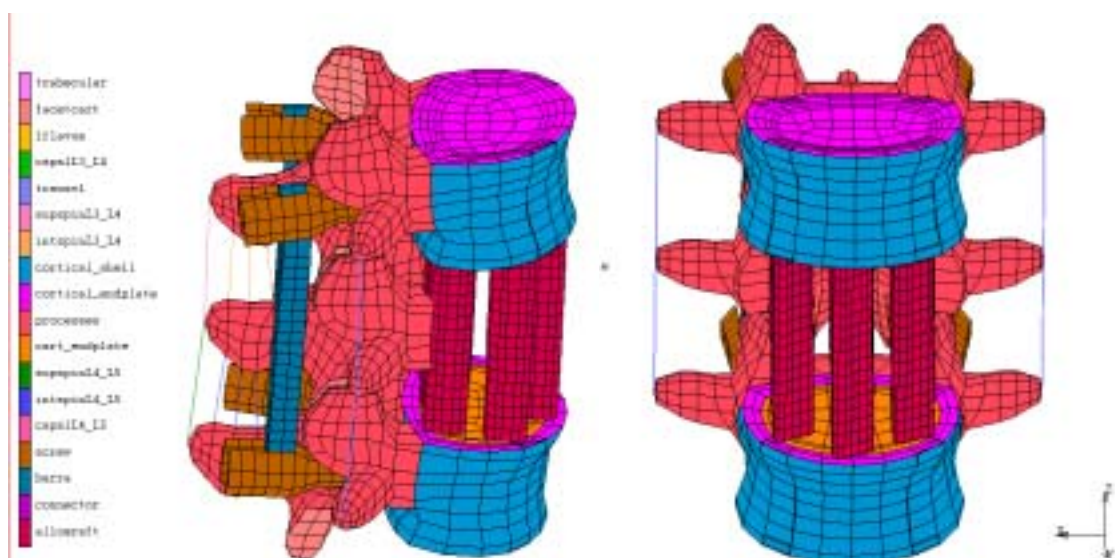


Figura 4.42. Model d'elements finits del raquis lumbar un cop adaptats els sis fragments diafisaris de peroné.

Es va assimilar una unió òssia entre les superfícies dels platets vertebrals i l'empelt a estudiar, que equivaldria en un model biològic a la situació de consolidació completa entre l'empelt i les vèrtebres.

## 4.6 Propietats dels materials.

La part d'os cortical i trabecular va ser modelitzada com a material elàstic lineal, transversalment isotròpic. Per a les caretes articulars es va definir un comportament isotròpic hipoelàstic. El càlcul es basa en dades de indentació en compressió de la careta articular i en els mòduls d'elasticitat dels elements posteriors (figura 4.43). Així, la relació de hipoelasticitat del material està determinada per a cada element en la direcció ortogonal a la superfície de contacte. Per indentació s'ha definit un mòdul de Young inicial de 11.1 MPa (Sharma i col·lab.<sup>107</sup> 1995). A més, d'acord amb la bibliografia consultada, les caretes articulars es van considerar casi incompressibles, i per l'alta eficàcia del sistema de lubricació del cartílag, podem ignorar la fricció.

Els lligaments només treballen en tensió i són també de tipus hipoelàstic (segons els treballs de Sharma i col·lab.<sup>107</sup> 1995, Nachmenson i Evans<sup>108</sup> 1968). El comportament dels lligaments ve definit en la figura 4.44.

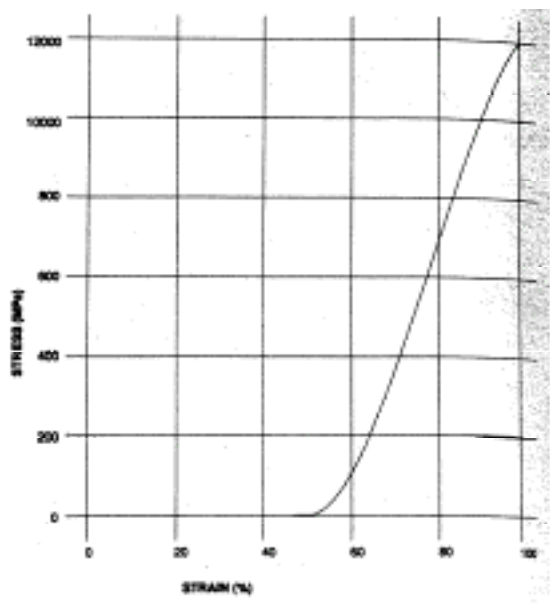


Figura 4.43. Corbes experimentals de tensió deformació per a les caretes articulars (Sharma i col·lab.<sup>107</sup> 1995).

