



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina

Oriol Farré Berga

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

**Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis
mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de
pròtesis dentals cargolades a implants i la seva
respectiva eina.**

Programa de doctorat en Ciències Odontològiques

Doctorand: Oriol Farré Berga

Directors: Dr. Tomàs Escuin Henar i Dra. Esther Beràstegui Jimeno

Barcelona, 2017

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

A la meva família, per l'exquisit e infinit amor incondicional
i a totes les persones que han ajudat a que aquest projecte sigui una realitat.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

AGRAÏMENTS

Des d'aquestes línies vull agrair a totes les persones que han fet possible aquesta tesi doctoral, a la meua família, amics i amigues, i a tots els professors i professionals que d'una manera o una altra han col·laborat en aquest projecte. Aquesta tesi va dedicada a tots ells.

En primer lloc, vull donar les gràcies als meus directors de tesi, el Prof. Dr. Tomàs Escuin i la Prof. Dra. Esther Beràstegui, de la Facultat d'Odontologia de la Universitat de Barcelona (UB), així com a tot el personal de secretaria i Comissió Acadèmica del programa de doctorat "Ciències Odontològiques" per estar-hi sempre que ho he necessitat, per haver-me guiat en tot el procés i per haver-me donat els ànims i la motivació necessaris en els moments durs per tirar endavant. També vull agrair la professionalitat i l'eficiència de la tasca realitzada per l'equip dirigit pel Prof. Dr. Carles Romeva i el Prof. Dr. Carles Domènech, del Centre de Disseny d'Equips Industrials (CDEI) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) per l'elaboració de l'anàlisi per elements finits, així com a tot l'equip liderat pel Prof. Dr. Javier Gil Mur i l'Aleix Mestre, del Departament de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal·lúrgica de la UPC, per la confecció dels estudis mecànics.

I a tots els meus companys d'estudis, entre els quals, l'Isma, el Jano, el Rocco, l'Albert, el Miguel, l'Iñaki. Gràcies a tots per la bonica i enriquidora amistat que tenim i les experiències viscudes. Gràcies a ells he gaudit de la ciència, dels estudis, de la música i de la vida.

Una menció especial a l'Alba Sánchez, el Xavier Gabernet, el Pol Guixé i la Dra. Vanessa Ruiz, per la revisió dels articles. Han sigut tots imprescindibles en la recta final.

També vull donar les gràcies i el meu reconeixement als cofundadors i socis de l'empresa Ball Head System (BHS) ja que ha sigut l'eina a través de la qual s'ha pogut materialitzar aquest projecte en tota la seva globalitat. Especialment al Joan Miquel González, perquè junts vam començar a somiar i, juntament amb tot l'equip de l'empresa, l'Eva, el Xavi, el Jordi, l'Antolín, el Pau, en Gerson, l'Enric, l'Arrufat, entre altres, aquest somni s'ha fet realitat. I al Baldo per la seva amistat i exquisida música.

També vull deixar constància de la influència que el Dr. Ángel Escudero ha tingut en la meua carrera personal i professional. Gràcies, Ángel, per ensenyar-me tantes coses en tant poc temps; coses senzilles, però eficaces, com veure a l'ésser humà com un ésser amb infinites ànsies de felicitat, a veure les dificultats com oportunitats de creixement, a educar canviant la por per l'amor, i a fer un ús intel·ligent i respectuós del poder creador del pensament. D'ell vaig aprendre que el màxim bé d'un metge o professional de la salut és trobar el màxim bé dels seus

pacients. Amb aquesta premissa, quina millor manera que anar una mica més enllà i dotar als professionals d'eines útils i eficaces que millorin la qualitat de vida, no només d'ells mateixos en la seva pràctica diària, –tant en clínica com en laboratori– sinó també la dels seus pacients. Gràcies pel teu gran cor, saviesa i generositat, Dr. Escudero.

Ara bé, si hi ha una persona a qui realment he d'agrair totes aquestes experiències viscudes, és al meu germà Ramon, tècnic de laboratori, la persona qui va escoltar la problemàtica clínica que hi havia amb el coronament dels cargols que s'utilitzaven per retenir pròtesis amb orificis angulats, qui va suggerir i donar idees per la solució fins a 30° d'angulació amb garanties, quelcom sense precedents.

I gràcies als meus pares i germans, qui amb el seu suport incondicional, els seus valors, el seu amor, comprensió i recolzament, han catalitzat aquesta il·lusió per a que es manifestés quelcom únic. I és que lo que realment em fa més goig és el veure que aquesta solució ha estat implementada amb un sistema complet d'additaments compatibles amb els implants més utilitzats i amb els processos de fabricació actuals, i que molts professionals ja ho estan utilitzant de manera satisfactòria. I gràcies també a l'Anna, la meva cunyada, a qui vull agrair la seva paciència i amor incondicional en tantes nits invertides dissenyant i creant aquest sistema. I a la Marta, pel seu amor, comprensió, així com a la seva família per recolzar-me.

Gràcies a tots ells, i gràcies a Déu, hem pogut compartir aquesta solució amb els nostres semblants, i així d'alguna manera hem posat el nostre granet de sorra per ajudar a fer un món millor. Per que no hi ha res que em faci més feliç que trobar quelcom bo, útil, i poder-ho compartir. Moltes gràcies a tots, de tot cor.

SUMARI

AGRAÏMENTS.....	5
LLISTA D'ABREVIACIONS	19
RESUM.....	21
ABSTRACT.....	23
1. INTRODUCCIÓ	27
2. HIPÒTESI I OBJECTIUS.....	33
2.1. Hipòtesi.....	33
2.2. Objectiu principal.....	33
2.3. Objectius específics	34
3. ESTAT ACTUAL DE LA QÜESTIÓ.....	37
3.1. Anàlisi dels antecedents.....	37
3.1.1. Pla	37
3.1.2. Allen	38
3.1.3. Cruciforme (Philips, Pozidriv...)	38
3.1.4. Torx	39
3.1.5. Torx Plus.....	41
3.1.6. Mortorq.....	41
3.1.7. Normativa	43
3.1.8. Aplicació a sectors.....	48
3.1.8.1. Aeronàutic	48
3.1.8.2. Automoció	49
3.1.9. Sistemes utilitzats en unions de difícil accés.....	49
3.1.10. Sector Dental: Anàlisi de les principals marques comercials amb sistemes d'enllaç cargol-eina amb capacitat d'angulació: Enllaç bola Allen (HexS).....	53
3.1.10.1. Talladium	54
3.1.10.2. Iclonné.....	55
3.1.10.3. Singular	57

3.1.10.4. <i>Biomet 3i</i>	59
3.1.10.5. <i>Rizax</i>	60
3.1.10.6. <i>Biomain</i>	63
3.2. Establiment de les especificacions	67
3.2.1. Introducció	67
3.2.2. Conceptes inicials. Procés de generació del disseny de l'enllaç BHS	67
3.2.3. Càlculs de resistència	70
3.2.4. Força separadora	70
3.2.5. Posicionament de l'eina	71
3.2.6. Principals avantatges de l'enllaç BHS	71
3.2.7. Comparativa de l'angle de transmissió i l'angle d'inclinació de l'enllaç BHS amb altres enllaços	72
3.3. Definició dels paràmetres de disseny de l'enllaç BHS (cabota del cargol protètic i la seva respectiva eina)	76
3.4. Anàlisi de la geometria i cinemàtica de funcionament de l'enllaç BHS	79
4. METODOLOGIA	89
4.1. Anàlisi per elements finits de l'enllaç BHS	89
4.1.1. Introducció	89
4.1.2. Determinar el nombre òptim d'estries	89
4.1.3. Disseny de la geometria òptima de l'eina	90
4.1.4. Generació de les estries del cargol	91
4.1.5. Anàlisi per elements finits	95
4.2. Estudi mecànic de màxima resistència a torsió a 0°, 20° i 30° d'angulació	97
4.2.1. Objectiu	97
4.2.2. Materials i mètodes	97
4.3. Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS	100
4.3.1. Introducció	100
4.3.2. Material i mètode	100

4.3.3.	Avaluació de la resistència estàtica a flexo-compresió del cargol BHS	103
4.3.4.	Avaluació de la resistència de fatiga a flexo-compresió del cargol BHS.	108
5.	RESULTATS	119
5.1.	Anàlisi d'elements finits de l'enllaç BHS.....	119
5.2.	Estudi mecànic de màxima resistència a torsió de l'enllaç BHS.....	126
5.2.1.	Avaluació de la resistència a torsió de 0°, 20° i 30°.....	126
5.2.2.	Avaluació de la resistència a torsió de diferents tractaments superficials.....	130
5.2.3.	Avaluació de la resistència a torsió de l'enllaç Allen bola (HexS) a 20°	132
5.2.4.	Anàlisi de l'estat del conjunt eina-cargol després de 10 i 30 iteracions d'un parell de 30 N·cm.....	134
5.3.	Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS.....	137
5.3.1.	Estàtic	137
5.3.2.	Dinàmic	138
6.	DISCUSSIÓ	143
6.1.	Anàlisi d'elements finits de l'enllaç BHS.....	143
6.2.	Estudi mecànic de màxima resistència a torsió de l'enllaç BHS	147
6.3.	Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS.....	149
6.3.1.	Estàtic	149
6.3.2.	Dinàmic	149
6.4.	Impacte tecnològic i generació de coneixement. Perspectives de futur.....	150
7.	CONCLUSIONS	157
8.	BIBLIOGRAFIA.....	161
9.	ANNEXES	167
9.1.	Article científic 1:	167
9.2.	Informe CDEI-UPC	168
9.3.	Article científic 2:	169
9.4.	informe estudi mecànic UPC:	170
9.5.	Patent “ <i>External</i> ”	171

9.6. Patent “ <i>Internal</i> ”	172
9.7. Patent Additaments angulats (Base + Xemeneia angulada)	173
9.8. Patent Pilar de retenció per a pròtesis removable	174
9.9. Catàleg BHS30.....	175
9.10. Casos clínics.....	176
9.11. Pòsters científics	177
9.12. Vídeos	178

ÍNDIX DE FIGURES

Fig. 1. Transmissió de parell de l'enllaç pla.	37
Fig. 2. Unió cabota-eina de l'enllaç pla.	37
Fig. 3. Enllaç Allen.	38
Fig. 4. Angle de contacte de l'enllaç Allen.	38
Fig. 5. Enllaç Cruciforme.	39
Fig. 6. Enllaç Torx.	39
Fig. 7. Enllaç Torx Plus.	41
Fig. 8. Enllaç Mortorq.	41
Fig. 9. Tipus d'enllaç Torq-set i Tri-Wing.	48
Fig. 10. Tipus d'enllaç més utilitzades en automoció.	49
Fig. 11. Clau de got d'articulació Cardan.	50
Fig. 12. Clau portapuntes.	50
Fig. 13. Cas concret de combinació d'eines.	51
Fig. 14. Enllaç bola Allen.	51
Fig. 15. Detall del rebaix.	52
Fig. 16. Posició màx. Angulació cargol / eina.	54
Fig. 17. Detall bola hexagonal eina Talladium.	54
Fig. 18. Eina Talladium. Detall connexió contra-angle.	54
Fig. 19. Cargol coronat a 49 N·cm.	55
Fig. 20. Cargol coronat amb 30 cicles.	55
Fig. 21. Cargol IClonné.	55
Fig. 22 - Eina IClonné.	55

Fig. 23. Comparativa eina i angulació entre Talladium – Iclonné.....	56
Fig. 24. Coronament cargols IClonné.....	56
Fig. 25. Comparativa eina Singular – Talladium.....	57
Fig. 26. Muntatge cargol-eina màx. angulació, 14,50°.....	57
Fig. 27. Detall eina connexió a carraca.....	58
Fig. 28. Coronament cargol a 15,5 N·cm.....	58
Fig. 29. Detall coronament.....	58
Fig. 30. Coronament del cargol a 16,3 N·cm.....	58
Fig. 31. Detall eina Biomet 3i.....	59
Fig. 32. Muntatge cargol-eina. Angulació màx. 14 ^a	59
Fig. 33. Rotura eina a 20,1 N·cm.....	60
Fig. 34. Detall eina trencada.....	60
Fig. 35. Detall rotura.....	60
Fig. 36. Detall eina Rizax amb mànec.....	61
Fig. 37. Detall eina Rizax per a carraca.....	61
Fig. 38. Rebaves al cap del cargol Mètrica 1,4 mm.....	61
Fig. 39. Rebaves cap del cargol Mètrica 2 mm.....	61
Fig. 40. Comparativa eines Talladium – Rizax.....	62
Fig. 41. Abans de la prova.....	62
Fig. 42. Bola deformada després.....	62
Fig. 43. Detall trencament eina.....	63
Fig. 44. Eina trencada.....	63
Fig. 45. Sistema Biomain.....	63

Fig. 46. Cap de l'eina quadrada	64
Fig. 47. Connexió cap del cargol	64
Fig. 48. Trencament del cap de l'eina.....	64
Fig. 49. Cap del cargol segueix sent útil.	64
Fig. 50. Detall de la tija de l'eina seccionada	65
Fig. 51. Detall de la cabota de l'eina seccionada.....	65
Fig. 52. Disseny eina BHS.	68
Fig. 53. Posicions eina BHS.....	68
Fig. 54. Estries i disseny del cargol.....	69
Fig. 55. Eina i cargol “ <i>external</i> ”	69
Fig. 56. Eina i cargol “ <i>internal</i> ”	70
Fig. 57. Angle de transmissió.....	72
Fig. 58. Angle d’inclinació.....	73
Fig. 59. Angle de transmissió i d’inclinació de l’enllaç BHS.....	73
Fig. 60. Angle de transmissió de l’enllaç bola Allen.	74
Fig. 61. Angle d’inclinació de l’enllaç bola Allen.	74
Fig. 62. Angle de transmissió i d’inclinació de l’enllaç Torx.....	75
Fig. 63. Angle de transmissió i d’inclinació de l’enllaç Torx Plus.....	75
Fig. 64. Cap de l'eina.....	76
Fig. 65. Forma de la dent de l’eina.....	77
Fig. 66. Forma del cap del cargol.....	78
Fig. 67. Dimensions generals de l’eina.	79
Fig. 68. Dimensions generals de la cabota.....	80

Fig. 69. Interferències cargol dental.....	81
Fig. 70. Angles que influeixen en la desalineació angular.....	83
Fig. 71. Angle de sortida vs angle d'entrada.....	84
Fig. 72. Diferència d'angle vs angle d'entrada.....	84
Fig. 73. Superfícies de contacte estries cargol.....	90
Fig. 74. L'angle entre la força i la direcció de la velocitat.....	90
Fig. 75. Amplada dent.....	90
Fig. 76. Disseny de l'eina.....	91
Fig. 77. Eina amb totes les posicions possibles.....	92
Fig. 78. Negatius de les estries.....	92
Fig. 79. Plans a 5° i esquelet de l'estria.....	93
Fig. 80. Esfera central sencera i esfera amb les estries.....	93
Fig. 81. Cargol final per analitzar.....	94
Fig. 82. Model del disseny.....	94
Fig. 83. Malla del disseny.....	94
Fig. 84. Banc de treball amb les tres angulacions a assajar (esq.) i conjunt cargol BHS eina (dta.).....	97
Fig. 85. Muntatge del torquímetre manual amb el conjunt d'assaig.....	99
Fig. 86. Cargols BHS a l'interior de la cambra del FESEM (esq.) i cargol BHS observat al FESEM (dta.).....	99
Fig. 87. Esquemes de les instal·lacions per a l'assaig segons norma ISO 14801: 2007 de pilars angulats (esq.) i rectes (dta.).....	100
Fig. 88. Quota de mercat d'implants dentals.....	102

Fig. 89. Tensions en l'encastament de l'implant dental per a una càrrega de 1N.....	104
Fig. 90. Tensions en el cargol BHS per a una càrrega d'1N.....	104
Fig. 91. Cargol BHS mètrica 2.....	106
Fig. 92. Disposició geomètrica dels assajos (ISO 14801: 2007).....	106
Fig. 93. Muntatge del conjunt per a l'avaluació del cargol BHS.....	107
Fig. 94. Paràmetres de l'assaig a resistència estàtica.....	107
Fig. 95. Esquemes de les instal·lacions per a l'assaig segons norma ISO 14801: 2007 de pilars angulats (esq.) i rectes (dta.).....	108
Fig. 96. Tensions en l'encastament de l'implant dental per a una càrrega de 1N.....	110
Fig. 97. Tensions en el cargol BHS per a una càrrega de 1N.....	110
Fig. 98. Cargol BHS mètrica 2.....	112
Fig. 99. Disposició geomètrica dels assajos (ISO 14801: 2007).....	112
Fig. 100. Muntatge del conjunt de connexió externa hexagonal: Assaig de la mostra.....	113
Fig. 101. Diagrama de càrrega cíclica per a assajos fins 5×10^6 cicles.....	114
Fig. 102. Estat de càrrega.....	120
Fig. 103. Estat de tensions.....	120
Fig. 104. Estat de càrrega.....	121
Fig. 105. Estat de deformacions.....	121
Fig. 106. Estat de càrrega.....	122
Fig. 107. Estat de tensions.....	122
Fig. 108. Estat de tensions a 30°	123
Fig. 109. Tensions de von misses a 0° , 15° i 30°	124
Fig. 110. Detall de la trencada per la rosca (esq.) i imatge de la superfície de fractura (dta.).....	127

Fig. 111. Cargols BHS que ha trencat per les ranures. (A) correspon al cargol sense assajar, (B) a l'angulació de 0°, (C) a 20° (C) i (D) a 30°.....	128
Fig. 112. Vista interior corresponent a l'eina BHS sense deformar (A), a l'eina de l'assaig a 0° (B), a l'eina de l'assaig a 20° (C) i a l'eina de l'assaig a 30° (D).....	128
Fig. 113. Vista interior de l'eina BHS assajada a 20° (dta.) i 30° (esq.).	129
Fig. 114. Vista interior de l'eina BHS amb recobriment CrN abans (esq.) i després de l'assaig (dta.).	131
Fig. 115. Vista interior de l'eina BHS recoberta amb DHC sense assajar (esq.), després d'assajar (centre) i superfície de trencada de la part superior de l'eina (dta.).....	131
Fig. 116. Vista interior de l'eina BHS recoberta amb TiN abans de l'assaig (esq.) i després (dta.).	132
Fig. 117. Eina Allen bola original (esq.) i eina un cop assajada (dta.).	133
Fig. 118. Cargol Allen original (esq.) i cargols Allen assajats (centre i dta.).....	133
Fig. 119. Detall de l'eina original BHS (esq.), l'eina després de 10 iteracions (centre) i l'eina després de 30 iteracions (dta.). Les barres superiors indiquen 1,0 mm i les inferiors 150 µm.	135
Fig. 120. Detall de la ranura del cargol BHS original (esq.), després de 10 iteracions (centre) i després de 30 iteracions (dta.).	135
Fig. 121. Detalls dels filets de la rosca del cargol BHS original (A), cargol després de 10 iteracions (B) i cargol després de 30 iteracions (C). (D) correspon a una ampliació de l'erosió superficial observada després de les 30 iteracions. Las barres superiors indiquen 250 µm i les inferiors indiquen 100 µm.....	136
Fig. 122. Mostra després de l'assaig a resistència estàtica	137
Fig. 123. Mostres després de l'assaig a resistència a fatiga.....	139
Fig. 124. Diagrama de càrrega cíclica per al conjunt. (LF: Límit de fatiga; NF: Nombre de cicles sense que es produeixi fallada).	140

ÍNDEX DE TAULES

Taula 1 - Parell de ruptura (cabotes Phillips).....	39
Taula 2 - Parell de ruptura (cabotes Torx).....	40
Taula 3 - Parell de ruptura (cabotes Mortorq).....	42
Taula 4 – Comparativa beneficis.....	42
Taula 5 – Relació material-qualitat.....	43
Taula 6 - Materials per a cargols d'alta resistència.....	44
Taula 7 - Parell de ruptura mínim.....	44
Taula 8 - Característiques mecàniques dels perns i cargols d'acers inoxidable austenífics..	46
Taula 9 - Característiques mecàniques dels perns i cargols d'acers inoxidable martensífics i ferrífics	46
Taula 10 - Parell de ruptura mínim N·m, per a cargols austenífics.....	47
Taula 11 - Parells de muntatge nominals, mínims i màxims.....	48
Taula 12. Taula resum de les diferents cases comercials.	66
Taula 13 –Comparació angle de transmissió – angle d'inclinació.	76
Taula 14 – Propietats Acer inoxidable i Titani grau 5.....	96
Taula 15 - Descripció de les mostres assajades en l'avaluació de la resistència estàtica a flexo-compresió del cargol BHS	105
Taula 16 - Descripció de les mostres assajades en l'avaluació de la resistència de fatiga a flexo-compresió del cargol BHS	111
Taula 17 – Cargues màximes cíclics aplicades mitjançant un “ <i>haversine</i> ” (seno rectificat) amb els valors d'amplitud i precarga.....	113
Taula 18 - Comparació tensions màximes segons parell	125
Taula 19 - Parell de ruptura mínim.....	125

Taula 20 - Resultats obtinguts en els assajos a les diferents angulacions.	126
Taula 21 - Resultats obtinguts en els assajos dels diferents recobriments.	130
Taula 22 - Resultats dels assajos del conjunt Allen bola a 20°. *Es descargola amb una clau de pressió de taller.	132
Taula 23 - Resultats dels assajos estàtics.	137
Taula 24 - Resultats dels assajos estàtics.	138
Taula 25 - Nombre de cicles suportats per l'implant per a cada un dels valors de càrrega als quals ha estat sotmès el conjunt.	139

LLISTA D'ABREVIACIONS

ANOVA	Anàlisi de la variància
BHS	Ball Head System
CAD-CAM	Computer-aided design-Computer-aided manufacturing
CDEI	Centre de Disseny d'Equips Industrial
CREB	Centre de Recerca d'Enginyeria Biomèdica
CrCo	Crom Cobalt
FEA	Finite Element Analysis
FESEM	Field Emission Scanning Electron Microscope
HexS	Hexagonal screwdriver system. Allen Ball
IBV	Institut Biomecànic de València
SEM	Scanning Electron Microscopy
Ti	Titani
Ti6Al4V	Al·leació de titani amb un 6% Alumini i un 4% Vanadi
UB	Universitat de Barcelona
UBH	Universal Ball Head
UIC	Universitat Internacional de Catalunya
UPC	Universitat Politècnica de Catalunya

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

RESUM

L'objectiu principal d'aquest estudi va ser dissenyar la geometria òptima d'una nova eina; crear les ranures del cap esfèric d'un nou cargol; i demostrar la seva resistència a un parell de fins a 40 N·cm a una angulació de 0, 15 i 30 graus utilitzant l'anàlisi d'elements finits no lineals.

Un objectiu secundari va ser crear un sistema infal·libre i fàcilment recognoscible. Els dissenys del cargol de cap esfèric i la geometria de l'eina, que funcionen a qualsevol angulació de 0 a 30°, es van generar utilitzant el programa Pro-ENGINEER Wildfire 5.0.

Les anàlisis estructurals estàtiques entre els cossos en contacte es van realitzar a diferents angles de 0°, 15° i 30° a un parell de 20 N·cm i 40 N·cm, utilitzant la simulació d'elements finits no lineals mitjançant l'ANSYS 12.0. La tensió màxima del cap del cargol i l'eina va ser similar a 20 N·cm i 40 N·cm. Encara que es van trobar deformacions majors a 40 N·cm, aquestes van ser petites i no van afectar el rendiment de l'enllaç. A més, el valor del parell de ruptura de l'enllaç amb rosca M2 va ser de 55 N·cm per a 0° i 30° i 47,5 N·cm per a 15°. L'anàlisi d'elements finits va mostrar que aquest nou cargol de cap esfèric i la seva respectiva eina són una bona solució per utilitzar en pròtesis amb orificis angulats cargolades a implants.

Finalment, es van desenvolupar les proves mecàniques necessàries per adquirir dades més fiables i comprendre millor el seu comportament sota condicions de fatiga per tal de determinar la resistència a la torsió del conjunt cargol i eina Ball Head System (BHS) a 0°, 20° i 30° d'angulació; per comparar el conjunt BHS amb el sistema de eina hexagonal de 1,30 mm (HexS) a 20°; i analitzar la condició del conjunt BHS després de 10 i 30 iteracions amb un parell de 30 N·cm a una angulació de 30°. El conjunt BHS permet un parell de fins a 54 N·cm. En les mateixes condicions, el conjunt BHS va mostrar més resistència de parell que el conjunt d'HexS. Aquest últim es va haver de descargolar amb una eina de pressió de taller.

Rellevància clínica: Aquest nou conjunt cargol i eina BHS es pot utilitzar per a orificis angulats de fins a 30°, és visualment fàcil d'identificar i fins i tot en presència de deformació del cap del cargol, la majoria es poden descargolar amb la seva pròpia eina.

Paraules clau: Ball Head Screw, tilted implant, angled screw channel, finite element analysis, torsion resistance.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

ABSTRACT

The primary objective of this study was to design the optimal geometry of a novel screwdriver; create the grooves on a ball head screw; and demonstrate its resistance to a torque of up to 40 N·cm at an angulation of 0, 15 and 30 degrees by using nonlinear finite element analysis (FEA).

A secondary objective was to create a foolproof and easily recognizable system. The grooved ball head screw and geometry of the screwdriver, functioning from an angulation of 0° to 30°, was generated using Pro-ENGINEER Wildfire 5.0 software.

Static structural analyses between bodies in contact were performed at different angles of 0°, 15° and 30° at a torque of 20 N·cm and 40 N·cm, using nonlinear finite element simulation by means of ANSYS 12.0. The maximum stress supported by the ball head screw and screwdriver was similar at 20 N·cm and 40 N·cm. Although greater deformations were found at 40 N·cm, these were small and might not affect the performance of the system. Besides, the rupture torque value for the M2 connection was 55 N·cm for 0° and 30°, and 47.5 N·cm for 15°. Finite element analysis showed this novel ball head screw and screwdriver system to be a good solution for angled screw channels in implant-supported prostheses.

Finally, the needed mechanical tests to acquire more reliable data and to better understand its behaviour under fatigue conditions were developed in order to determine the torsion resistance of the Ball Head System (BHS) screw and screwdriver set at 0°, 20° and 30° angulations; to compare the BHS set with the 1.30 mm hexagonal screwdriver system (HexS) at 20°; and analyse the condition of the BHS after 10 and 30 iterations with 30 N·cm torque at 30° angulation. The BHS allows tightening at a torque of up to 54 N·cm. Under the same conditions, BHS showed more torque resistance than HexS, which could not be removed.

Clinical relevance: This new system can be used for angled screw channels, and even in presence of deformation, most can be removed with their own screwdriver.

Key words: Ball Head Screw, tilted implant, angled screw channel, finite element analysis, torsion resistance.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

1. INTRODUCCIÓ

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

1. INTRODUCCIÓ

Una de les situacions més comunes en el camp de la implantologia dental és el perfil d'emergència indesitjable de l'implant.¹ Les solucions actuals a aquest contratemps inclourien l'ús de pilars angulats, per cargolar o cimentar la pròtesi².

La col·locació d'implants en una situació inclinada respecte l'eix axial i el seu impacte amb l'os és àmpliament acceptat i es considera un tractament segur^{3,4}.

Tot i així, la presència de suficient densitat i volum en l'os alveolar es considera un requisit previ per a la col·locació, integració i càrrega dels implants. En molts casos, però, la reabsorció òssia a causa de l'extracció d'una dent, o la pneumatització del si maxil·lar, pot causar dimensions òssies horitzontals i verticals no apropiades per a la col·locació d'implants dentals. L'elevació del si maxil·lar és el mètode més comunament utilitzat per restaurar un volum adequat d'os al maxil·lar superior⁵.

Des del punt de vista anatòmic, la rehabilitació d'un maxil·lar desdentat és sovint complicada a causa de la mala qualitat de l'os i el procés de reabsorció buco-palatina. Això sovint comporta la col·locació d'implants inclinats a l'os alveolar residual, i pot tenir algunes avantatges clíniques:

a) permet la col·locació d'implants més llargs que augmenten l'àrea de contacte entre la superfície de l'implant i l'os, amb la qual cosa millora la seva estabilitat primària.

b) La inclinació dels implants crea un espai més ampli entre els implants anteriors i posteriors en restauracions múltiples, el que es tradueix en una millor distribució de les forces.

c) Aquest mètode redueix o elimina la necessitat del "cantilever" de la pròtesi^{6,7}.

S'ha considerat que els implants inclinats, quan estan carregats, podrien fallar degut a les forces adverses aplicades sobre l'os periimplantari. No obstant, aquesta teoria va ser rebutjada per Celletti et al.⁸, tot i que dóna èmfasi a la importància de la correcta distribució de les cargues protètiques.

En els estudis revisats, no hi ha evidència de diferències en quan a les taxes d'èxit entre els implants col·locats axialment i els inclinats. La pèrdua d'os marginal es va observar en ambdós casos, pel que es dedueix que els implants inclinats tenen el mateix comportament que els implants axials⁴.

Els autors conclouen afirmant que els implants col·locats amb inclinació al final del maxil·lar atrofíic són una opció terapèutica possible en base a l'evidència científica, i pot ser vist com un tractament alternatiu a la elevació del si maxil·lar⁹.

Tot i així, l'èxit d'una restauració oral sobre implants radica en un procediment protètic precís, fins i tot quan es col·loca en el mateix dia de la cirurgia¹⁰.

Els esdeveniments adversos més comuns en els articles analitzats són el trencament i/o l'afluixament del cargol de retenció de la pròtesi. Tot i així, pocs articles parlen de la rellevant importància del disseny de la cabota de cargol i l'eina per contrarestar aquestes complicacions. És per aquesta raó que es considera necessari la millora en el disseny i fabricació d'aquests components¹¹⁻¹⁴.

Podem afirmar que la pròtesi cargolada presenta avantatges respecte la pròtesi cimentada en quan a simplicitat tècnica, facilitat de remoció, reducció de temps i costos en el procediment de confecció, tot i que presenta menys ajust passiu. Aquest últim desavantatge, però, es pot contrarestar aplicant un protocol d'ajust passiu que aporti les avantatges de la pròtesi cimentada en quan a ajust passiu¹⁵⁻¹⁹.

En el camp de la pròtesi cargolada, l'accés per a cargolar el cargol es realitza a través d'orificis que travessen la pròtesi i permeten la retenció d'aquesta a l'implant. Aquest orifici presenta la connexió de la pròtesi a l'implant i la base d'assentament del cargol de retenció. Normalment aquests cargols presenten una cabota tipus Allen hexagonal, pla, quadrat o tipus torx. Per collar-los, el cap de l'eina s'insereix en la mateixa direcció que l'eix del cargol i l'implant.

Donada l'alta incidència d'implants posicionats en una posició anatomo-quirúrgica no axial respecte les corones protèsiques, és molt freqüent que l'orifici de la pròtesi surti per vestibular, fora dels límits desitjats per a una correcta rehabilitació estètica i oclusal. Davant aquesta situació, el professional ha d'elegir entre fer una pròtesi cimentada o cargolada a pilars angulats cargolats als implants, la qual cosa comporta un increment en quan a temps i costos en additaments entremitjos accessoris, i una major dificultat tècnica.

Angular l'orifici d'accés dels cargols de retenció de la pròtesi, per posicionar-los a la cara lingual (no visible), o millorar-ne la seva accessibilitat, així com poder confeccionar una pròtesi cargolada directa als implants inclinats, comporta un estalvi en temps i costos molt important i una gran simplificació de la tasca de confecció de la pròtesi. Tot i així, és essencial utilitzar un sistema o enllaç entre cabota de cargol i eina que tingui capacitat d'aplicar un parell torsor amb un angle entre ells. L'enllaç entre l'eina i la cabota de cargol del "bola Allen" del Pilar Dinàmic® (HexS) o el de Biomain®, es van desenvolupar com a resposta a aquesta problemàtica^{20,21}. Aquest tipus d'enllaç, però, arriba només a 20° d'angulació, i té el perill de comprometre la funció de l'enllaç cabota-eina, inutilitzant la cabota del cargol, si es passa el parell torçor recomanat, amb les complicacions per a la remoció de la pròtesis que això comportaria pel professional i pel pacient (incapacitat de descargolar la pròtesis)¹¹.

L'anàlisi per elements finits (FEA) s'ha utilitzat àmpliament per predir el rendiment biomecànic de diversos dissenys d'implants dentals, així com l'efecte de diferents factors clínics sobre l'èxit de l'implant¹⁸.

Mitjançant la comprensió de la teoria bàsica, el mètode d'aplicació, i les limitacions de FEA en la implantologia dental, es creu justificat dissenyar, analitzar i avaluar diferents geometries d'enllaç entre cabota de cargol i eina, així com el seu funcionament i comportament en diferents angulacions per aconseguir un disseny òptim de l'enllaç, la seva fabricació, i així poder estudiar el seu comportament mecànic. L'obtenció d'un resultat favorable suposarà la necessitat de desenvolupar un sistema d'additaments angulats compatibles amb qualsevol implant i procés de fabricació actual (colat, sobrecolat, resinat, enmuflat o CAD-CAM), tant per a pròtesis provisionals com definitives.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

2. HIPÒTESI I OBJECTIUS

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

2. HIPÒTESI I OBJECTIUS

2.1. Hipòtesi

La hipòtesi de treball és dissenyar un enllaç entre cabota de cargol de retenció protèsic (que tingui una fàcil identificació visual) i la seva respectiva eina, i que aquest disseny influeixi en la correcció d'angulacions de fins 30° per tal de suportar un parell de torsió de 30 N·cm sense trencament ni deformació de la cabota del cargol, alhora que sempre es pugui descargolar.

La confirmació d'aquesta hipòtesi i la introducció d'aquests elements en el camp de la prostodòncia i la implantologia proporcionaria un gran avanç i millores en quan a disposar d'una eina de treball que permeti tenir més possibilitats a l'hora de dissenyar i fabricar pròtesis cargolades a implants, amb més seguretat, més precisió, així com un estalvi en temps i costos.

2.2. Objectiu principal

Comprovar que es pot dissenyar i fabricar una eina i el seu respectiu cargol de retenció de pròtesis dentals a implants (que el cargol sigui fàcil d'identificar visualment), que pugui resistir un parell màxim igual o superior al dels cargols equivalents existents i que la transmissió del parell pugui realitzar-se fins un angle màxim entre ells de 30°. En el cas que es superi el parell recomanat, l'eina ha de cedir primer per a que la cabota del cargol no quedi inutilitzada i aquest pugui descargolar-se amb la mateixa eina o bé una de nova.

2.3. Objectius específics

- Analitzar els antecedents.
- Establir les especificacions.
- Definir els paràmetres de disseny de la cabota del cargol protètic i la seva respectiva eina.
- Analitzar la geometria i cinemàtica de funcionament de l'enllaç. Disseny dels diferents tipus d'enllaç.
- Analitzar el nombre òptim d'estries mitjançant la simulació per elements finits de l'enllaç.
- Dissenyar la cabota del cargol i l'eina amb 4 estries i analitzar per elements finits a 0°, 15° i 30°.
- Fabricar les mostres amb mètrica 2.
- Estudiar mecànicament la màxima resistència a torsió a 0°, 20° i 30°, i comparar-ho amb el bola Allen (HexS).
- Estudiar la fatiga estàtica i dinàmica d'aquest disseny amb material Titani grau 5.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

3. ESTAT ACTUAL DE LA QÜESTIÓ

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

3. ESTAT ACTUAL DE LA QÜESTIÓ

3.1. Anàlisi dels antecedents

En aquest apartat s'analitzen els antecedents així com la normativa existent referent als cargols. A partir d'aquest anàlisi, es determinaran aquells paràmetres que influeixen en la resistència, la facilitat de cargolament, etc.

A continuació hi ha una comparació entre les principals tipus d'enllaç disponibles al mercat:

3.1.1. Pla

El desalineament de l'eina és molt possible. Té una limitació en la transmissió del parell. Pot malmetre la unió i limitar-ne la vida. No és apropiat pel muntatge automatitzat.

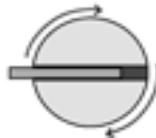


Fig. 1. Transmissió de parell de l'enllaç pla.

L'entalla està oberta pels dos costats, permetent que l'eina patini. L'enllaç no és autocentrable. Pot passar que mentre s'està enrosquant l'eina marxi. Això pot provocar molèsties a l'operari.

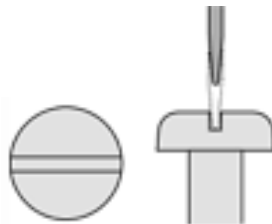


Fig. 2. Unió cabota-eina de l'enllaç pla.

L'eina i el cargol han d'estar alineats per al correcte funcionament de l'enllaç.

3.1.2. Allen

Pot transmetre un parell elevat, però falla fàcilment. Els punts de contacte entre l'eina i el cap són concentradors de tensions que tendeixen a arrodonir les arestes.

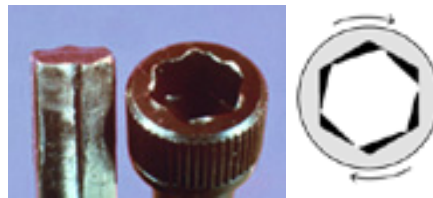


Fig. 3. Enllaç Allen.

L'angle de contacte de 60 graus és ineficient ja que transmet millor esforços en la direcció radial que no en la tangencial.



Fig. 4. Angle de contacte de l'enllaç Allen.

3.1.3. Cruciforme (Philips, Pozidriv...)

Els costats inclinats fan que s'alineï l'eina, però és difícil de mantenir l'engrenatge. Els costats inclinats fan que aparegui una força separadora que s'ha de vèncer. Aquesta força ocasiona fatiga i molèsties a l'operari.

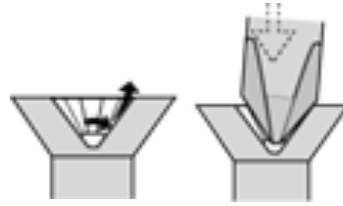


Fig. 5. Enllaç Cruciforme.

Aquesta força que s'ha d'aplicar limita la vida a fatiga.

Parell de ruptura (cabotes Phillips):

Taula 1 - Parell de ruptura (cabotes Phillips).

Codi Diàmetre	Diàmetre (mm)	Parell de ruptura mínim (N·m)
-3	4,8260	3,96
-4	6,3500	5,65
-5	7,9375	14,13

3.1.4. Torx

Permet transmetre un parell alt. La seva geometria circular millora l'engranament. Les parets laterals verticals eliminen la força separadora en el sentit de l'eix. L'angle de contacte de 15 graus produeix força radial, que pot reduir la vida de l'eina.



Fig. 6. Enllaç Torx.

Parell de ruptura (Cabotes Torx):

Taula 2 - Parell de ruptura (cabotes Torx).

Mida	Mètrica P - P	Parell Màxim (N·m)
T1	.81mm	.02 - .03
T2	.93mm	.07 - .09
T3	1.10mm	.14 - .18
T4	1.28mm	.22 - .28
T5	1.42 mm	.43 - .51
T6	1.70 mm	.75 - .9
T7	1.99 mm	1.4 - 1.7
T8	2.31 mm	2.2 - 2.6
T9	2.50 mm	2.8 - 3.4
T10	2.74 mm	3.7 - 4.5
T15	3.27 mm	6.4 - 7.7
T20	3.86 mm	10.5 - 12.7
T25	4.43 mm	15.9 - 19
T27	4.99 mm	22.5 - 26.9
T30	5.52 mm	31.1 - 37.4
T40	6.65 mm	54.1 - 65.1
T45	7.82 mm	86 - 103.2
T50	8.83 mm	132 - 158
T55	11.22 mm	218 - 256
T60	13.25 mm	379 - 445
T70	15.51 mm	630 - 700
T80	17.54 mm	943 - 1048
T90	19.92 mm	1334 - 1483
T100	22.13 mm	1843 - 2048

3.1.5. Torx Plus

Permet transmetre un parell elevat. L'angle de contacte de 0 graus assegura una transmissió de parell òptima i maximitza l'engranatge entre les dues parts de l'enllaç.