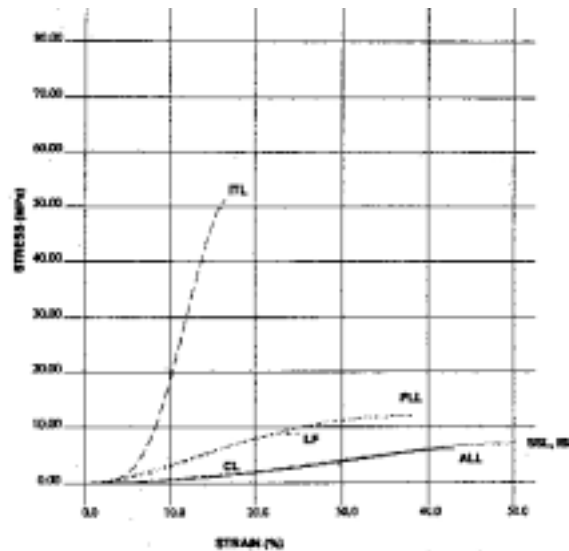


Figura 4.44. Corbes experimentals de tensió-deformació per als lligaments espinals (ITL: lligament intertransvers, PLL: lligament longitudinal posterior, ALL: lligament longitudinal anterior, CL: lligament capsular, LF: lligament flavum, ISL: lligament interespinós, SSL: lligament supraespinós) (Sharma i col·lab.<sup>107</sup> 1995).

La matriu de l'anell fibrós està considerada com isotròpica i elàstica lineal (Ueno i Liu<sup>275</sup> 1987). Les fibres de col·lagen en tensió tindran un comportament hipoelàstic amb una disminució de la constant d'elasticitat quan es progressa cap al nucli. Finalment el nucli polpós està definit com hiperelàstic. Una subrutina en Fortran (mètode de càlcul més precís per a grans deformacions) permet traduir el comportament hipoelàstic modelitzant les corbes tensió - deformació dels lligaments. Aquest tipus de comportament implica fer l'anàlisi en hipòtesi de grans desplaçaments.

Posteriorment, els models dels ossos es van acabar de construir afegint línies entre diferents talls per a crear elements. Com ja hem dit, els talls axials de la Tomografia computeritzada dels al·loempelts no va mostrar component esponjós en cap zona, amb el que els models van ser compostos exclusivament per ós cortical.

El fixador està compost d'un aliatge de Titani (Ti) amb Alumini (Al) i Vanadi (V) corresponent a la fórmula  $[TiAl_6V_4]$ , aliatge molt conegut i utilitzat en els implants i les endoprotesi en cirurgia ortopèdica per la seva biocompatibilitat, la seva resistència a la corrosió, la seva gran elasticitat i la resistència a la fatiga. A més, en aquest cas, en la pràctica clínica és important que si es precisen controls posteriors amb TC o RMN, el fenomen d'artefacte sigui el mínim possible, motiu pel qual s'utilitza el titani. La taula 4.4 presenta una recopilació de les constants dels materials que formen part del nostre model.

Material	Formulació i Referències	E (Mpa)	$\nu$	G (Mpa)	Altres propietats
Os Trabecular	Anisotròpic transversal, elàstic lineal	140 140 250	0.45 0.31 0.30	38 77 77	
Os Cortical	Anisotròpic transversal, elàstic lineal	8000 8000 12000	0.40 0.35 0.30	2000 2400 2400	
Placa d'os terminal	Isotròpic, elàstic lineal	1000	0.30	---	
Elements posteriors d'os	Isotròpic, elàstic lineal	3500	0.30	---	
Cartílag articular	Tensió: Isotròpic, elàstic lineal.	11	0,2	---	Dilatació constant
	Compressió: elàstic no lineal.	De 11 a 3500	0,2 a 0,48		
Placa terminal de cartílag.	Isotròpic elàstic lineal	24	0.40	---	Dilatació constant
Lligaments	Elàstic no lineal				Figura 4.44
Fibres de l'annulus fibrós	Elàstic no lineal				
Matriu de l'annulus fibrós	Neo-Hookean	4.2	0,45		$\mu = 0,5$ MPa
Nucli polpós	Mooney-Rivlin				$C_{10}=0,12$ MPa $C_{01}=0.03$ MPa
Fixador	Isotròpic, elàstic lineal	110000	0.3		
Al·loempelt	Anisotròpic elàstic lineal	11900	0.42	4000	
		11900	0.23	5200	
		19900	0.23	5200	

Taula 4.4 Resum i valors per a les propietats mecàniques dels materials que formen part del model d'elements finits que hem dissenyat. Els materials que tenen isotropia transversal ve reflectit en l'ordre de les direccions XY, YZ i ZX respectivament (la direcció dels eixos la podem veure en la figura 4.1).

## 4.7 Aplicació de càrregues.

L'objectiu del treball és l'observació de la transmissió de càrregues a través dels diferents components del segment del raquis lumbar un cop substituït el cos vertebral de L4 i col·locat el fixador i l'al·loempelt modelitzats, amb la



aquests vectors eren superiors en magnitud, i com més s'allunyen del centre del platet vertebral i s'apliquen cap a la perifèria de la vèrtebra, aquests vectors decreixien en magnitud. El resultat final és que tots creen el mateix moment respecte al centre del platet vertebral de L3. Aquesta aplicació de la càrrega la podem veure esquematitzada en les figures 4.46 i 4.47.

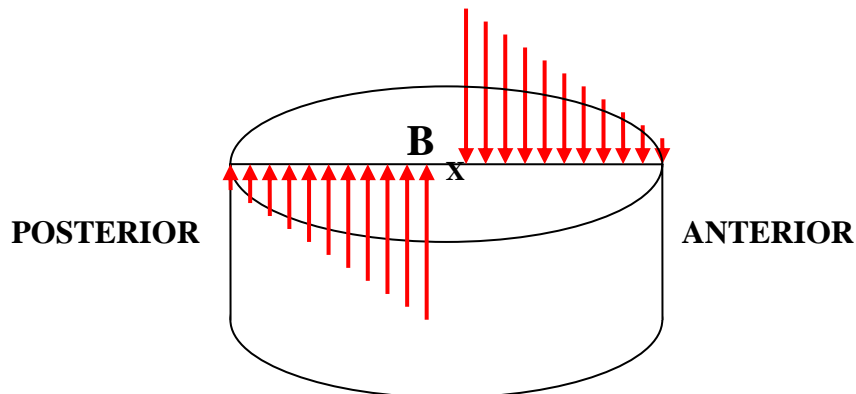


Figura 4.46. Esquema de l'aplicació de càrregues sobre el platet superior de L3 per a crear un moment en flexió de 15 Nm. El cilindre representa el cos vertebral de L3, i marcat amb una creu hi ha al centre el punt B. Els vectors de força aplicats són menors quan més s'allunyen del punt B, per crear el mateix moment d'inèrcia.

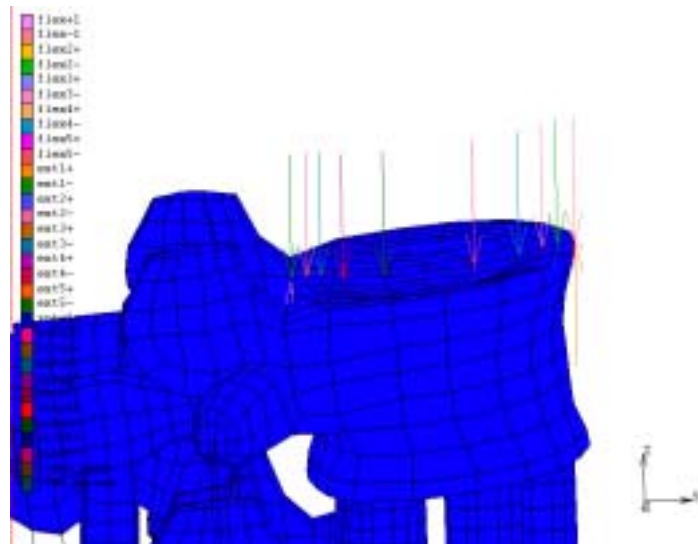


Figura 4.47. El mateix en el model d'elements finits del muntatge amb les càrregues sobre el platet de L3.

3. Per a la càrrega d'extensió es van crear els mateixos vectors de força, però en sentit invers, creant un moment d'extensió respecte al centre del

platet vertebral superior de L3 (punt B). Ho podem veure esquematitzat en la figura 4.48.

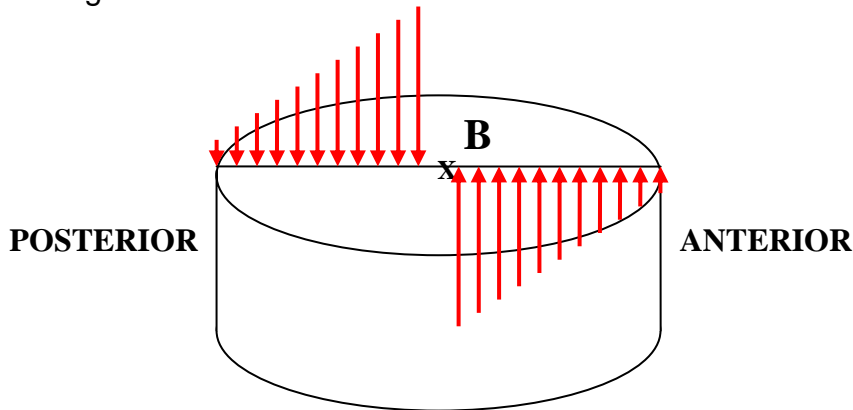


Figura 4.48. Esquema de l'aplicació de vectors de força sobre el platet de L3 per crear un moment en extensió de 15 Nm. El cilindre representa el cos vertebral de L3, i marcat amb una creu hi ha el centre al punt B. Els vectors de força aplicats són menors quan més s'allunyen del punt B, per crear el mateix moment d'inèrcia.