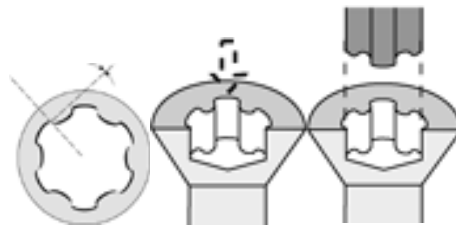


Fig. 7. Enllaç Torx Plus.

La força separadora vertical es molt petita. D'aquesta manera es redueix la fatiga als operaris. Es redueix també el lliscament entre la cabota i l'eina.

3.1.6. Mortorq

Parell elevat per enroscar, ja que la cara de contacte en el sentit d'enroscar té un angle de transmissió proper a 0°. En canvi, és més difícil de desenroscar.

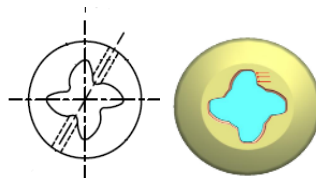


Fig. 8. Enllaç Mortorq.

Aquest enllaç presenta molta superfície de contacte en el sentit d'enroscar i facilitat d'automatització.

Material: Acer A286 DIN 1.4980 i Titani X5NiCrTi2615. Tractament tèrmic a 600-650°C amb límit de ruptura 1100-1240 MPa.

Parell de ruptura (cabotes Mortorq):

Taula 3 - Parell de ruptura (cabotes Mortorq).

Codi Diàmetre	Diàmetre (mm)	Parell mínim (N·m)
-04	2,84	1,47
-06	3,50	3,39
-08	4,16	5,65
-3	4,82	6,78
-4	6,35	15,82
-5	7,94	24,87

Taula 4 – Comparativa beneficis

Beneficis	Pla	Hexagonal	Cruciforme	Torx	Torx Plus
Minimitza el lliscament		X		X	X
Apropiat pel muntatge automàtic		X	X	X	X
Maximitza l'engranatge					X
Angle de transmissió	na	60°	na	15°	0°
Superfície de contacte gran				X	X
Força separadora mínima		X		X	X
Resistència a torsió alta		X (extern)		X	X
Esforç radial baix					X
Llarga vida a fatiga					X

3.1.7. Normativa

Es busca entre les normes sobre cargols aquelles que tractin sobre la resistència dels diferents cargols a parell torçor. A continuació se'n recullen els resultats més rellevants.

- EN ISO 898-1:1999

La norma EN ISO 898-1 fixa les característiques mecàniques dels elements de fixació fabricats d'acers al carboni i d'acers aliats. En ella apareixen els acers en què es fabriquen els cargols, els assajos que s'han de fer i les càrregues de ruptura a tracció. Els parells de ruptura es donen a la EN 20898-7. Els materials per classe de qualitat són:

Taula 5 – Relació material-qualitat.

Classe de qualitat	Materials i tractaments	T de revingut
3.6	Acer al carboni	-
4.6		-
4.8		-
5.6		-
5.8		-
6.8		-
8.8	Acer al carboni amb additius (B, Mn o Cr), trempat i revingut	425
	Acer al carboni trempat i revingut	
9.8	Acer al carboni amb additius(B, Mn o Cr), trempat i revingut	425
	Acer al carboni trempat i revingut	
10.9	Acer al carboni amb additius (B, Mn o Cr), trempat i revingut	340

	Acer al carboni trempat i revingut	425
	Acer al carboni amb additius (B, Mn o Cr), trempat i revingut	
	Acer aliat trempat i revingut	
12.9	Acer aliat trempat i revingut	380

Els materials per a cargols d'alta resistència són:

Taula 6 - Materials per a cargols d'alta resistència

Classe de qualitat	Material
8.8	19 MnB 4 / 23MnB 3 28 B 2 / 35 B 2
10.9	19 MnB 4 / 23MnB 3 28 B 2 32 CrB 4
12.9	32 CrB 4 34 CrMo 4

- EN 20898-7:1996

La norma EN 20898-7 determina el parell de ruptura mínim per a cargols amb diàmetres nominals entre 1 i 10 mm amb classes de qualitat de 8.8 a 12.9.

Taula 7 - Parell de ruptura mínim

Rosca	Pas (mm)	Mínim parell de ruptura			
		Classe de qualitat			
		8.8	9.8	10.9	12.9
M1	0,25	0,033	0,036	0,04	0,045
M1,2	0,25	0,075	0,082	0,092	0,10

M1,4	0,3	0,12	0,13	0,14	0,16
M1,6	0,35	0,16	0,18	0,2	0,22
M2	0,4	0,37	0,40	0,45	0,50
M2,5	0,45	0,82	0,90	1,0	1,1
M3	0,5	1,5	1,7	1,9	2,1
M3,5	0,6	2,4	2,7	3,0	3,3
M4	0,7	3,6	3,9	4,4	4,9
M5	0,8	7,6	8,3	9,3	10
M6	1	13	14	16	17
M7	1	23	25	28	31
M8	1,25	33	36	40	44
M8x1	1	38	42	46	52
M10	1,5	66	72	81	90
M10x1	1	84	92	102	114
M10x1,25	1,25	75	82	91	102

Es fa un assaig de torsió subjectant amb una abraçadora de manera que quedin dues rosques completes per sobre. S'hi aplica el parell de forma continuada i creixent.

Es considera que un cargol compleix la norma si la ruptura es produeix una vegada superat el parell mínim de la taula superior.

- ISO 3506-1:1997

La norma té per títol Característiques mecàniques dels elements de fixació d'acer inoxidable resistent a la corrosió. S'hi especifiquen les característiques mecàniques dels pern i cargols d'acers inoxidables austenítics, martensítics i ferrítics, resistents a la corrosió i assajats a una temperatura ambient compresa entre 15°C i 25°C. S'aplica a cargols fins a una diàmetre nominal de 39mm.

Taula 8 - Característiques mecàniques dels perns i cargols d'acers inoxidable austenític

Grup	Producte de classe	Classe de qualitat	Límits dels diàmetres de rosca	Resistència a la tracció mínim	Límit elàstic al 0,2%	Allargament de ruptura
Austenític	A1, A2	50	≤M39	500 MPa	210 MPa	0,6 d
	A3, A4	70	≤M24	700 MPa	450 Mpa	0,4 d
	A5	80	≤M24	800 MPa	600 MPa	0,3 d

Taula 9 - Característiques mecàniques dels perns i cargols d'acers inoxidable martensític i ferrític

Grup	Producte de classe	Classe de qualitat	Resistència a la tracció mínim	Límit elàstic al 0,2%	Allargament de ruptura	Duresa		
						HB	HRC	HV
Martensític	C1	50	500	250	0,2 d	147-209	-	155-220
		70	700	410	0,2 d	209-314	20-34	220-330
		110	1100	820	0,2 d	-	36-45	350-440
	C3	80	800	640	0,2 d	228-323	21-35	240-340
	C4	50	500	250	0,2 d	147-209	-	155-220
		70	700	410	0,2 d	209-314	20-34	220-330
Ferrític	F1	45	450	250	0,2 d	128-209	-	135-220
		60	600	410	0,2 d	171-271	-	180-285

Taula 10 - Parell de ruptura mínim N·m, per a cargols austenítics

Rosca	Parell de ruptura mínim N·m, per a cargols austenítics		
	Classe de qualitat		
	50	70	80
M1,6	0,15	0,2	0,24
M2	0,3	0,4	0,48
M2,5	0,6	0,9	0,96
M3	1,1	1,6	1,8
M4	2,7	3,8	4,3
M5	5,5	7,8	8,8
M6	9,3	13	15
M8	23	32	37
M10	46	65	74
M12	80	110	130
M16	210	290	330

Els valors mínims de parell de ruptura dels elements de fixació d'acers martensítics i ferrítics s'han d'acordar entre el client i el fabricant.

3.1.8. Aplicació a sectors

Aquí hi ha un petit recull dels sectors que empren tipus d'enllaç més exigents en quant a parell i pes.

3.1.8.1. Aeronàutic

El sector aeronàutic té unes necessitats d'un alt parell de muntatge i un baix pes.

Els parells de muntatge nominal, mínims i màxims per a diferents materials són els següents:

Taula 11 - Parells de muntatge nominal, mínims i màxims

Codi diàmetre	Diàmetre (mm)	Femelles d'acer			Titani			Alumini		
		min	nom	max	min	nom	max	min	nom	max
- 8	4,16	2,2	2,5	2,8	2,6	3,0	3,4	-	-	-
- 3	4,82	3,7	4,2	4,8	4,4	5,0	5,8	2,5	2,9	3,3
- 4	6,35	6,3	7,2	8,2	7,6	8,6	9,8	5,4	6,3	7,2

Els principals tipus d'enllaç són Mortorq i Phillips, encara que n'hi ha d'altres com Torq-set o Tri-Wing.



Fig. 9. Tipus d'enllaç Torq-set i Tri-Wing.

3.1.8.2. Automoció

Els tipus d'enllaç més utilitzats en automoció són:

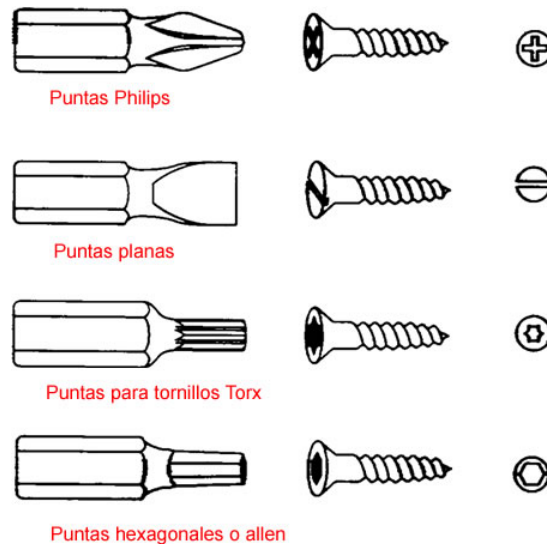


Fig. 10. Tipus d'enllaç més utilitzades en automoció.

3.1.9. Sistemes utilitzats en unions de difícil accés

En aquest document s'analitzen diferents sectors on s'utilitzen unions cargolades i, des del punt de vista de l'enllaç BHS, es busca quins avantatges presenta la substitució de les unions actuals per unions BHS. Aquesta substitució, en algun cas, pot suposar no solament la substitució de l'enllaç en si, sinó també la substitució dels mecanismes dissenyats per la facilitat d'accés de l'eina i/o cargol.

Alguns dels mecanismes utilitzats per poder cargolar unions amb poca accessibilitat són els següents:

- Clau de got d'articulació Cardan:



Fig. 11. Clau de got d'articulació Cardan.

- Clau portapuntes:



Fig. 12. Clau portapuntes.

- Cas concret per afluixar el purgador d'un embragatge: combinació de got llarg, Cardan, tornavís de 3/8", prolongador i clau de carraca:



Fig. 13. Cas concret de combinació d'eines.

- Enllaç bola Allen (HexS):

En el mercat actual existeix un sistema d'enllaç comú en molts sectors, anomenat "bola Allen", i que té aplicacions semblants a les de l'enllaç BHS, encara que com és veurà més endavant, amb prestacions molt inferiors.



Fig. 14. Enllaç bola Allen.

Es tracta de cargols amb hexàgon interior que es poden cargolar amb eines Allen de bola que, tot i que permeten un cert angle d'inclinació de l'eina, aquest és molt petit, uns 15°-20° aproximadament. A més a més, el disseny de l'enllaç no és òptim doncs l'angle de transmissió

(angle d'aplicació de la força respecte la direcció del moviment) està entre 60° i 90° quan l'angle òptim és de 0° . Això és degut a que la geometria hexagonal de l'enllaç fa que la limitació de parell sigui més elevat que amb un enllaç que tingui un angle de transmissió inferior.

En l'enllaç BHS l'angle de transmissió és 0° i per tant la pressió exercida per l'eina sobre les dents del cargol té la mateixa direcció que el moviment. D'aquesta manera s'eviten càrregues radials que redueixen l'eficiència de la transmissió i que augmenten el desgast de l'enllaç.

L'eina Allen tendeixen a trencar per la zona més dèbil de l'eina, localitzada al rebaix que hi ha entre el cos i la punta, i es produeix quan es vol transmetre un parell més elevat del que l'eina és capaç de suportar.



Fig. 15. Detall del rebaix.

La qualitat d'unió que ofereix l'enllaç BHS és molt superior a aquesta, ja que el disseny de les dents permet una transmissió òptima del parell exercit.

3.1.10. Sector Dental: Anàlisi de les principals marques comercials amb sistemes d'enllaç cargol-eina amb capacitat d'angulació: Enllaç bola Allen (HexS)

En els tractaments protètics que es realitzen i sempre en els casos cargolats, cal resoldre diàriament problemes estètics i funcionals producte de la incorrecta posició dels implants. En aquesta anàlisi es tracta de valorar algunes solucions per corregir angulacions de menys de 30°.

Un gran nombre de fabricants han apostat per l'elaboració de pilars inclinats fixos o mòbils, amb sortida sagital i en qualsevol posició d'inserció del cargol, també coneguts com a pilars dinàmics. Però en realitat la clau de l'èxit d'aquests sistemes es troba en l'enllaç entre la cabota del cargol i l'eina, veritables artífexs d'aquestes solucions.

Passarem a nomenar, i donar unes notes tècniques de cadascun dels sistemes, i una comparació entre ells realitzant unes proves bàsiques. S'ha avaluat la resistència entre components cargol-eina simulant les condicions de treball més desfavorable (a màxima angulació), sobre un Pilar Dinàmic (fabricat cadascun per la seva casa comercial), cargolat sobre un implant d'hexàgon extern plataforma 4.1 mm de diàmetre.

El Pilar Dinàmic consta d'una base amb una semiesfera sobre la qual encaixa una xemeneia calcinable, que es pot moure lliurement sobre la base i gràcies al seu disseny, limita l'angulació de la xemeneia, impedit més angulació.

En aquesta prova s'ha utilitzat la màquina de parell digital (CHECKLINE EUROPE Marca IMADA, Model HTC2-15), aplicant un parell de cargolament fins a la fallada d'un dels components²².

3.1.10.1. Talladium

El conjunt de fixació consta de cargol i eina amb cap hexagonal 1,30mm de bola (HexS) (Fig. 17). El muntatge del sistema permet angular l'eina dins del cargol 18° (Fig. 16). L'eina presenta una connexió contra-angle per a motor de clínica (Fig. 18).



Fig. 16. Posició màx. Angulació cargol / eina.



Fig. 17. Detall bola hexagonal eina Talladium.



Fig. 18. Eina Talladium. Detall connexió contra-angle.

- Màxima resistència a torsió:

La fallada es produeix al cap de cargol coronant a 49 N·cm (Fig. 19). L'eina es manté sense deformació. El cargol corona i queda inutilitzat pel descargolament.

S'ha analitzat també els cicles de vida dels cargols a la situació de màxima angulació de pilar, cargolant i descargolant sobre una rèplica a 35 N·cm amb un motor clínic de parell, donant com a resultat uns 30 cicles fins a coronar. (Fig. 20).



Fig. 19. Cargol coronat a 49 N·cm.



Fig. 20. Cargol coronat amb 30 cicles.

3.1.10.2. *Iclonné*

El conjunt de fixació del sistema consta de cargol i eina amb enllaç hexagonal 1,30mm (Fig. 21, 22, 23). El muntatge del sistema permet angular l'eina dins del cargol $15,9^\circ$. Podem veure a la (Fig. 23) una comparativa amb la angulació del sistema de Talladium International.

L'eina del sistema es presenta amb un mànec incorporat amb el qual només podrem cargolar amb la mà.



Fig. 21. Cargol IClonné.



Fig. 22 - Eina IClonné.



Fig. 23. Comparativa eina i angulació entre Talladium – Iclonné.



Fig. 24. Coronament cargols IClonné.

- Màxima resistència a torsió:

Ja que amb l'eina del sistema no es pot donar parell, s'ha analitzat la resistència del cargol amb un tornavís de Talladium International, coronant els cargols a 30 i 26,5 N·cm (Fig. 24).

3.1.10.3. *Singular*

El conjunt de fixació per a aquest pilar angulat consta de cargol i eina hexagonal de bola de 1,2 mm, amb poca definició de perfil (Fig. 25, comparativa amb eina de Talladium International) i amb inclinació de $14,50^\circ$ no estable en el moment de cargolar el cargol (Fig. 26).

L'eina de Singular no permet col·locar-lo en contra-angle per a motor de clínica, ja que ve en una sola peça i connexió per carraca universal amb quadrat de 4 mm. (Fig. 27)

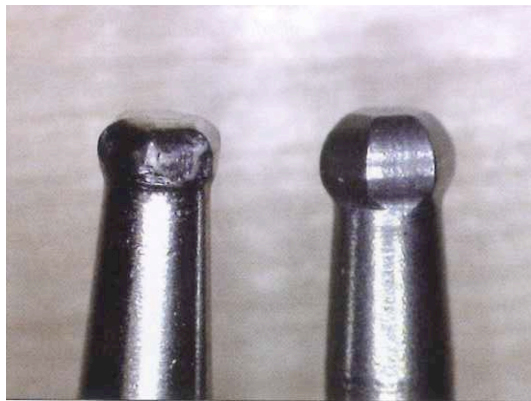


Fig. 25. Comparativa eina Singular – Talladium.



Fig. 26. Muntatge cargol-eina màx. angulació, $14,50^\circ$.

- Màxima resistència a torsió:

S'ha analitzat dos cargols, i en ambdós casos es produeix la coronació de les cares de l'hexàgon a 15,51 N·cm i 16,3 N·cm respectivament. (Fig. 28, 29, 30)

A la bola hexagonal de l'eina s'aprecia deformació de les arestes, que ens indica que no disposa d'una duresa suficient, segons les imatges. (Fig. 25)

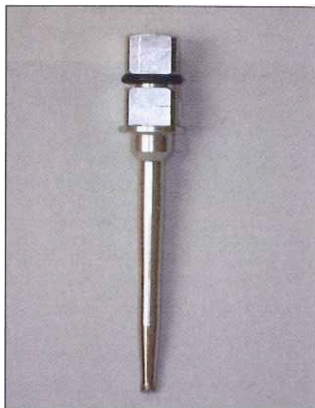


Fig. 27. Detall eina connexió a carraca.



Fig. 28. Coronament cargol a 15,5 N·cm.



Fig. 29. Detall coronament.



Fig. 30. Coronament del cargol a 16,3 N·cm.

3.1.10.4. Biomet 3i

El conjunt de fixació per aquest pilar angulat consta de cargol de mètrica 1.4 mm i eina hexagonal de bola de 1,17 mm, i amb inclinació de 14° no sent estable en el moment de cargolar el cargol. (Fig. 31, 32)

L'eina de 3i permet col·locar-lo en contra-angle per a motor de clínica.



Fig. 31. Detall eina Biomet 3i.



Fig. 32. Muntatge cargol-eina. Angulació màx. 14°.

- Màxima resistència a torsió:

En la prova funcional de cargolar el conjunt a màxima angulació sobre el convertidor de Multi-Unit, es nota una certa dificultat de gir entre la cabota hexagonal de l'eina.

A l'aplicar un parell al cargol la fallada es produeix en l'eina, produint ruptura a 20,1 N·cm, i deixant el cap del cargol bloquejada amb la bola de l'eina, generant una situació molt crítica en boca de pacient. (Fig. 33, 34, 35).

El trencament de l'eina ens indica que no disposa d'una duresa suficient ja que la deformació es produeix amb un parell torçor de tan sols de 20 N·cm, segons imatges.



Fig. 33. Rotura eina a 20,1 N·cm.



Fig. 34. Detall eina trencada.