4. Per a les càrregues de torsió es va fer el mateix que hem explicat pels altres tipus de càrregues: es van crear uns vectors de força que formaven un moment torçor respecte al centre del platet vertebral superior de L3 (punt B). Així, com més a prop del centre del platet, aquests vectors eren superiors en magnitud, i com més s'allunyen del centre del platet vertebral i s'apliquen cap a la perifèria de la vèrtebra, aquests vectors decreixien en magnitud. El resultat final és que tots creen el mateix moment torçor. Ho podem veure esquematitzat en la figura 4.49.

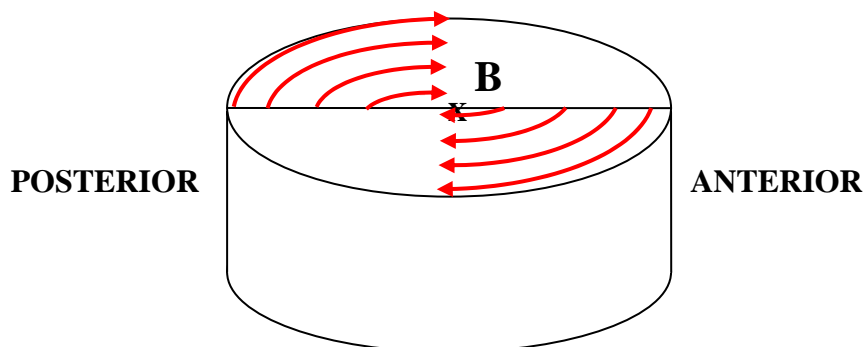


Figura 4.49. Esquema de l'aplicació de vectors de força sobre el platet de L3 per crear un moment torçor de 15 Nm. El cilindre representa el cos vertebral de L3, i marcat amb una creu hi ha al centre el punt B. Els vectors de força aplicats són menors quan més s'allunyen del punt B, per crear el mateix moment d'inèrcia.



El segment està orientat de tal manera que el pla mig transversal de L4 coincideix amb l'horitzontal. Per evitar crear concentracions grans de tensions, els moments de flexió, compressió i rotació axial pura estan creats per una repartició de parells de força en el pla sagital. Els valors de les sol·licitacions corresponen a les càrregues fisiològiques màximes que es troben a nivell lumbar (Comín i Prat<sup>17</sup> 1995).

## **4.8 Condicions del contorn.**

---

En primer lloc, com ja hem dit el platet inferior de L5 està fixat respecte a tots els graus de llibertat. Això implica que la vèrtebra L5 no es pot moure en cap dels tres eixos de desplaçament. Aquesta modificació serveix per avaluar el comportament del muntatge sense que es desplaci el mateix.

En segon lloc s'han afegit dues condicions particulars a l'estudi per a solucionar altres tants problemes que configurarien factors de confusió a l'hora de realitzar l'estudi per elements finits:

1. Pel que fa a l'instrumental, s'han bloquejat les rotacions de cada extrem de la barra per omplir el paper que realitza el connector transversal del fixador, mantenint la resta de graus de llibertat (translació i desplaçament). Això permet que la rotació d'ambdues barres sigui nul·la i el sistema no pot rotar sobre sí mateix. Aquesta funció la realitza a la pràctica clínica el connector transversal i les parts toves (fonamentalment els lligaments).
2. En ressecar el cos de L4 en el model d'elements finits, els pedicles i l'arc posterior d'aquesta vèrtebra queden sense cap unió òssia en la seva zona anterior. Quan això succeeix en la pràctica clínica o en un model experimental, les apòfisis articulars, els lligaments capsulars, els lligaments intertransversos, els lligaments interespinosos, el lligament groc, els lligaments supraespinosos així com els músculs fan que aquest arc posterior romangui estable i no es mogui lliurement. En el model d'elements finits la suspensió d'aquests pedicles de L4 no pot ser assegurada únicament amb el sistema de lligaments, degut que aquests estan definits amb propietats hipoelàstiques. Si no modifiquéssim les condicions del contorn, en aplicar les forces aquestes generarien un moviment de l'arc posterior de L4 i no es podria realitzar la

simulació. Per evitar i eliminar aquest fenomen sense reduir els moviments reals dels pedicles i l'arc posterior de L4, s'han afegit dos elements tipus molla ("spring"), en el costat anteroinferior dels pedicles de L4. Aquestes molles permeten els moviments en les tres direccions de l'espai, i la rigidesa de cada una és el valor mínim que el programa d'elements finits necessita per calcular els resultats. Aquesta rigidesa va ser establerta en  $1e-6$  N/m per cada molla. La part inferior de cada molla es va considerar fixa. Aquest sistema creiem que dóna una bona aproximació al fenomen que esdevé en cada cas, ja que manté l'estabilitat de l'arc posterior de L4 deixant jugar el paper d'aquesta estabilitat casi únicament als lligaments posteriors i a les caretes articulars. En la figura 4.50 podem veure representats aquests elements tipus molla.

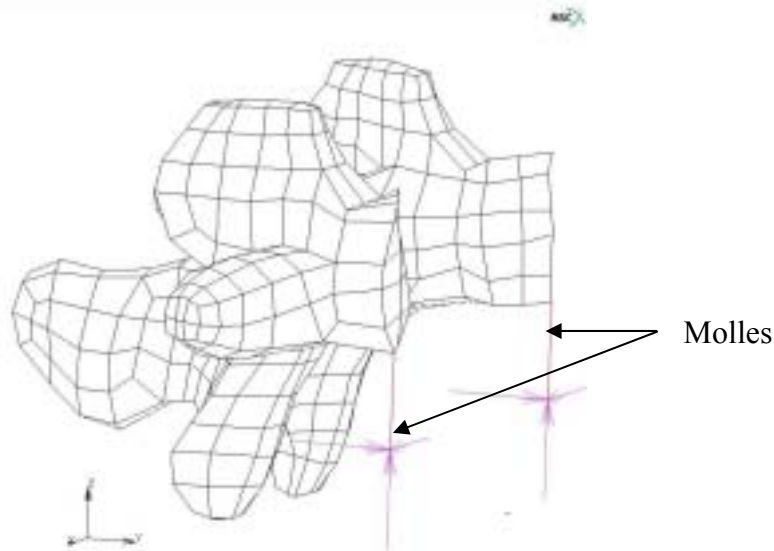


Figura 4.50. Definició de les condicions de contorn del pedicle de L4. S'han afegit dues molles en la zona anteroinferior per evitar la mobilitat excessiva. El vector en la part inferior de l'esquema representa la part fixa de la molla. La baixa rigidesa d'aquestes molles permet que no intervinguin en els resultats finals de l'estudi.

## 4.9 Definició de contacte.

---

Quan s'ha modelitzat l'instrumental, els nodes del cargol, per exemple, també pertanyen a la barra, per tant no hi ha necessitat de cap definició de contacte entre ells. El mateix succeeix en el model del segment L3-L5 i amb l'al·loempelt modelitzat.

Però quan hem d'adaptar diferents components a aquest model d'elements finits, donat que la forma dels diferents elements no és la mateixa, s'han de

definir diferents tipus de contacte entre els diferents components del model d'elements finits creat en aquest estudi. Hi ha varis tipus de contactes, ja sigui per a la inserció del sistema de fixació i de l'al·loempelt, o ja sigui per assemblar-se als moviments anatòmics de les caretes articulars.

En primer lloc, degut a la forma geomètrica complexa dels cargols del fixador, la connexió perfecta node a node dels elements dels cargols amb els elements de les vèrtebres no és possible, i ambdós mallats no poden tenir coherència. És per això que és necessari definir un contacte tipus "goma d'enganxar" ("glue") entre els cargols i els cossos vertebrals. Aquest tipus de contacte consisteix que quan els nodes del cargol estan a una certa distància dels elements de la vèrtebra, no es poden moure, es comporten com a totalment fixes o enganxats. Això permet unir cada cos de contacte gràcies a la definició d'unes superfícies de contacte adequades. Aquest mètode permet imposar una distància constant entre ambdues superfícies, de manera que el contacte sigui perfecte. En aquest cas, és la vèrtebra que detecta el cargol amb una distància de tolerància de 1.745 mm. Aquesta distància permet delimitar el conjunt de nodes de la superfície de contacte del cargol implicat en el contacte. És un paràmetre que ha estat escollit amb cura per què condiciona l'estat de les tensions resultants d'una aplicació de càrregues i també el temps de càlcul.