Fig. 35. Detall rotura.

3.1.10.5. Rizax

El sistema Rizax es presenta amb dos tipus d'eines, una amb mànec (Fig. 36) i una altra amb connexió a carraca dinamomètrica amb punta de bola hexagonal de 1,20 mm. (Fig. 37). Tenen dos cargols, de M1,4 i M2. Tots dos cargols presenten restes de material al cap dels cargols. (Fig. 38, 39)



Fig. 36. Detall eina Rizax amb mànec.



Fig. 37. Detall eina Rizax per a carraca.



Fig. 38. Rebaves al cap del cargol Mètrica 1,4 mm.

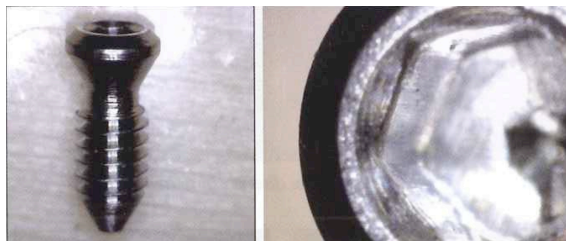


Fig. 39. Rebaves cap del cargol Mètrica 2 mm.

Les cares dels hexàgons no són planes i presenten un brocat superior, de manera que l'ajust de l'eina amb el cargol té molta tolerància, no podent donar el parell necessari i tenint un alt risc de coronar el cargol.

La punta de l'eina amb mànec, només té la meitat de la bola i això impedeix el seu correcte funcionament. (Fig. 36).

La punta de l'eina amb l'adaptador de carraca, té l'esfera completa, però la seva qualitat de mecanitzat és molt pobre, impedit que pugui cargolar en angulació. (Fig. 37).

A la (Fig. 40) podem veure una comparativa dels fresats de la bola del sistema de Talladium Internacional i Rizax.



Fig. 40. Comparativa eines Talladium – Rizax.

- Màxima resistència a torsió:

En l'eina amb mànec adaptada a carraca dinamomètrica (Fig. 41), se li aplica un parell i s'obté, com a resultat, la deformació de les cares de la bola de l'eina. (Fig. 42)



Fig. 41. Abans de la prova.



Fig. 42. Bola deformada després.

En l'eina amb mànec de clínica, s'ha produït un trencament a la part posterior de la bola després d'aplicar dos cicles de parell manual, quedant-se la bola incrustada al cap del cargol. (Fig. 43, 44).



Fig. 43. Detall trencament eina.



Fig. 44. Eina trencada.

3.1.10.6. *Biomain*

L'empresa Biomain ha desenvolupat el sistema i-Bridge2/Evolution. Consisteix en una eina i diversos cargols, que permeten cargolar amb una angulació màxima de 20°, segons fabricant. Aquest sistema no disposa d'un pilar en angle per realitzar estructures colades, només és aplicable a estructures CAD-CAM. (Fig. 45).



Fig. 45. Sistema Biomain.

L'enllaç entre eina i cargol és quadrat amb forma de bola per permetre el cargolat en angulació. (Fig. 46, 47).



Fig. 46. Cap de l'eina quadrada



Fig. 47. Connexió cap del cargol

- Màxima resistència a torsió:

S'ha realitzat la prova de resistència de l'eina amb la màquina de parell, produint el trencament de l'eina a 60,5 N·cm, evitant d'aquesta forma la coronació del cargol (cas més desfavorable). (Fig. 48, 49, 50, 51).



Fig. 48. Trencament del cap de l'eina.



Fig. 49. Cap del cargol segueix sent útil.



Fig. 50. Detall de la tija de l'eina seccionada.

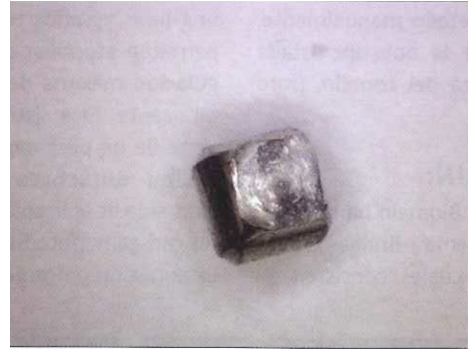


Fig. 51. Detall de la cabota de l'eina seccionada.

Taula 12. Taula resum de les diferents cases comercials.

MARCA	Eina	Cargol	Resultats màx. Resistència a torsió
Talladium	Punta bola hexagonal Entre cares de 1,30mm Fins 18° d'angulació	Cap hexagonal Mètrica 2mm	49,8 N·cm Corona el cap del cargol. Eina ok.
Rizax	Punta bola hexagonal Entre cares de 1,20mm Fins 20° d'angulació	Cap hexagonal Mètrica 2mm	Eina amb mànec i parell manual. Trencament de l'eina per la tija.
IClonné	Punta bola hexagonal Entre cares de 1,30mm Fins 18° d'angulació	Cap hexagonal Mètrica 2mm	30 N·cm Corona el cap del cargol Eina ok.
Singular Implant	Punta bola hexagonal Entre cares de 1,20mm Fins 14° d'angulació	Cap hexagonal Mètrica 2mm	15,5 N·cm Deformació arestes de la bola del cap de l'eina.
Biomet 3i	Punta bola hexagonal Entre cares de 1,17mm Fins 14° d'angulació	Cap hexagonal Mètrica 1,4mm	15,5 N·cm Trencament de l'eina per la tija. Cap del cargol bloquejat pel cap de l'eina.
Biomain	Punta bola quadrada Fins 20° d'angulació	Cap quadrat Mètrica 2	60,5 N·cm Trencament de l'eina per la tija. Cap del cargol bloquejat pel cap de l'eina.

3.2. Establiment de les especificacions

3.2.1. Introducció

L'enllaç Ball Head System (BHS) és un nou concepte dins el camp de les unions cargolades. Es tracta d'un nou sistema de transmissió del moviment (i parell), entre l'eina i el cap del cargol, basat en una geometria principalment esfèrica, que permet el major angle d'inclinació entre l'eina i el cargol del mercat, fins a 30°; a més d'obtenir un angle de transmissió òptim de 0°.

L'objecte d'aquest apartat és l'obtenció dels paràmetres que afecten al rendiment de l'enllaç, a la resistència i a la facilitat de cargolar. Aquests paràmetres són els que s'empraran per obtenir el millor disseny òptim.

3.2.2. Conceptes inicials. Procés de generació del disseny de l'enllaç BHS

Per entendre millor quines funcions noves aporta l'enllaç BHS es farà una explicació del procés de disseny, dels criteris que s'han seguit i les característiques que presenta.

El disseny de l'enllaç BHS es realitza mitjançant el següent procés:

1. Es dibuixa la part "femella" de l'enllaç (en aquest cas l'eina) seguint una sèrie de criteris:
 - Dissenyar les estries o dents de manera que l'angle de transmissió sigui zero per tal d'optimitzar la transmissió de parell.
 - Permetre una angulació entre l'eina i el cargol.
 - Assegurar una correcta cinemàtica entre l'eina i el cargol.



Fig. 52. Disseny eina BHS.

2. Es col·loca l'eina en totes les posicions possibles. Aquestes posicions donen lloc a que a l'interior de la cavitat es generi el negatiu de les estries.

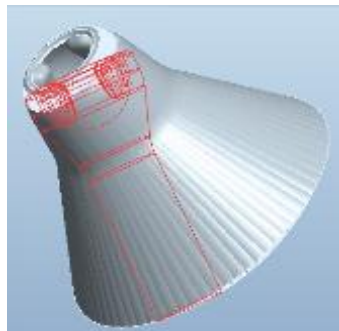


Fig. 53. Posicions eina BHS.

3. A partir del negatiu de les estries es realitza una operació de sostracció sobre una esfera i a continuació es genera el cos del cargol.

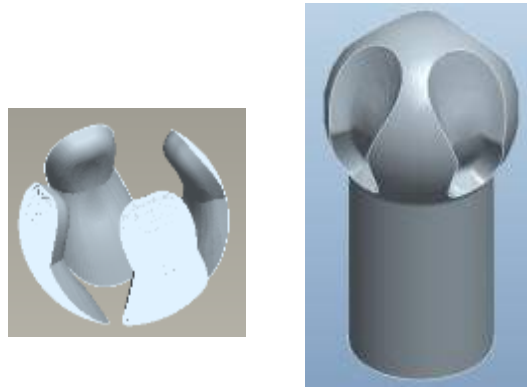


Fig. 54. Estries i disseny del cargol.

Una de les particularitats que presenta l'enllaç BHS és que les funcions cargol i eina són intercanviables segons el tipus d'aplicació que es requereixi. En el procés de disseny que s'ha comentat anteriorment, la funció de l'eina presenta una cavitat i la funció de cargol un sortint. Per exemple, en el camp de la protodòncia, la geometria esfèrica i sortint del cargol és d'interès perquè és fàcil d'identificar visualment.

Gràcies a aquesta versatilitat entre la geometria de l'eina i del cargol, convé definir una manera per anomenar cada cas. Per tant, el cargol esfèric s'anomenarà “*external*”.

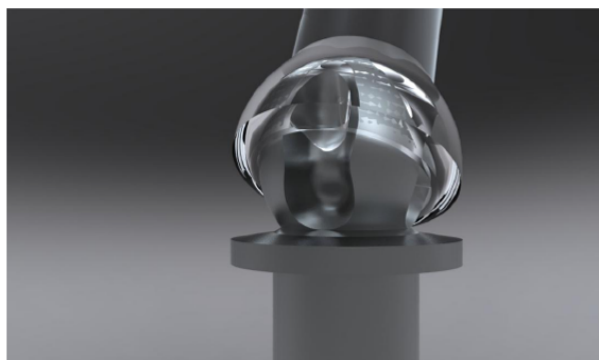


Fig. 55. Eina i cargol “*external*”.

Si l'eina és amb el sortint, el cargol s'anomenarà "*internal*".

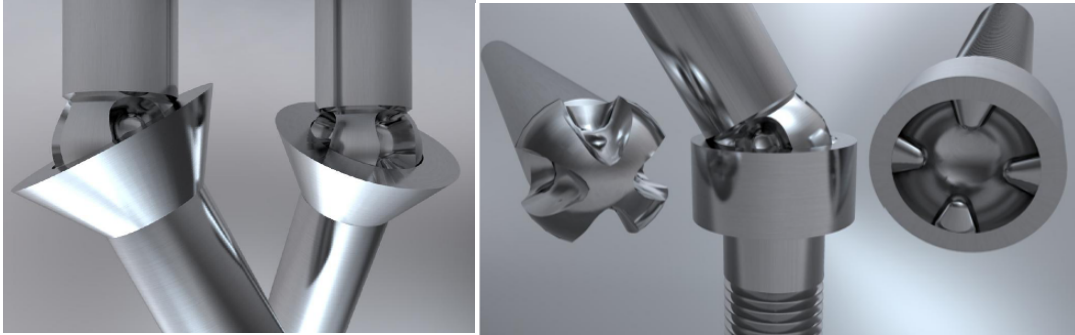


Fig. 56. Eina i cargol "*internal*".

3.2.3. Càlculs de resistència

Normalment la resistència dels cargols a torsió es pot dividir en la resistència del cap i la de la tija.

La resistència de la tija és la mateixa per a tots els cargols de la mateixa qualitat i mètrica. Quan s'aplica el parell torçor sorgeix una tensió normal (en la direcció de l'eix del cargol). La secció resistent és la secció mínima que deixa la rosca.

La resistència de la cabota depèn del tipus de l'enllaç. Pot passar que una cabota sigui més resistent que la tija. En aquest cas, si s'apliqués un parell de muntatge superior al que pot resistir la tija, aquesta es trencaria i l'enllaç quedaria inutilitzable. En el cas contrari, la tija més resistent que la cabota, el cargol fallaria per la cabota i també quedaria inutilitzable.

3.2.4. Força separadora

Depenent del tipus de cabota, en la unió entre l'eina i el cargol apareix una força separadora

que l'operari o la màquina que actuï sobre l'enllaç haurà de contrarestar per tal de mantenir la unió.

3.2.5. Posicionament de l'eina

A l'hora d'automatitzar el procés d'unio entre dues peces cargolades és molt important que l'enllaç entre la cabota i l'eina s'autoalineï. Aquest fet minimitza els temps de manipulació i per tant el temps final d'execució de la unió.

3.2.6. Principals avantatges de l'enllaç BHS

Els avantatges que ofereix l'enllaç BHS són els següents:

- Mitjançant el seu disseny permet una angulació de fins a 30° per realitzar l'enllaç. Si fos necessari per un cas determinat es podria augmentar a una major angulació dissenyant una nova geometria.
- Gràcies al disseny de les dents s'aconsegueix un angle de transmissió de 0°, i per tant dona lloc a una transmissió de parell òptima.
- Degut a la seva geometria ofereix retenció que facilitarà el cargolament.
- A partir de la utilització de materials de qualitat es poden aconseguir altes propietats mecàniques.
- Es pot invertir la funció cargol-eina segons els requeriments de l'aplicació.
- El cost de fabricació és equivalent a la resta de cargols.

El tret diferenciador de l'enllaç BHS amb altres enllaços que ofereixen les mateixes propietats mecàniques és l'angulació de fins a 30°. La facilitat de collar més les característiques de parell, dona lloc a un enllaç que pot substituir qualsevol unió i evoca a noves concepcions.

Les característiques de l'enllaç BHS faciliten el muntatge i encara més important el manteniment. El muntatge normalment es realitza al laboratori i permet confeccionar una pròtesi cargolada en lloc d'una pròtesi cimentada a pilars angulats intermedis. En canvi el manteniment s'ha de realitzar a la boca del pacient, i per tant en pitjors condicions d'accessibilitat. És aquí on l'accessibilitat juga un paper important, ja que l'enllaç BHS permet la retenció cargolada directa de la pròtesi a l'implant, facilitant-ne així el seu manteniment.

3.2.7. Comparativa de l'angle de transmissió i l'angle d'inclinació de l'enllaç BHS amb altres enllaços.

Unes de les principals avantatges que presenta l'enllaç BHS venen donades per l'angle de transmissió i l'angle d'inclinació, és per això, que a continuació es farà una breu comparativa amb altres enllaços del mercat.

L'angle de transmissió (α) és l'angle que apareix entre la perpendicular de la direcció del moviment i la direcció de la força. La transmissió serà òptima si aquest angle és de 0° , si és més gran de zero es produiran forces radials que poden reduir la vida de l'eina.

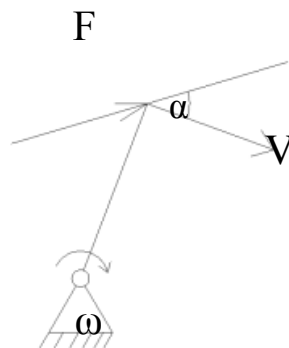


Fig. 57. Angle de transmissió.

D'altra banda l'angle d'inclinació (β) és l'angle que hi ha entre l'eix de l'eina i l'eix del cargol, com major sigui aquest angle l'enllaç oferirà una millor accessibilitat.



Fig. 58. Angle d'inclinació.

- BHS
 - Angle de transmissió: 0°
 - Angle d'inclinació: 30°

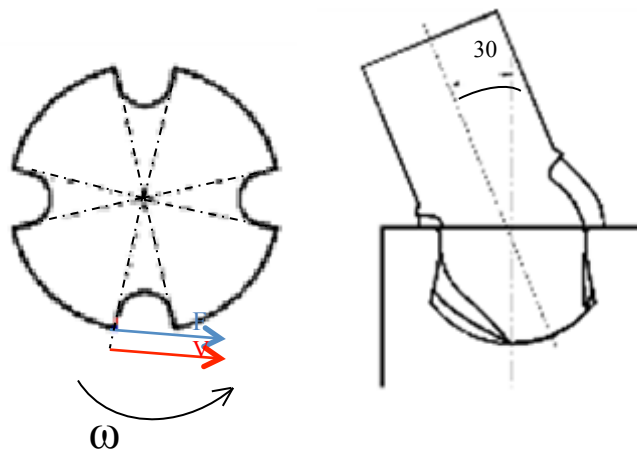


Fig. 59. Angle de transmissió i d'inclinació de l'enllaç BHS.

- Bola Allen

- Angle de transmissió: segons el punt de contacte entre 60° i 90°
- Angle d'inclinació: 15°

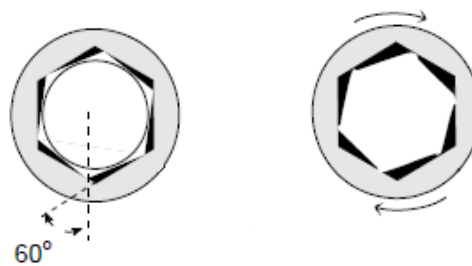


Fig. 60. Angle de transmissió de l'enllaç bola Allen.



Fig. 61. Angle d'inclinació de l'enllaç bola Allen.

- Torx

- Angle de transmissió: 15°
- Angle d'inclinació: 0°

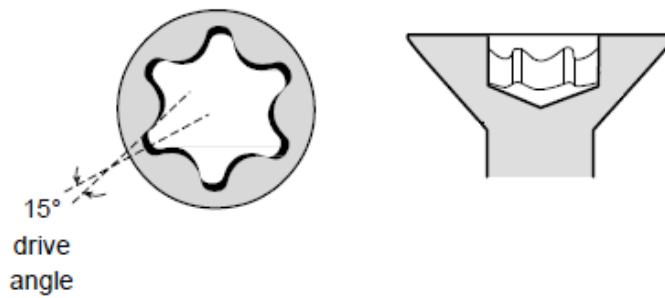


Fig. 62. Angle de transmissió i d'inclinació de l'enllaç Torx.

- Torx Plus

- Angle de transmissió: 0°
- Angle d'inclinació: 0°

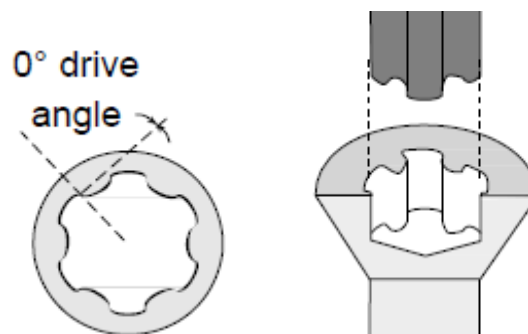


Fig. 63. Angle de transmissió i d'inclinació de l'enllaç Torx Plus.

Taula comparativa:

Taula 13 –Comparació angle de transmissió – angle d'inclinació.

Tipus	Angle de transmissió	Angle d'inclinació
BHS	0°	30°
Bola Allen	60° - 90°	15°
Torx	15°	0°
Torx Plus	0°	0°

3.3. Definició dels paràmetres de disseny de l'enllaç BHS (cabota del cargol protètic i la seva respectiva eina).

3.3.1. Cap de l'eina

Estudiant els cargols de la competència s'arriba a les següents conclusions.

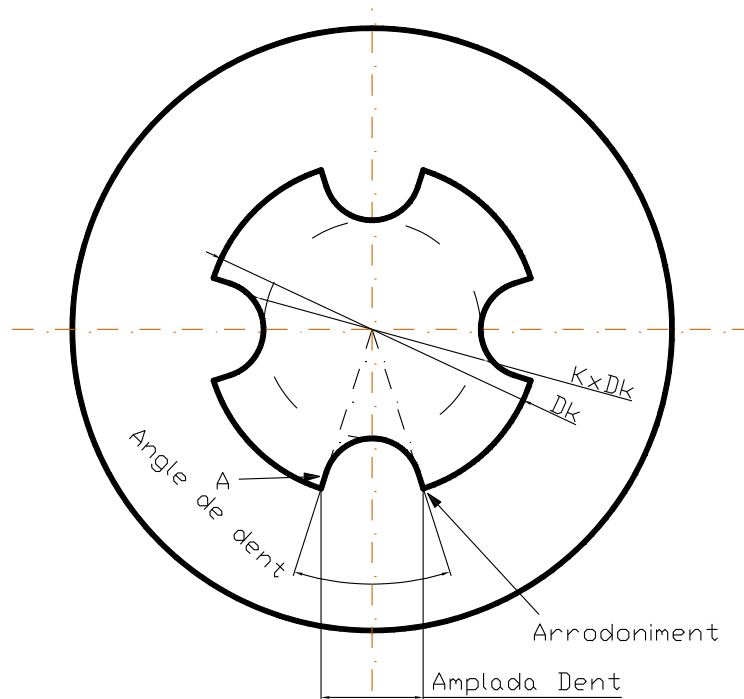


Fig. 64. Cap de l'eina.