En segon lloc, es defineix un altre contacte del mateix tipus "goma d'enganxar" entre les plaques terminals de cartílag (o d'os cortical) i l'empelt a nivell anterior. Els canvis en la mida i en el nombre d'elements d'ambdós cossos obliga a la utilització d'aquest tipus de contacte. En aquest cas, degut a les formes còncaues de les plaques terminals, la distància de tolerància ha estat establerta en 2 mm. Degut al temps de càlcul, la detecció del contacte aquí queda automàtica, és a dir, que el programa tria el mètode de detecció més adequat.

En tercer i últim lloc, l'últim tipus de contacte que hem definit es troba en les caretes articulars a on s'ha definit el contacte tipus toc o tocament ("touching"). Aquest contacte permet certa mobilitat, i hi participa la fricció. Llavors, la presència d'un contacte existeix sols si les superfícies de contacte s'apropen molt. Aquest tipus de contacte permet generar esforços de contacte, sense limitar el moviment de les superfícies de contacte de cada careta articular, i per tant, de cada vèrtebra. Aquest contacte és semblant al fenomen que es dona

en condicions fisiològiques *in vivo*, en el sentit de què les articulacions actuen si es toquen les caretes articulars. La fricció a nivell d'aquestes articulacions s'ignora degut a l'alta lubricació de les articulacions facetaries.

## **4.10 Àrea de contacte de l'al·loempelt.**

Un altre aspecte a destacar és la cobertura de l'àrea del platet vertebral per l'empelt. Aquest és un dels paràmetres que varia més en funció de cada al·loempelt, i està directament relacionat amb la morfologia del mateix. L'àrea que cobreix l'empelt determina des de la superfície d'aplicació del contacte entre el platet i l'al·loempelt, la cobertura del platet i la distància des del centre del platet fins a la zona anterior de l'al·loempelt.

Tot seguit anem a analitzar la morfologia i la superfície de contacte de cada un dels quatre tipus d'al·loempelts.

### **4.10.1 Àrea de contacte amb fèmur.**

Pel que fa al fèmur, aquest presenta una àrea de contacte de 288 mm<sup>2</sup> en la seva superfície superior i 307 mm<sup>2</sup> en la seva superfície inferior. La cobertura del platet vertebral és del 19.3% en la cara superior i de 20.9% en la cara inferior. En la figura 4.51 podem veure la relació de la superfície del platet vertebral respecte a la superfície de l'empelt de fèmur.

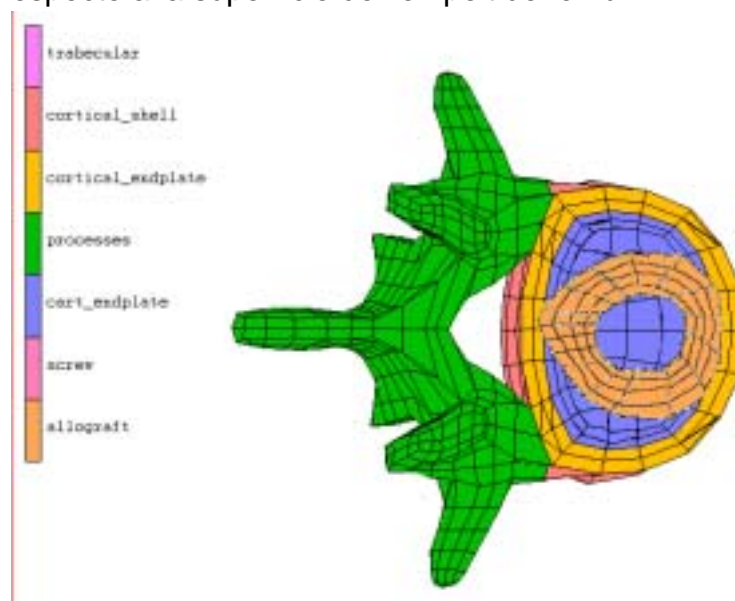


Figura 4.51. Distribució de l'al·loempelt de fèmur respecte a la superfície vertebral del platet inferior.

L'al·loempelt, com ja hem dit anteriorment, està centrat respecte al centre del platet vertebral, i la distància des del centre del platet fins a la cara anterior de l'empelt és de 11.2 mm. El perímetre extern de contacte aproximat és el mateix que el perímetre del fèmur (76 mm).

#### 4.10.2 Àrea de contacte amb tibia.

Pel que fa a la tibia, aquesta presenta una àrea de contacte de 297 mm<sup>2</sup> en la seva superfície superior i 266 mm<sup>2</sup> en la seva superfície inferior. És a dir, comparativament amb el fèmur presenta una lleugera major àrea de contacte a nivell superior i una menor àrea de contacte a nivell inferior. La cobertura del platet vertebral és del 19.9% en la cara superior i de 18.1% en la cara inferior. L'al·loempelt de tibia està centrat respecte al centre del platet vertebral, i la distància des del centre del platet fins a la cara anterior de l'empelt és de 13.2 mm. En la figura 4.52 podem veure la relació de la superfície del platet vertebral respecte a la superfície de l'empelt de tibia.