Per garantir un angle de transmissió de 0 graus entre el cargol i l'eina, la cara marcada com a A ha de tenir una direcció radial. D'aquesta manera la pressió exercida pel cargol sobre la dent té la mateixa direcció que el moviment. S'eviten així càrregues radials que redueixen l'eficiència de la transmissió.

L'amplada de la dent influeix en el parell màxim que pot suportar l'enllaç.

La relació entre el diàmetre màxim de les dents i el diàmetre de la ranura, K , s'ha d'optimitzar per tal de donar un compromís entre el parell màxim i la qualitat de la transmissió de la força.

S'ha d'arrodonir les arestes vives, ja que aquestes són punts concentradors de tensions.

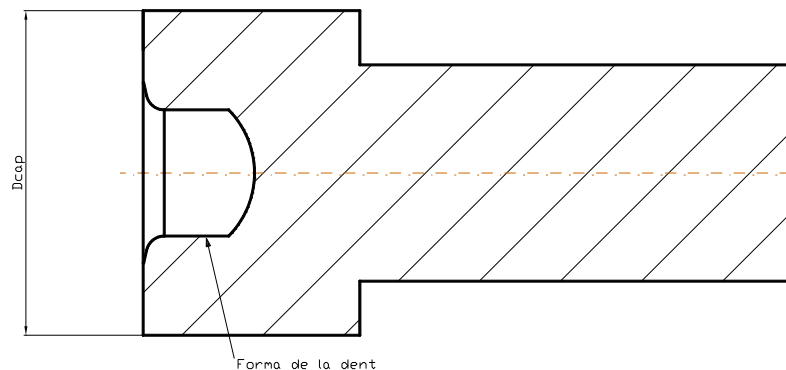


Fig. 65. Forma de la dent de l'eina.

El diàmetre del cap influeix en el parell màxim que pot suportar. A més diàmetre, parell màxim més elevat.

La forma de les dents ha de tenir una forma de fàcil fabricació. Seria desitjable no tenir negatius.

S'ha d'evitar al màxim la força separadora axial. Per a aconseguir-ho el contacte entre l'eina i el cap del cargol ha de ser el més vertical possible. En aquesta aplicació serà, però, difícil d'aconseguir ja que no es pot tenir un contacte vertical per a tots els valors d'angulació.

3.3.2. Cap del cargol

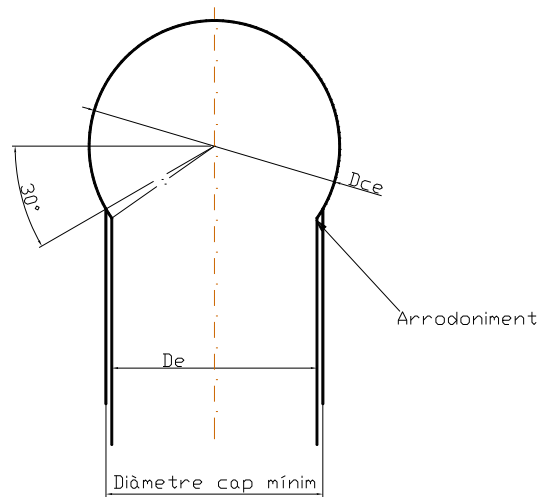


Fig. 66. Forma del cap del cargol.

El diàmetre D_{ce} ha de tenir el joc mínim que garanteixi un bon engranatge.

El diàmetre de l'eix ha de ser inferior al diàmetre de cap mínim, que és el que talla l'esfera a 30 graus.

Entre el cap del cargol i el diàmetre de l'eix ha d'haver un arrodoniment. Els canvis bruscos de secció actuen com a concentradors de tensió.

3.4. Anàlisi de la geometria i cinemàtica de funcionament de l'enllaç BHS

3.4.1. Eina

Les dimensions de l'eina són les següents:

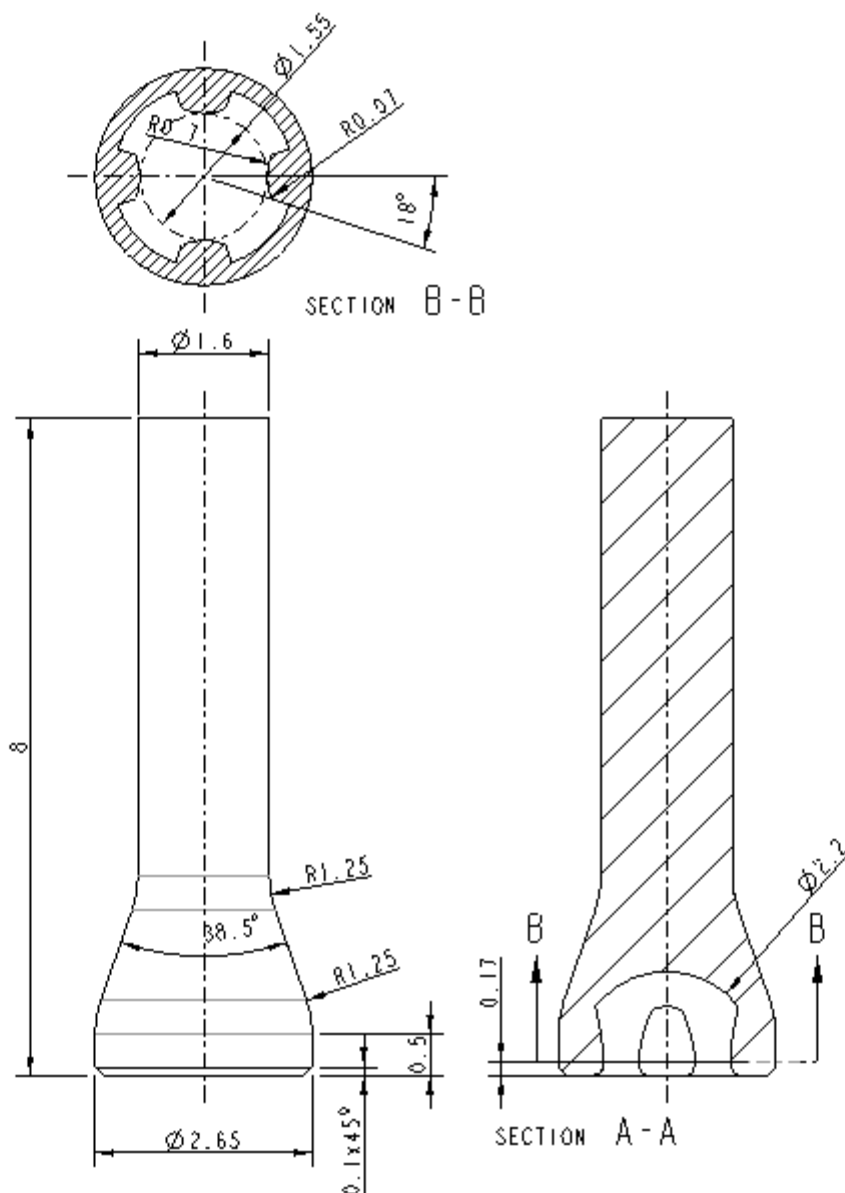


Fig. 67. Dimensions generals de l'eina.

La secció B és la que està en contacte amb la cabota del cargol. Els costats de les dents són radials. La part més interior de la dent s'ha arrodonit per tenir el màxim espai possible a l'interior. Aquest diàmetre interior és el que ens condiciona la secció mínima de la cabota. L'angle de la dent condiciona l'amplada de l'estria o ranura en la cabota. En les dimensions de les dents s'ha buscat un compromís entre la resistència de l'eina i de la cabota. El diàmetre de la semiesfera interior està limitat pel diàmetre de la cabota. El diàmetre exterior està limitat per l'orifici d'accés a l'implant que ha de tenir la pròtesi.

3.4.2. Cabota del cargol

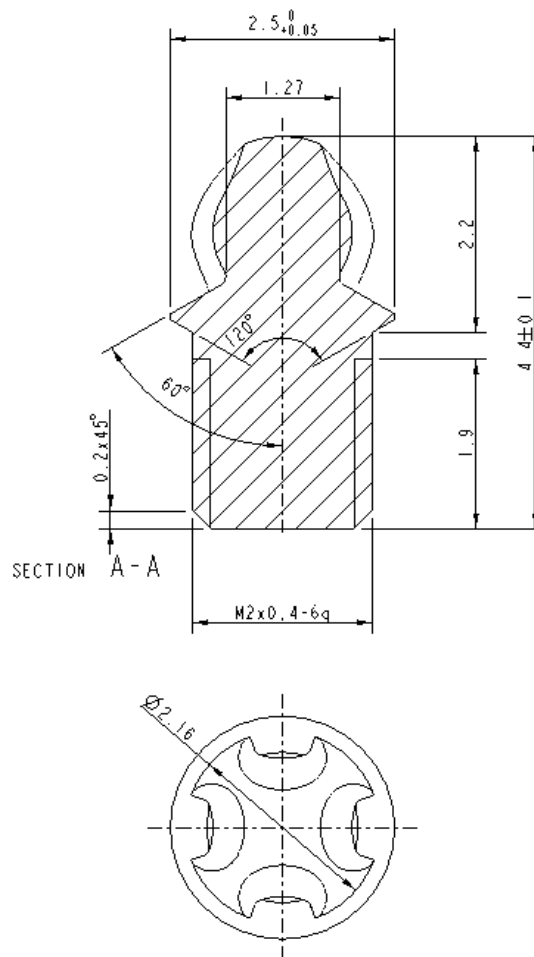


Fig. 68. Dimensions generals de la cabota.

La geometria de les estries del cargol ve definida per les dents de la l'eina. El xamfrà superior limita l'angulació a 30 graus. L'avellanat inferior fa que l'entrada i recorregut per la xemeneia sigui més fàcil i ajuda a centrar el cargol sobre la base d'assentament i l'implant.

3.4.3. Estudi d'interferències i jocs.

Interferències

Segons l'eina per detectar interferències del Pro/E les interferències que apareixen són, per a diferents angulacions, les següents:

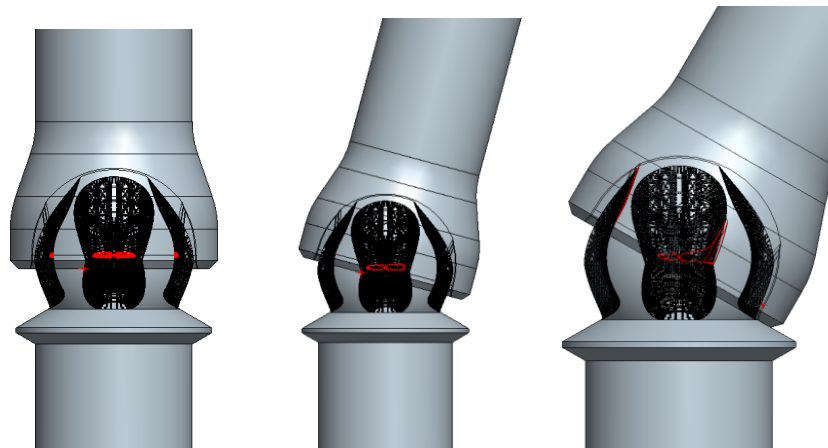


Fig. 69. Interferències cargol dental.

Aquestes interferències són molt petites. S'ha comprovat experimentalment que no afecten al correcte funcionament de l'enllaç.

Jocs

Pel mètode de generació, l'estria és més ampla que la dent de l'eina. D'aquesta manera no es necessita donar un joc addicional per al seu correcte funcionament. En canvi, sí que es necessita un joc entre l'esfera de l'eina i de la cabota. Es decideix que el diàmetre nominal de l'esfera de la cabota sigui de 2,16 mm, mentre que el de l'eina és de 2,20 mm. D'aquesta manera, es garanteix que l'enllaç no s'enclavi.

3.4.4. Lliscament entre la cabota i l'eina.

La geometria de l'enllaç fa que aparegui una desalineació angular entre els dos eixos, és a dir, els angles α i β no són iguals. Aquesta diferència és major com més gran és l'angle γ (angle entre els dos eixos). Aquest desalineament és inherent a la cinemàtica de l'enllaç i no depèn de la mida dels membres que hi intervenen.

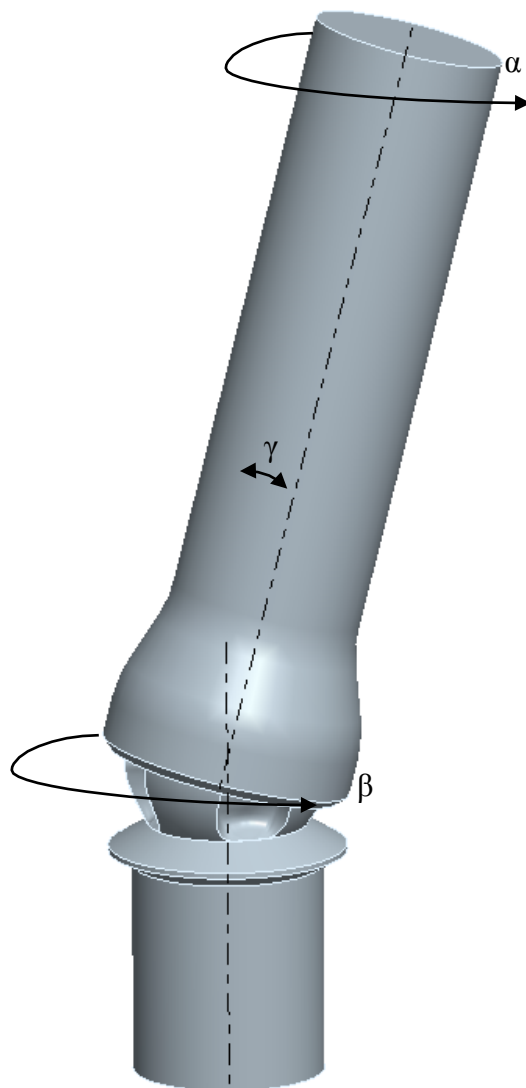


Fig. 70. Angles que influeixen en la desalineació angular.

La relació entre els angles, si s'acciona l'eina, és la següent:

$$\beta = \operatorname{atan} \frac{\tan \alpha}{\cos \gamma}$$

A continuació hi ha una comparació de les desviacions angulars per a diferents angulacions.

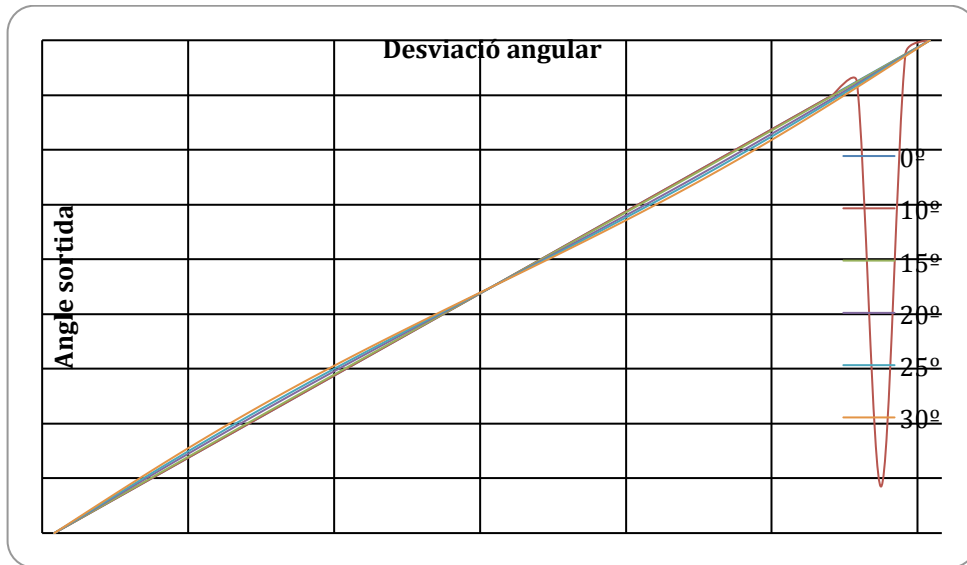


Fig. 71. Angle de sortida vs angle d'entrada.

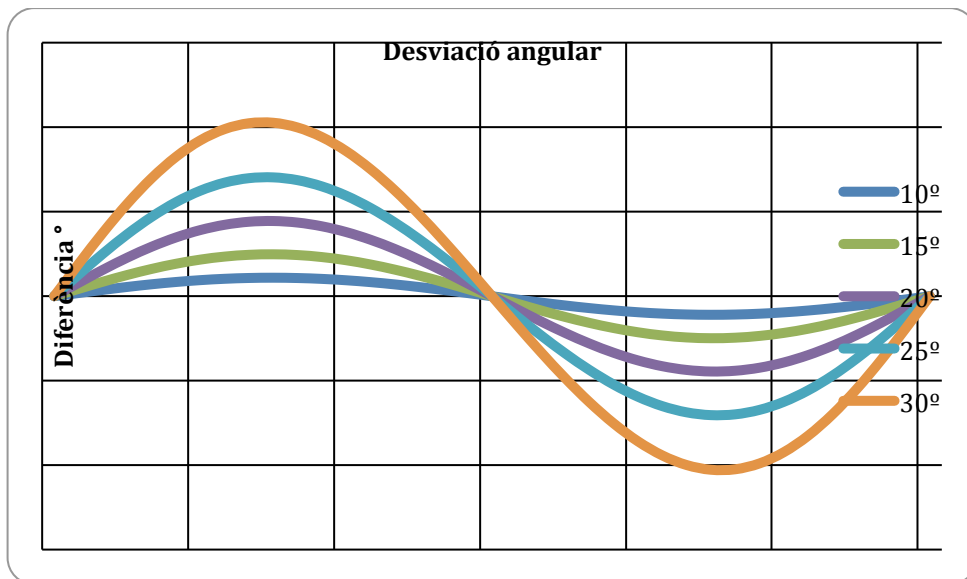


Fig. 72. Diferència d'angle vs angle d'entrada.

Com es pot observar, a més angulació, major diferència. Tot i això, cada quart de volta la diferència s'anul·la. S'ha de dir que aquesta desviació no afecta a la transmissió del parell, tan sols és un efecte que apareix com a conseqüència del tipus de moviment realitzat. Sí que s'hauria de considerar aquest efecte si en comptes de transmetre una parell es volgués transmetre potència.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

4. METODOLOGIA

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

4. METODOLOGIA

4.1. Anàlisi per elements finits de l'enllaç BHS

4.1.1. Introducció

Una de les situacions més habituals en que es troben cada dia els odontòlegs és la de perfilar l'implant per una situació indesitjable i imprevista. Les solucions actuals per aquesta qüestió són l'ús de pilars angulats, tan amb pròtesi fixa cargolada com en pròtesi cementada.¹ En alguns casos l'ús d'aquests pilars no només suposa una pèrdua de costos i temps, també uns pobres resultats funcionals i estètics.² L'objecte d'aquest estudi és l'avaluació de la simulació numèrica mitjançant el mètode d'elements finits del model 3D no lineal de l'enllaç Ball Head System (BHS). El propòsit de l'anàlisi per elements finits és determinar si l'enllaç pot resistir les càrregues que li són aplicades. 400 N·mm és dos vegades el parell recomanat per l'aplicació clínica en aquest tipus de cargols, tot i que, un parell tan elevat és difícilment que és pugui aplicar, els resultats en el camp plàstic el comportament del material és acceptable. Aquest enllaç hauria de permetre cargolar el cargol de fixació a la pròtesi implantosuportada fins als 30° d'angulació respecte a l'eix longitudinal de l'implant.

4.1.2. Determinar el nombre òptim d'estries

La hipòtesi és la següent: hi ha dos superfícies en contacte entre l'eina i el cargol, les càrregues s'apliquen en una petita superfície de la estria (els resultats no són vàlids per l'àrea de contacte, però si ho són globalment). El mallat és el mateix en cada cas (Fig.83) i s'utilitza el mateix material en cada simulació, titani grau 5 (l'aliatge Ti6Al4V).

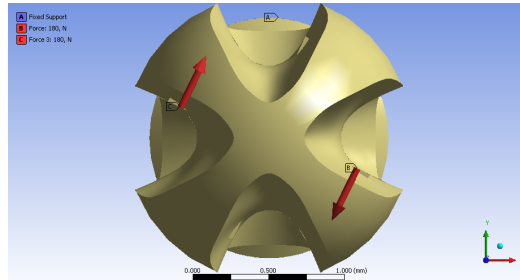


Fig. 73. Superfícies de contacte estries carregol.

4.1.3. Disseny de la geometria òptima de l'eina

L'angle de transmissió és l'angle mínim entre la direcció de la força i la velocitat absoluta, en el punt de contacte entre dos cossos. Si l'angle de transmissió és 0° , la funció de transmissió és satisfactòria.²¹ Sota aquesta situació, la superfície de contacte entre ambdós cossos, el cap del cargol i l'eina, hauria d'ésser radial per garantir un angle de transmissió de 0° . Les línies radials representen les superfícies en contacte entre ambdós cossos, on la força de contacte és normal a les superfícies implicades. La velocitat lineal en un moviment circular és perpendicular al radi. L'angle entre la força i la direcció de la velocitat és 0° (Fig.74). L'amplada de la dent és l'òptima per obtenir la màxima resistència amb la mínima amplada (Fig. 75).

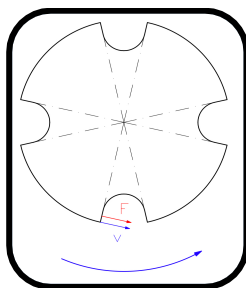


Fig. 74. L'angle entre la força i la direcció de la velocitat.

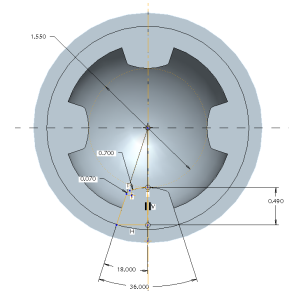


Fig. 75. Amplada dent.

4.1.4. Generació de les estries del cargol

La geometria adequada per a la realització dels anàlisis per elements finits passa per la generació, garantint un gir perfecte entre el cap del cargol i l'eina, d'aquesta manera mitjançant el programa d'elements finits és possible definir la precisió de mallat que ens interressi.

El programa CAD que s'ha utilitzat per dissenyar el cargol ha estat el Pro-ENGINEER Wildfire 5.0.

En el procés de disseny primer és dissenya l'eina i a partir d'aquesta es genera la cabota del cargol.

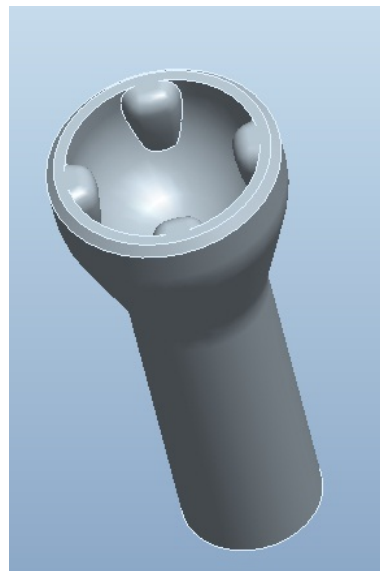


Fig. 76. Disseny de l'eina.

Per definir la geometria de l'estria o dent del cargol primer es defineix un conjunt on s'insereixen totes les posicions possibles de l'eina, d'aquest conjunt s'extraurà el negatiu de l'estria. Aquest negatiu però està format per petites cares i el converteix en un arxiu amb molt de pes que és difícil de treballar.

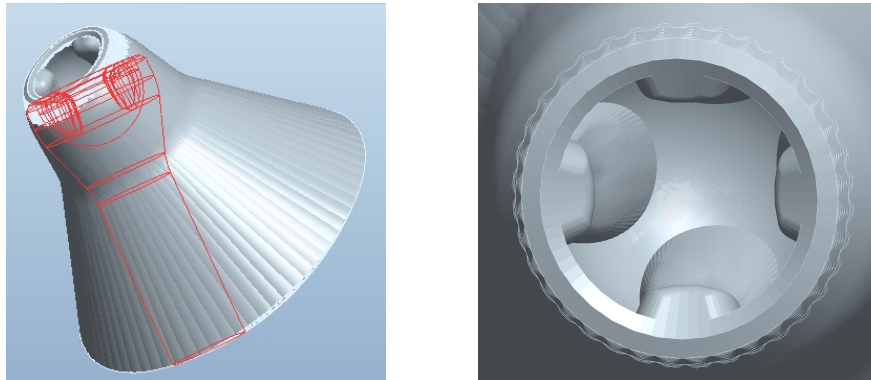


Fig. 77. Eina amb totes les posicions possibles.

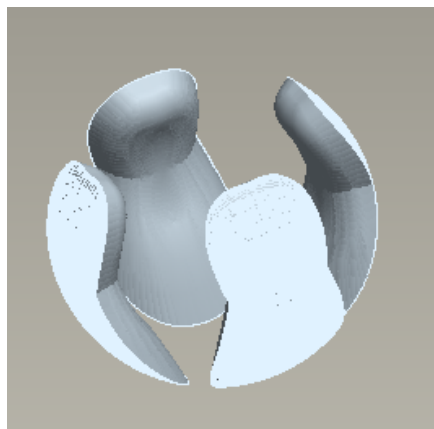


Fig. 78. Negatius de les estries.

És per això que per reduir pes s'ha de tornar a dibuixar l'estria mitjançant superfícies, a continuació es mostra el procés d'obtenció del cargol per analitzar:

1. Realització de l'esquelet de l'estria: A partir de l'estria obtinguda del conjunt cargol-eina, des del centre del conjunt es defineixen plans a 5° que travessen l'estria en diferents seccions. Mitjançant aquestes seccions es dibuixen les corbes necessàries per realitzar el "blend" (mescla de superfície), operació mitjançant la qual obtenim la superfície més aproximada possible a l'estria.

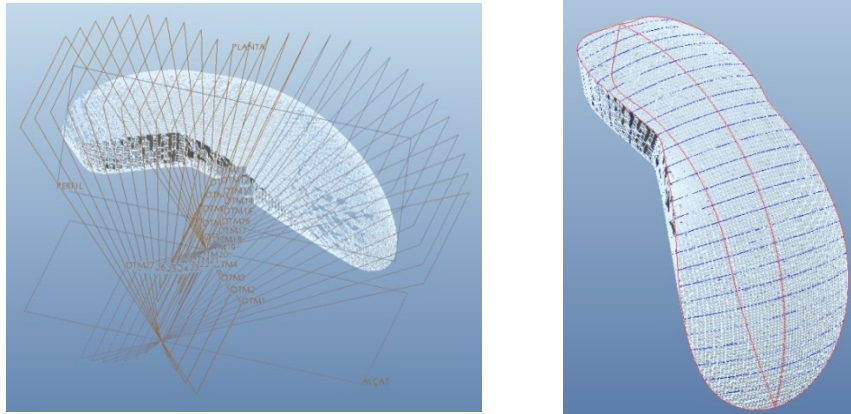


Fig. 79. Plans a 5° i esquelet de l'estria.

2. En el centre del conjunt es dibuixa una esfera (superfície) on es retallaran les superfícies de l'estria obtinguda anteriorment. Com que estem treballant amb superfícies un cop acabades les operacions de retallar s'han de cosir les superfícies i després solidificar.

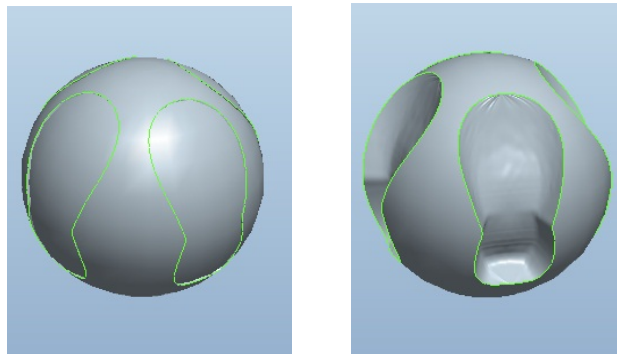


Fig. 80. Esfera central sencera i esfera amb les estries.

3. Per finalitzar només cal acabar de dibuixar el cos del cargol.

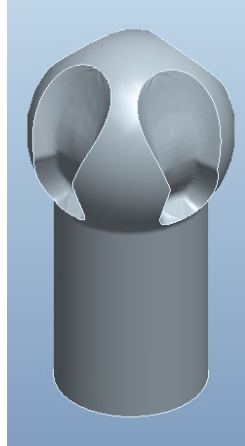


Fig. 81. Cargol final per analitzar.

Aquest model podria ser identificat com un motlle i el cap del cargol podria ser considerat com la part final del procés de motlle (Fig.83).

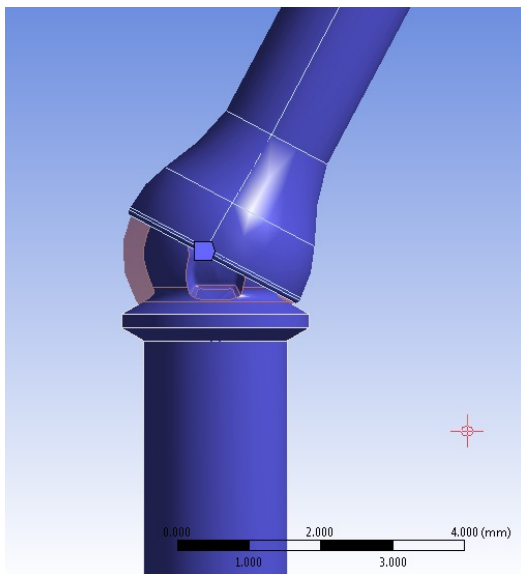


Fig. 82. Model del disseny.

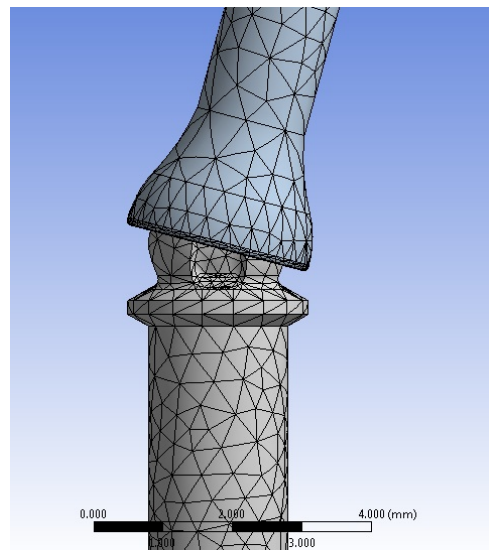


Fig. 83. Malla del disseny.

4.1.5. Anàlisi per elements finits

El programa per realitzar els càlculs per elements finits és l'ANSYS 12.0 (DRD Technology Corp, Tusla, Oklahoma, EEUU).

- *Procediment*

Definició del model per l'anàlisi de l'enllaç:

1. Importació de la geometria. A partir de la geometria dissenyada en el programa CAD s'importa al programa de càlcul per elements finits. En aquest cas el format dels arxius és .prt (extensió del ProEngineer).

2. Assignació de material:

- Cargol → Titani grau 5
- Eina → Acer 17 - 4 PH

3. Sistema de coordenades global.

4. Connexions: en aquest cas mitjançant el programa CAD s'han situat l'eina i el cargol en un punt on les dents de la cabota del cargol estan en contacte amb les estries, són aquestes superfícies de contacte les que es seleccionen per assignar les connexions.

5. Per realitzar el mallat s'utilitza una aplicació que permet donar més precisió en una zona en concret, en aquest cas es defineix la zona on es troba la cabota del cargol i la punta de l'eina. A l'hora de definir el parell de ruptura s'ha de baixar la precisió del mallat per facilitar els càlculs.

6. El tipus d'anàlisi escollit es estàtic, en aquest es defineix un suport fix localitzat a la base del cargol (simulant la situació real) i un moment aplicat a la base de l'eina que té lloc quan es vol cargolar.

7. Càlcul de les tensions equivalents del conjunt i en cada un dels elements.

- *Materials*

Els materials utilitzats en aquest estudi són acer 17-4PH per a la fabricació de l'eina mitjançant el procés de MIM (“*Metal Injection Moulding*”) i Titani grau 5 per al cargol fabricat per mecanització.²³

A l'acer 17-4 PH té la següent composició: 0,04% de C; 0,25% de Si; 0,40% de Mn; 15,30% de Cr; 4,50% de Ni; 3,25% de Cu i 0,3% de Nb i se li aplica un tractament tèrmic de recuit per dissolució.

Pel que fa al titani grau 5 es tracta d'un aliatge de titani amb un 6% de alumini i un 4% de vanadi.

Taula 14 – Propietats Acer inoxidable i Titani grau 5.

Materials	Propietats		
	Límit elàstic (MPa)	Límit de ruptura (MPa)	Elongació
Acer 17-4PH	1090	1210	0,06
Titani grau 5	970	1100	0,08

4.2. Estudi mecànic de màxima resistència a torsió a 0°, 20° i 30° d'angulació.

4.2.1. Objectiu

L'objectiu del present estudi és determinar la resistència a torsió del conjunt cargol-eina BHS. L'empresa Ball Head System ha subministrat al Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) el següent material per realitzar l'estudi:

1. Banc de treball amb sis implants dentals fixats a 0°, 20° i 30° d'angulació.
2. 12 conjunts de eina-cargol del tipus BHS (Ref. M2x0,4 HE 4,1mm Cli).
3. 9 conjunts de eina-cargol tractats amb tres condicions diferents (TiN, CrN i DHC-TR).
4. 3 conjunts eina-cargol del tipus Allen Bola (Ref. TPD2+, Talladium, Lleida).

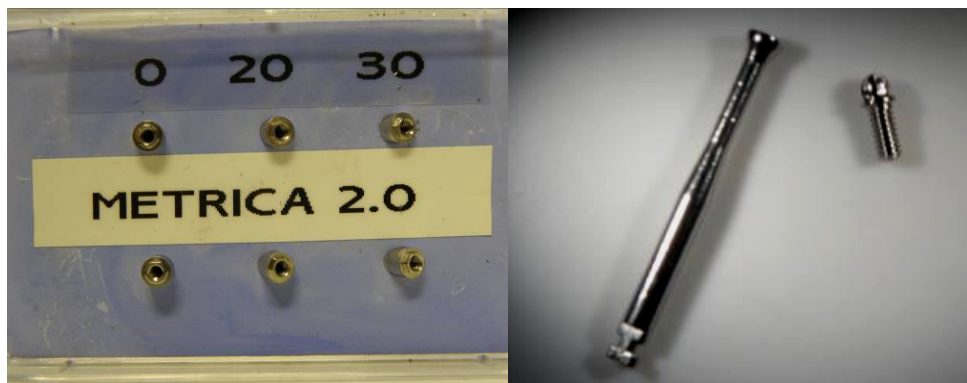


Fig. 84. Banc de treball amb les tres angulacions a assajar (esq.) i conjunt cargol BHS eina (dta.).

4.2.2. Materials i mètodes

La resistència a torsió dels conjunts eina-cargol subministrats s'avalua amb un torquímetre manual (model BTG150CN, Tohnichi), sotmetent el conjunt a un parell de torsió progressiu

fins a la fractura dels components, tal i com s'observa a la (Fig. 85). El banc de treball es va fixar a una bancada metàl·lica rasurada. Les proves es van realitzar pel mateix tècnic i supervisor, amb el mateix procediment i materials. L'eina del conjunt es va fixar amb un dispositiu anti-rotacional i 4 mm per davall d'aquest mitjançant un adaptador (ref. CCUNIO, Talladium, Lleida). Totes les proves es divideixen en les diferents tasques anomenades a continuació:

1. Avaluació de la resistència a torsió a 0° , 20° i 30° de 9 conjunts BHS sense tractar.
2. Avaluació de la resistència a torsió de tres condicions de tractament superficial aplicat sobre les eines. S'assagen 3 conjunts per tractament a l'angulació més crítica, analitzada al punt 1.
3. Avaluació de la resistència a torsió a 20° de 3 conjunts d'enllaç Allen Bola (HexS). Aquesta angulació s'ha estriat perquè és el límit d'aquest sistema.
4. Anàlisi de l'estat de 2 conjunts BHS sense tractar després de 10 i 30 iteracions a un parell de 30 N·cm. Una iteració correspon a un cicle d'acollar i afluixar.

S'analitzen estadísticament les diferents diferències entre l'enllaç BHS i l'Allen bola (HexS) mitjançant una anàlisi no paramètrica i amb una fiabilitat del 95%. Aquest anàlisi s'ha realitzat amb el software SPSS Statistics 17.0.

Els valors obtinguts seran tabulats i s'aplicaran proves de ANOVA. Aquests són una col·lecció de models estadístics i els seus procediments associats, en els quals la variància està particionada en certs components deguts a diferents variables explicatives.

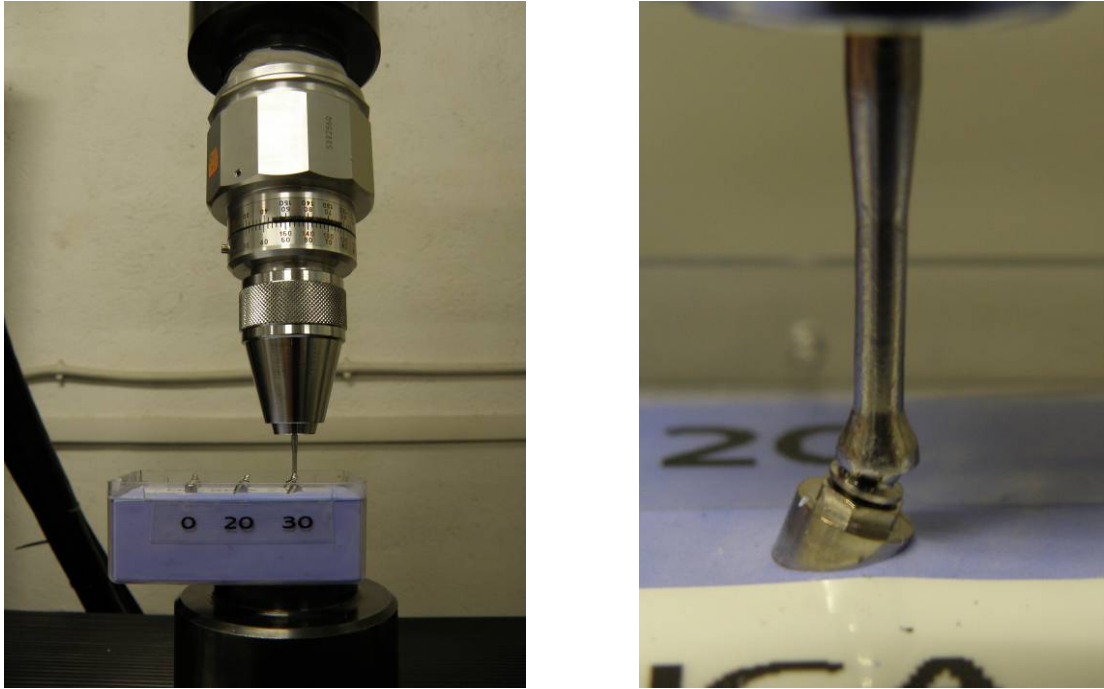


Fig. 85. Muntatge del torquímetre manual amb el conjunt d'assaig.

Les imatges dels conjunts eina-cargol s'han realitzat amb una lupa binocular abans i després de cada assaig. En els assajos de les iteracions s'han obtingut les imatges mitjançant un microscopi electrònic de rastreig FESEM (JSM-7001F, Jeol, Japó).