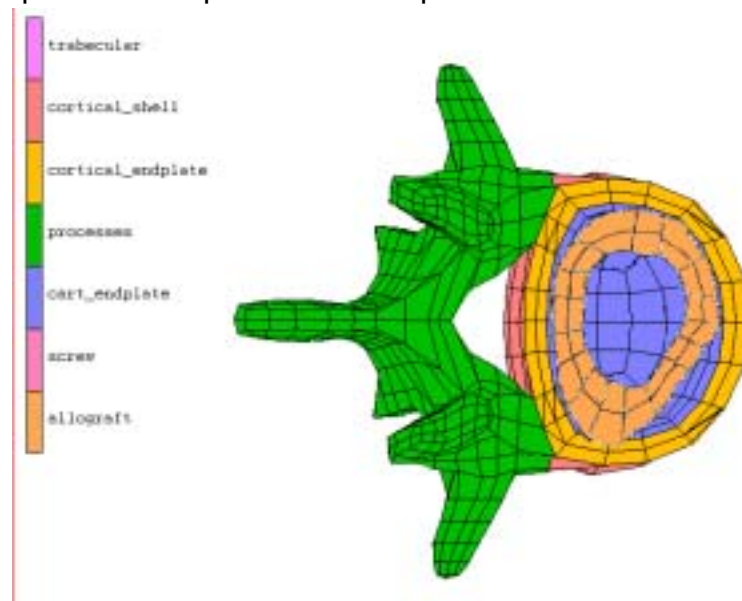


Figura 4.52. Distribució de l'al·loempelt de tibia respecte a la superfície vertebral del platet inferior.

En el cas de rotar la tibia 90°, com és natural, les superfícies de contacte no canvien, però la distància entre el centre del platet vertebral i la cara anterior de l'empelt augmenta fins a 18.7 mm. El perímetre extern de contacte aproximat és el mateix que el perímetre extern de la tibia (90 mm). Això ho podem veure en la figura 4.53.

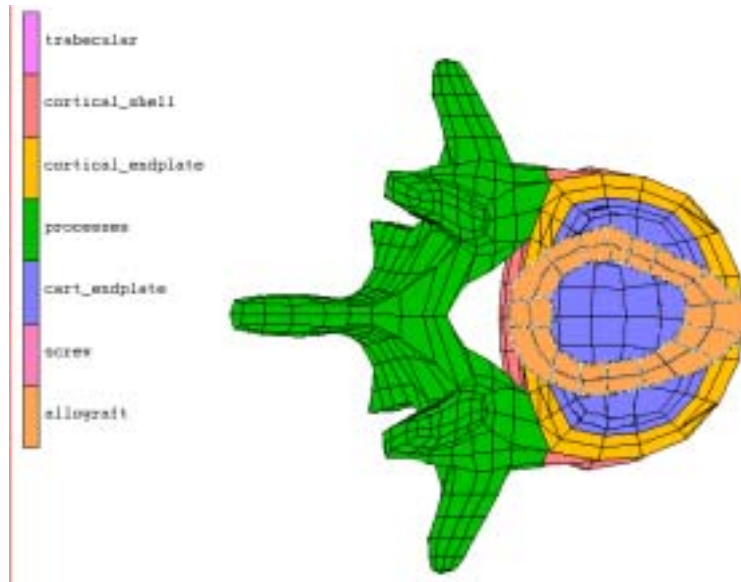


Figura 4.53. Distribució de l'al·loempelt de tibia respecte a la superfície vertebral del platet inferior, un cop s'ha girat 90°.

#### 4.10.3 Àrea de contacte amb tres peronés.

En quant als tres peronés, aquests són els que presenten una àrea de contacte menor, de 161 mm<sup>2</sup> en la seva superfície superior i 150 mm<sup>2</sup> en la seva superfície inferior. És a dir, pràcticament correspon a la meitat de la superfície de contacte del fèmur i de la tibia. La cobertura del platet vertebral és la menor de tot el grup, corresponent al 10.8% en la cara superior i al 10.2% en la cara inferior. Els tres peronés estan centrats respecte al centre del platet vertebral, col·locant-se dos lateralment i un anterior, com podem veure en la figura 4.54.

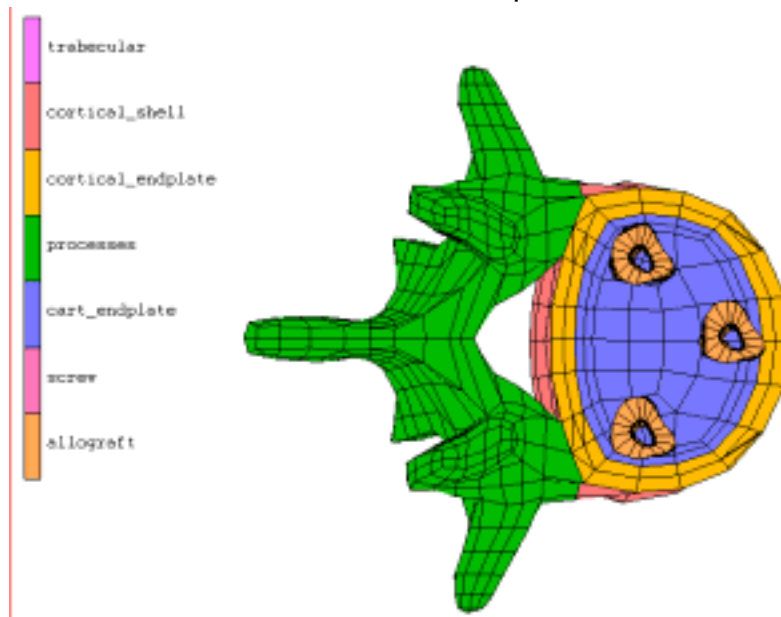


Figura 4.54. Distribució de l'al·loempelt amb tres peronés respecte a la superfície vertebral del platet inferior.

En aquesta figura també podem veure la relació de la superfície del platet vertebral respecte a la superfície de l'empelt de peroné. La distància des del centre del platet fins a la cara anterior de l'empelt més anterior és de 15.5 mm. El perímetre extern d'un sol peroné és de 31 mm, però donada la configuració aplicada, creiem més important el perímetre extern que dibuixen els tres peronés, que és aproximadament 87.9 mm.

#### 4.10.4 Àrea de contacte amb sis peronés.

Ja per últim, pel que fa als sis peronés, aquests són els que presenten una major àrea de contacte, de 322 mm<sup>2</sup> en la seva superfície superior i 300 mm<sup>2</sup> en la seva superfície inferior. Com és natural, correspon al doble de la superfície de contacte de tres peronés i és lleugerament superior al fèmur i a la tibia. La cobertura del platet vertebral és la major de tot el grup, corresponent al 21.6% en la cara superior i al 20.4% en la cara inferior. Els sis peronés estan centrats respecte al centre del platet vertebral, col·locant-se tres en la meitat anterior del platet i tres en la meitat posterior, com podem veure en la figura 4.55. En aquesta figura també podem veure la relació de la superfície del platet vertebral respecte a la superfície de l'empelt de peroné.

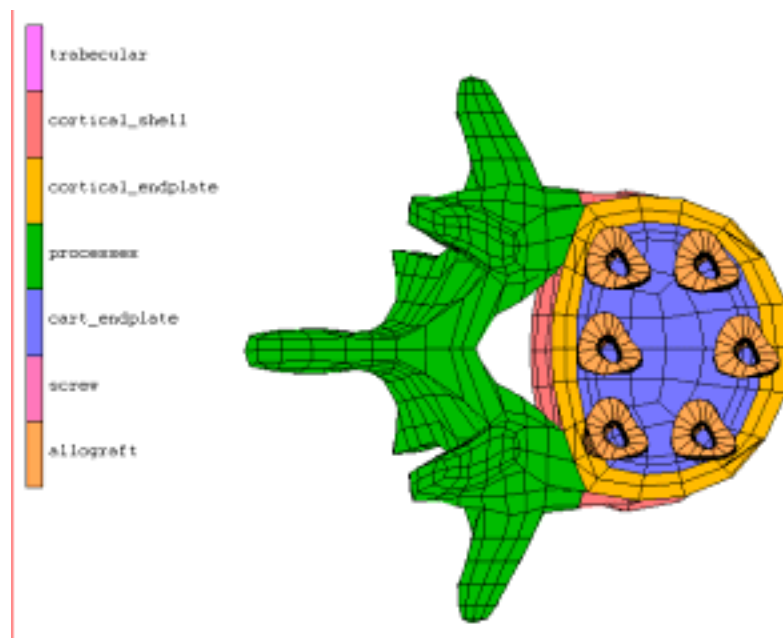


Figura 4.55. Distribució de l'al·loempelt amb sis peronés respecte a la superfície vertebral del platet inferior.

La distància des del centre del platet fins a la cara anterior de l'empelt més anterior és de 17.7 mm, i el perímetre que dibuixen els sis peronés és el més gran, de 106.7 mm.