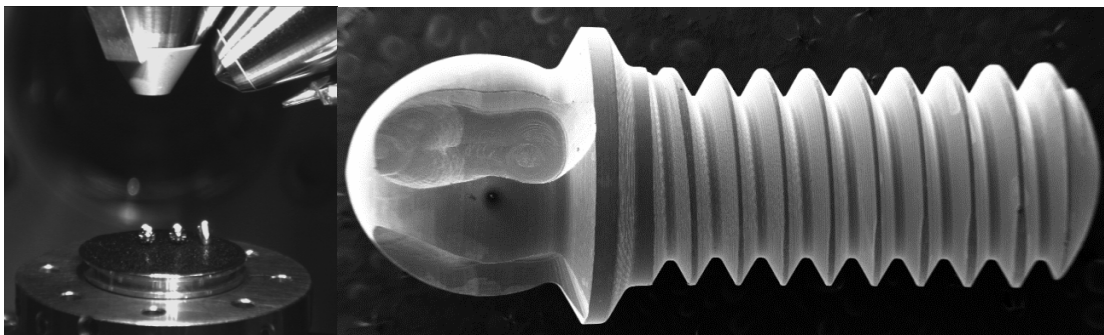


Fig. 86. Cargols BHS a l'interior de la cambra del FESEM (esq.) i cargol BHS observat al FESEM (dta.).

4.3. Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS

4.3.1. Introducció

El present informe recull els resultats corresponents als assajos estàtics enfront de càrregues de flexo-compensió del cargol BHS. Per tal d'avaluar les propietats mecàniques del cargol dental, aquest es va assajar juntament amb un pilar/cos de càrrega i un implant dental comercial (d'ara endavant CONJUNT), els assajos mecànics es van dur a terme d'acord amb la norma ISO 14801: 2007 "Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants".²⁴

4.3.2. Material i mètode

Atès que el cargol BHS és compatible amb una àmplia gamma d'implants i pilars dentals, com a pas previ a l'avaluació mecànica del mateix i amb la finalitat de determinar quin era el cas més desfavorable per al cargol, es va dur a terme una anàlisi preliminar de tensions utilitzant els esquemes plantejats en la norma ISO 14801: 2007 (Fig. 87) per a assajos amb pilars angulats i rectes. A partir d'aquesta anàlisi de tensions es va determinar el diàmetre d'implant dental, i tipus de pilar (angulat o recte) que generava majors tensions al nivell del cargol (no de l'implant dental).

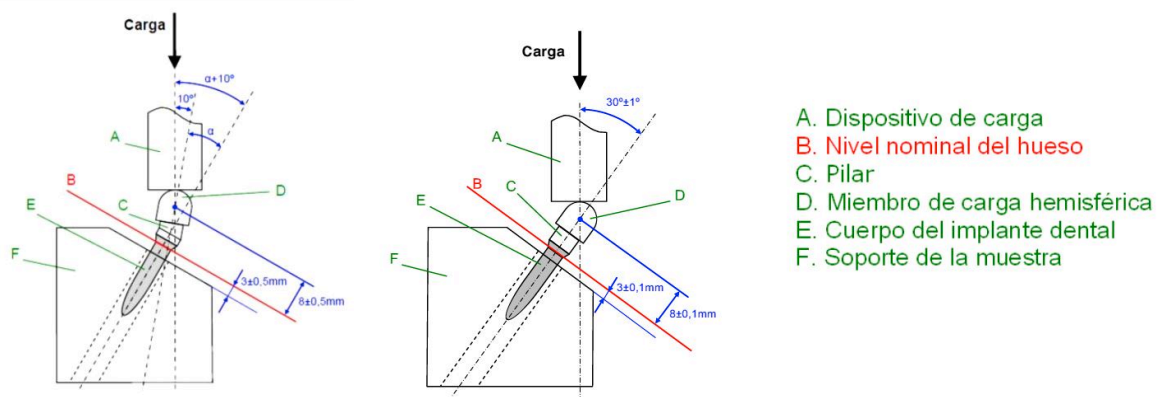


Fig. 87. Esquemes de les instal·lacions per a l'assaig segons norma ISO 14801: 2007 de pilars angulats (esq.) i rectes (dta.).

- Criteris de selecció de l'implant:

La selecció del producte se centra en dos aspectes:

1. Cas més desfavorable (d'acord amb la norma ISO 14801: 2007 apartat 4.3)

Es realitza una exhaustiva recerca dels implants compatibles amb el nostre producte i trobem més d'un centenar de marques comercials d'implants. De tots ells, se selecciona d'acord amb la norma ISO el cas més desfavorable. Se sap que el diàmetre de l'implant influeix sobre la capacitat de resistència d'aquest a les forces masticatòries, no així la seva longitud, ja que tota la compressió es rep en les tres primeres espines de l'implant. S'identifiquen 2 implants d'empreses de primera línia (segons quota de mercat) i compatibles amb el cargol estudi, connexió hexàgon extern:

- Biomet 3i: diàmetre 3,25
- Nobel Biocare: diàmetre 3,25

Es considera també que els controls en els processos de fabricació de les diferents empreses poden influir en la capacitat de resistència de l'implant.

2. Anàlisi de mercat del sector de la implantologia dental i probabilitat d'ús del cargol sobre implants de primeres marques o de la resta de la indústria implantològica.

Aquesta anàlisi es realitza per conèixer percentatges de vendes i posicionament de les empreses en el sector i poder així analitzar la probabilitat d'ús d'un d'aquests implants enfront de l'ús d'implants de marques de segona línia.

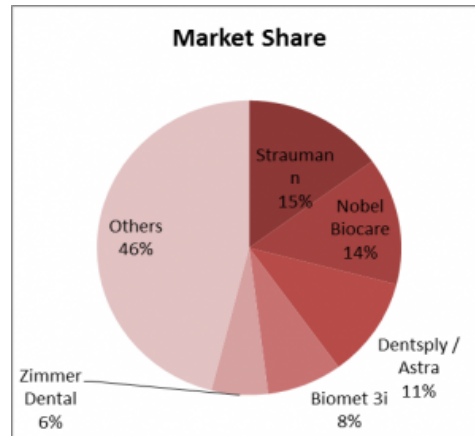


Fig. 88. Quota de mercat d'implants dentals.

(Font: <http://thedentalimplantblog.com/implant-market-dentistry/>)

El cargol i l'eina BHS són compatibles amb les empreses de Nobel i Biomet.

- Elecció final de l'implant:

Després de l'anàlisi de la informació recopilada i tenint en compte un, les característiques físiques de l'implant i dos la probabilitat d'ús dins del mercat mundial es conclou que:

La mostra d'implants a utilitzar en l'estudi "in vitro" de resistència a fatiga de cargols dentals segons norma ISO 14801: 2007 hauran de ser de diàmetre estret, 3,25 mm o 3,3, i la marca comercial hauria de ser de segona línia ja que segons quotes de mercat la probabilitat d'ús d'aquest tipus d'implants és del 46% enfront del 22% (suma de Biomet i Nobel Biocare).

A més, podríem establir la hipòtesi que aquests implants de segona línia, sense ser un fet generalitzat ni provat científicament, estan sotmesos a un control de fabricació i qualitat inferiors als de les marques comercials de major quota de mercat, de manera que la probabilitat de trobar efectes adversos durant el seu ús es podria veure augmentada.

Justificat aquest fet, es prenen aleatòriament 12 marques comercials del mercat implantològic i

es selecciona una a l'atzar per un examinador engegat a aquest efecte. La marca seleccionada és GMI, de diàmetre 3,3 aliatge de titani grau 5 compatible amb el cargol estudi.

4.3.3. Avaluació de la resistència estàtica a flexo-compresió del cargol BHS

Els assajos s'han realitzat amb una màquina universal d'assajos INSTRON 8874/135 amb unes condicions ambientals entre 22 °C i 25 % d'humitat.

Previ a la realització de l'assaig, el pilar es cargola a l'implant dental aplicant un parell de 30 N·cm sobre el cargol. L'eina dinamomètrica utilitzada per l'aplicació del parell és de la marca Nobel Biocare.

Per a la realització de l'assaig, el sistema dental s'intercala entre els actuadors de la màquina d'assajos aplicant cargues de compressió segons mostra la imatge adjunta.

A continuació es mostren les tensions estimades al nivell de l'encastament de l'implant (Fig.89) i al nivell del cargol BHS (Fig. 90). En aquestes figures es mostren superposades les tensions estimades per al cas d'un implant i pilar dental de 3,3mm de diàmetre (implant del menor diàmetre comercial compatible amb el cargol BHS) i per al cas 5mm de diàmetre. Així mateix s'inclouen en aquestes figures les tensions en funció de l'angulació del pilar des de 0° a 35°.

Es pot observar que per a les tensions, tant al nivell de l'encastament com al nivell del cargol, el cas més desfavorable el representa el conjunt format per pilar recte i implant dental de 3,3 mm de diàmetre.

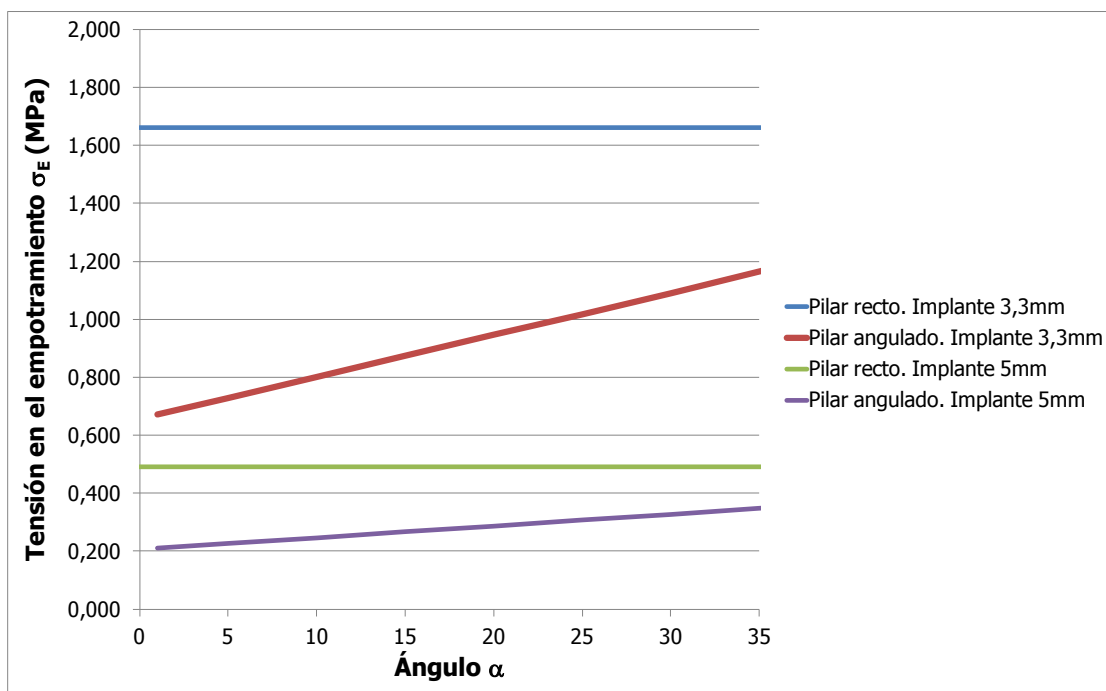


Fig. 89. Tensions en l'encastament de l'implant dental per a una càrrega de 1N.

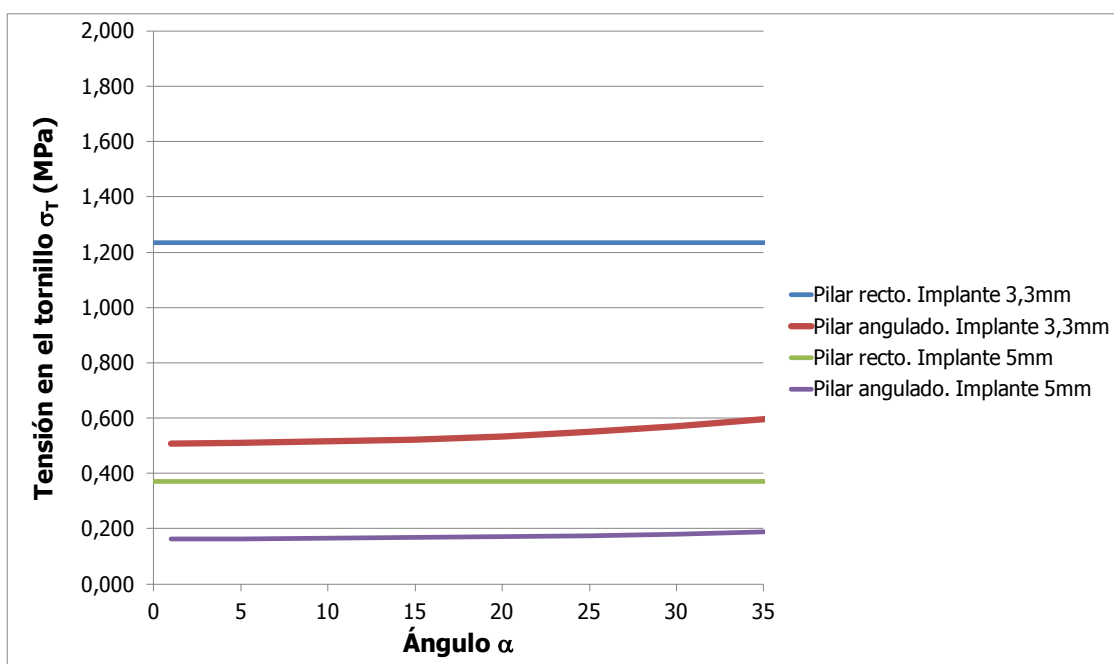





Fig. 90. Tensions en el cargol BHS per a una càrrega d'1N.

L'empresa BHS va subministrar les mostres a l'Institut Biomecànic de València (IBV) per a la realització dels assajos, corresponent-se aquestes amb el cas més desfavorable anteriorment descrit. En aquest sentit, l'implant assajat va ser un implant comercial seleccionat per BHS, d'altra banda, el pilar va ser dissenyat per coincidir amb la disposició geomètrica de la càrrega segons la Norma ISO 14801: 2007 (Fig. 92); el conjunt va ser completat amb el cargol objecte d'aquesta avaluació.

La descripció de les mostres assajades es presenta a la Taula 15.

Taula 15 - Descripció de les mostres assajades en l'avaluació de la resistència estàtica a flexo-compressió del cargol BHS

Imagem	Elemento	Referencia	Descripción	Material	Medidas
	Pilar recto/cuerpo de carga	-	Pilar recto diseñado para simular la carga oclusal	Metálico	$D_{interior}=3,7$ mm
	Tornillo	BHS52001	Tornillo de conexión al implante	Ti6Al4V	Par apriete = 30 N·cm M2x0,4 HE 4.1mm
	Implante dental	-	Implante dental hexágono externo GMI Phoenix / Insider	Ti grado 4	D=3,3 mm L= 8 mm

A continuació es mostra una imatge del cargol assajat (Fig. 91).



Fig. 91. Cargol BHS mètrica 2.

La disposició geomètrica definitiva dels assajos (Fig. 92) ha estat la descrita per la norma ISO 14801: 2007 en el seu apartat 5. La (Fig. 93) mostra el muntatge emprat en l'assaig.

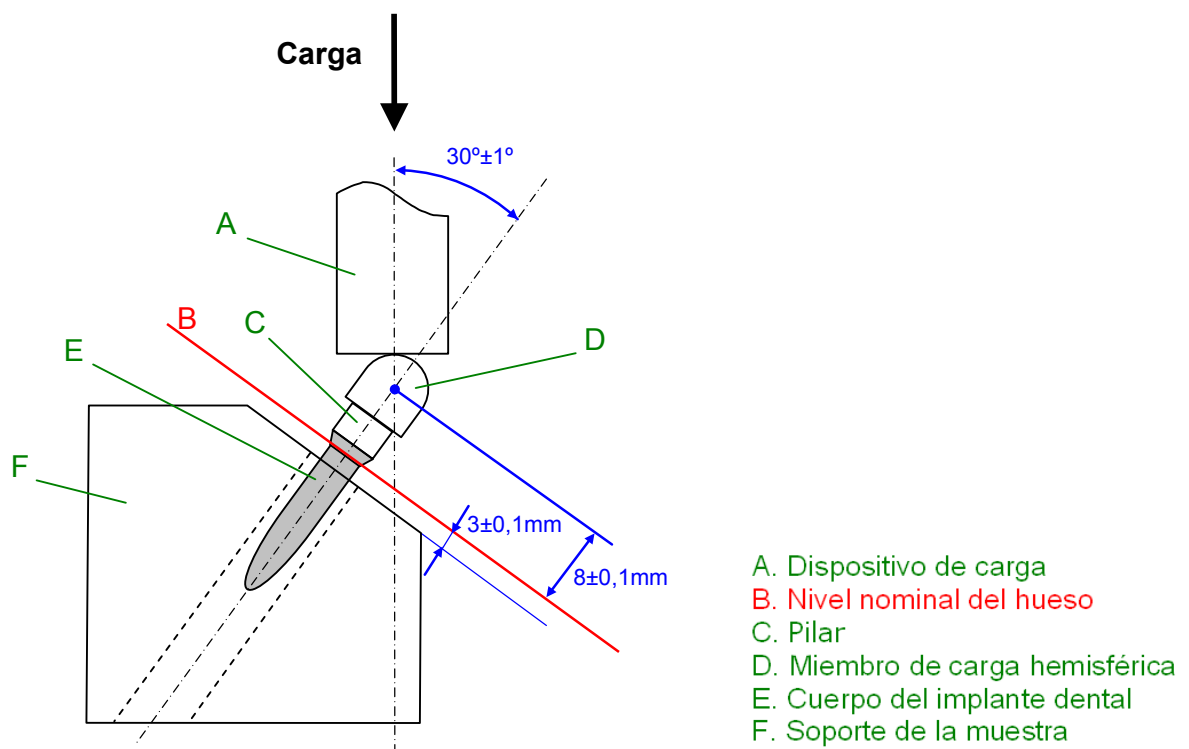


Fig. 92. Disposició geomètrica dels assajos (ISO 14801: 2007).



Fig. 93. Muntatge del conjunt per a l'avaluació del cargol BHS.

S'ha avaluat la resistència estàtica a flexo-compresió del conjunt amb l'objectiu de determinar la càrrega i desplaçament de fracàs, la càrrega i desplaçament en el límit elàstic i la rigidesa (Fig. 94). Les condicions ambientals dels assajos han estat les indicades en la norma ISO 14801: 2007.

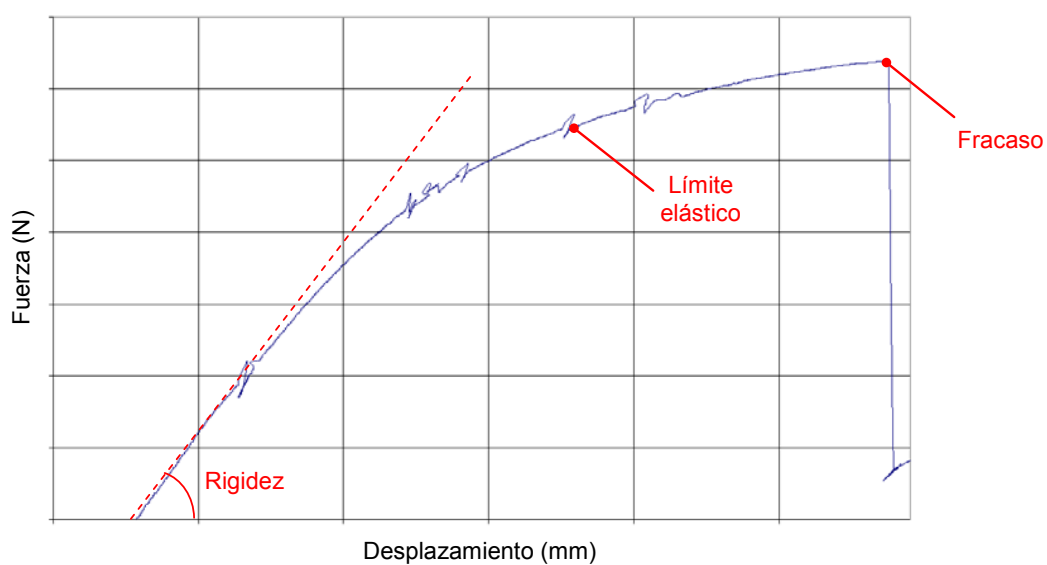


Fig. 94. Paràmetres de l'assaig a resistència estàtica.

4.3.4. Avaluació de la resistència de fatiga a flexo-compresió del cargol BHS.

a) Plantejament del problema i objectius.

El present informe recull els resultats corresponents als assajos de fatiga a flexo-compresió del cargol BHS. Per tal d'avaluar les propietats mecàniques del cargol dental, aquest es va assajar juntament amb un pilar/cos de càrrega i un implant dental comercial (d'ara endavant CONJUNT), d'acord amb la norma ISO 14801: 2007 "Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants".

b) Material i mètodes

Atès que el cargol BHS és compatible amb una àmplia gamma d'implants i pilars dentals, com a pas previ a l'avaluació mecànica del mateix i amb la finalitat de determinar quin era el cas més desfavorable per al cargol, es va dur a terme una anàlisi preliminar de tensions utilitzant els esquemes plantejats en la norma ISO 14801: 2007 (Fig. 95) per a assajos amb pilars angulats i rectes. A partir d'aquesta anàlisi de tensions es va determinar el diàmetre d'implant dental, i tipus de pilar (angulat o recte) que generava majors tensions al nivell del cargol (no de l'implant dental).

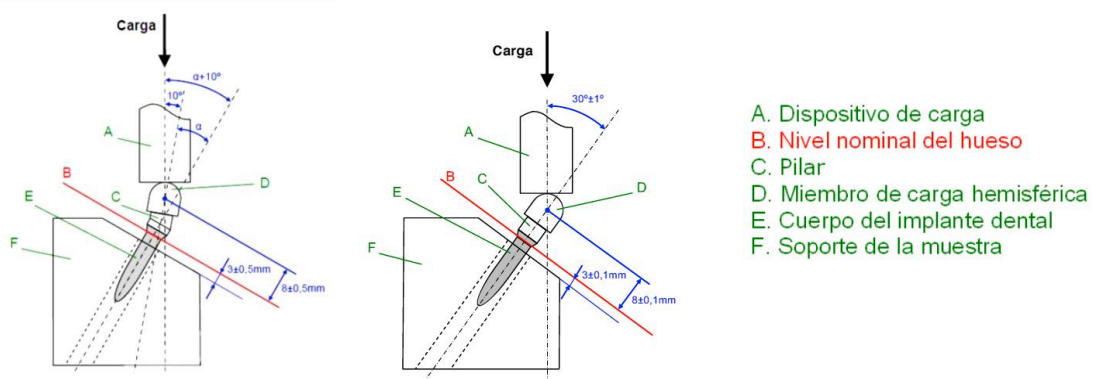


Fig. 95. Esquemes de les instal·lacions per a l'assai segons norma ISO 14801: 2007 de pilars angulats (esq.) i rectes (dta.).

Els assajos es van realitzar amb una màquina universal d'assajos INSTRON 8874/511 amb unes condicions ambientals entre 21-25 °C i 23-26 % d'humitat relativa.

Previ a la realització de l'assaig, el pilar es va cargolar a l'implant dental aplicant un parell de 30 N·cm sobre el cargol. La carraca dinamomètrica utilitzada per l'aplicació del parell correspon a l'empresa Nobel Biocare.

A continuació es mostren les tensions estimades al nivell de l'encastament de l'implant (Fig.96) i al nivell del cargol BHS (Fig. 97). En aquestes figures es mostren superposades les tensions estimades per al cas d'un implant i pilar dental de 3,3 mm de diàmetre (implant del menor diàmetre comercial compatible amb el cargol BHS) i per al cas de 5 mm de diàmetre. Així mateix s'inclouen en aquestes figures les tensions en funció de l'angulació del pilar des de 0° a 35°.

Es pot observar que per a les tensions tant al nivell de l'encastament com al nivell del cargol, el cas més desfavorable el representa el conjunt format per pilar recte i implant dental de 3,3 mm de diàmetre.

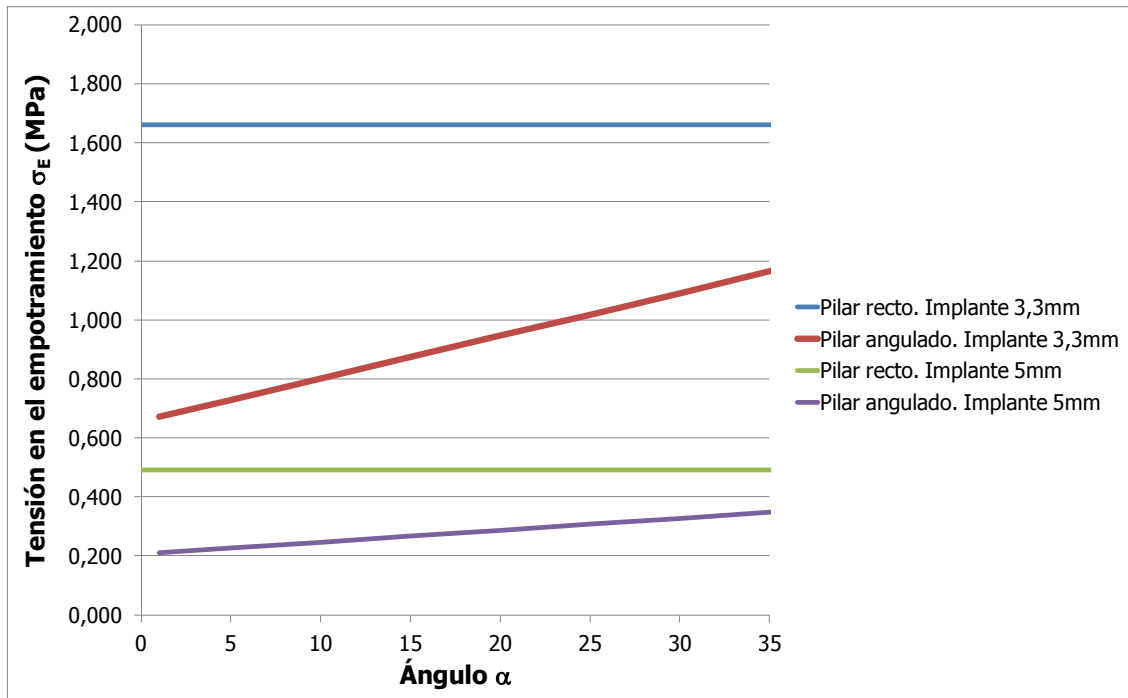


Fig. 96. Tensions en l'encastament de l'implant dental per a una càrrega de 1N.

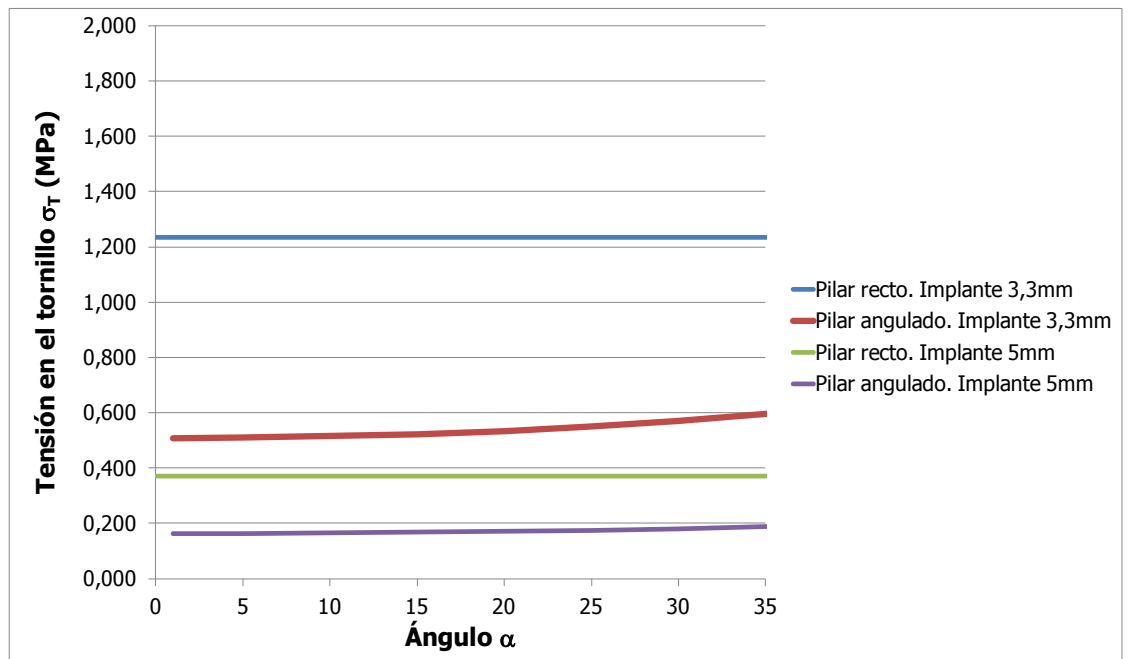





Fig. 97. Tensions en el cargol BHS per a una càrrega de 1N.

L'empresa BHS va subministrar les mostres per a la realització dels assajos, corresponent-se aquestes amb el cas més desfavorable anteriorment descrit. En aquest sentit, l'implant assajat va ser un implant comercial seleccionat per BHS, d'altra banda, el pilar va ser dissenyat per coincidir amb la disposició geomètrica de la càrrega segons la Norma ISO 14801: 2007 (Fig. 99); el conjunt va ser completat amb el cargol objecte d'aquesta avaluació.

La descripció de les mostres assajades es presenta a la Taula 16.

Taula 16 - Descripció de les mostres assajades en l'avaluació de la resistència de fatiga a flexo-compressió del cargol BHS

Imagem	Elemento	Referencia	Descripción	Material	Medidas
	Pilar recto/cuerpo de carga	-	Pilar recto diseñado para simular la carga oclusal	Metálico	$D_{interior}=3,7$ mm
	Tornillo	BHS52001	Tornillo de conexión al implante	Ti6Al4V	Par apriete = 30 N·cm M2x0,4 HE 4.1mm
	Implante dental	-	Implante dental hexágono externo GMI Phoenix / Insider	Ti grado 4	D=3,3 mm L= 8 mm

A continuació es mostra una imatge del cargol assajat (Fig. 98).



Fig. 98. Cargol BHS mètrica 2.

La disposició geomètrica dels assajos (Fig. 99) ha estat la descrita per la norma ISO 14801: 2007 en el seu apartat 5. La (Fig. 100) mostra el muntatge emprat en l'assaig.

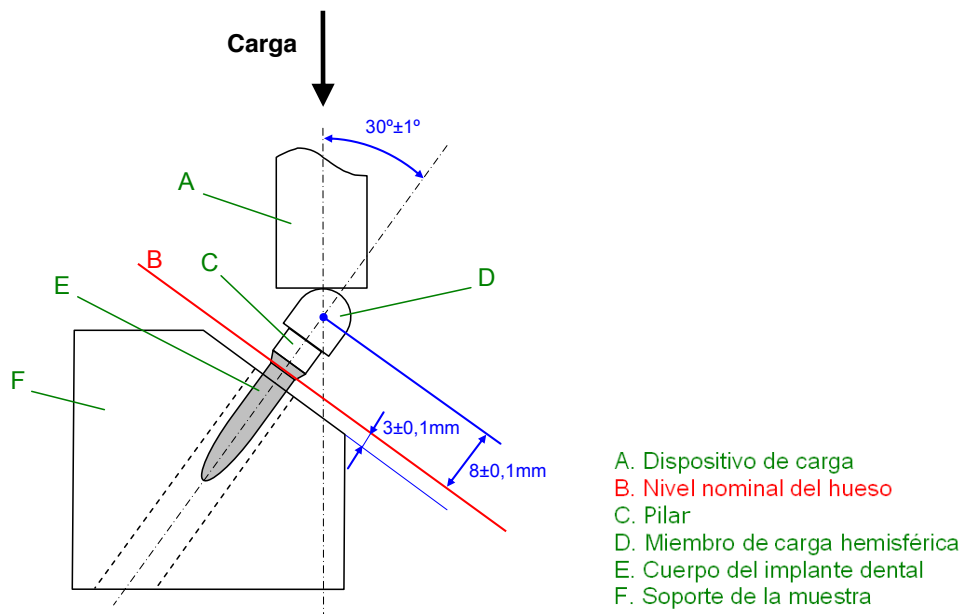


Fig. 99. Disposició geomètrica dels assajos (ISO 14801: 2007).



Fig. 100. Muntatge del conjunt de connexió externa hexagonal: Assaig de la mostra.

Els assajos s'han realitzat amb una màquina universal d'assajos INSTRON 8874/511 i MTS landmark/655 amb unes condicions ambientals d'entre 21-25 °C i 23-36 % d'humitat.

Previ a la realització de l'assaig, el pilar s'ha cargolat a l'implant dental aplicant un parell de 30 N·cm sobre la cabota del cargol amb una clau dinamomètrica marca Nobel Biocare.

Les condicions de l'assaig per a cadascuna de les mostres han estat les següents:

- Les cargues cícliques s'apliquen mitjançant un “*haversine*” (seno rectificat) amb els valors d'amplitud, precarga i carga màxima indicats a la taula.

Taula 17 – Cargues màximes cícliques aplicades mitjançant un “*haversine*” (seno rectificat) amb els valors d'amplitud i precarga.

Carga máxima aplicada (N)	Amplitud (N)	Precarga (N)
235	211.5	23.5
206	185.4	20.6
176	158.4	17.6
103	92.7	10.3

- La freqüència de l'aplicació de la carga ha estat de 10 Hz.

- La condició de fi de l'assaig, fracàs de la nostra o fins a arribar a 5 milions de cicles per cadascun dels valors de carga.

S'ha avaluat la resistència de fatiga a flexo-compresió del conjunt mitjançant la construcció d'un diagrama de càrrega cíclica (corba S-N o corba de Wöhler). Els dispositius s'han assajat a càrrega cíclica variable d'amplitud per defecte i s'ha registrat el nombre de cicles de càrrega fins que ha passat la fallada. Els resultats s'han resumit en un diagrama on es representa el nombre de cicles de càrrega que resisteix cada mostra (en escala logarítmica) i la corresponent càrrega màxima (en escala lineal) (Fig. 101). A partir del diagrama de càrrega cíclica es pot determinar el límit de fatiga de l'objecte (L_F) com la càrrega màxima a la qual no ocorre la fatiga per a un nombre infinit de cicles de càrrega o per a un nombre de cicles n_F especificat per a la terminació del assaig.

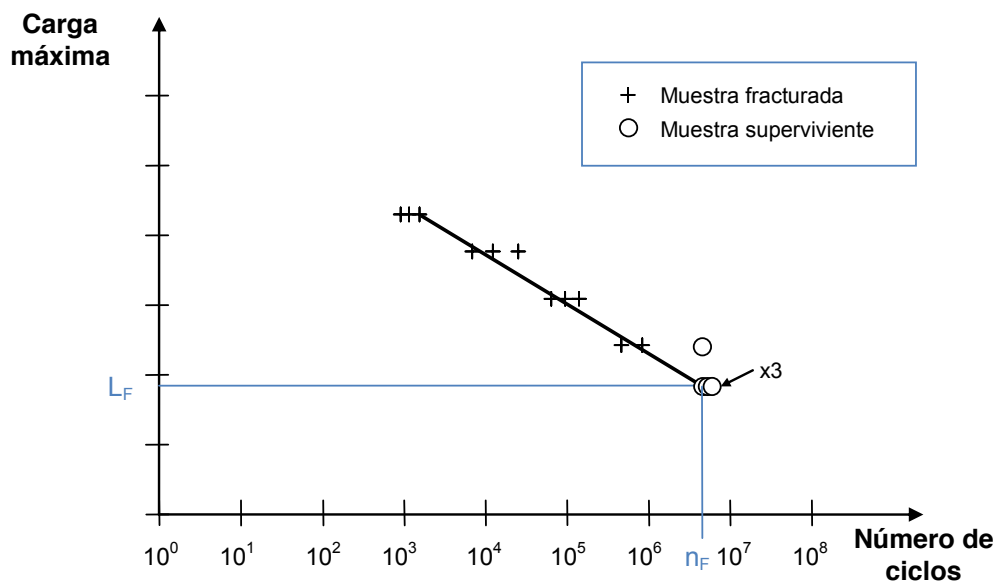


Fig. 101. Diagrama de càrrega cíclica per a assajos fins 5×10^6 cicles.

Per tal de generar el diagrama de càrrega cíclica per al conjunt, la norma ISO 14801: 2007 recomana assajar les mostres a una sèrie de càrregues fins a arribar a un límit mínim en el qual almenys tres espècimens sobreviuen i cap falla per a un nombre n_F de 5×10^6 cicles per a assajos realitzats en aire a freqüències entre 2 Hz i 15 Hz. Una càrrega apropiada per iniciar el procés és el 80% de la càrrega de fallada assolida en un assaig estàtic previ amb les mateixes condicions de contorn i disposició geomètrica. La norma recomana assajar els dispositius en almenys quatre nivells de càrrega i efectuar almenys dos, i preferiblement tres repeticions en cada nivell, sent necessari que almenys tres espècimens sobrevisquin en el límit de fatiga.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

5. RESULTATS

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

5. RESULTATS

5.1. Anàlisi d'elements finits de l'enllaç BHS

Determinació del nombre òptim d'estries mitjançant la simulació per elements finits de l'enllaç

Per tal de decidir quina és la geometria que millor resisteix els esforços als que està sotmès el cargol se'n simula el funcionament. No es considera necessari estudiar l'eina, de moment, ja que la seva influència en els resultats finals no és significativa. A més, s'estalvia temps de càlcul en el programa d'elements finits.

Hipòtesis preses

- Per a aquestes anàlisis es prenen els models de 3, 4, 5 i 6 estries.
- Se suposa que en cada cas inicialment només toquen dues dents de l'eina amb el cargol.
- La càrrega s'aplica sobre una petita superfície en l'estria. Els resultats no seran vàlids en la zona de contacte, però sí que ho seran a nivell global.
- Tots els mallats són de la mateixa mida.
- S'usa el mateix material per a totes les simulacions.
- El material és Titani grau 5 sense considerar la part plàstica de la corba tensió-deformació.

3 ESTRIES

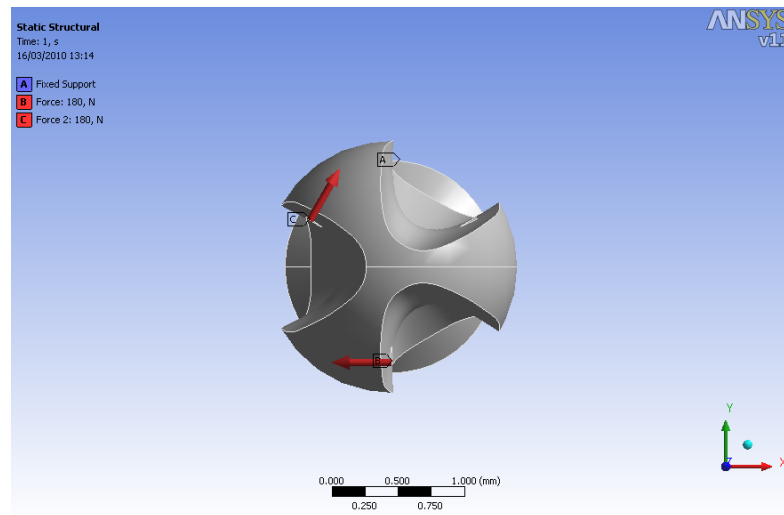


Fig. 102. Estat de càrrega.

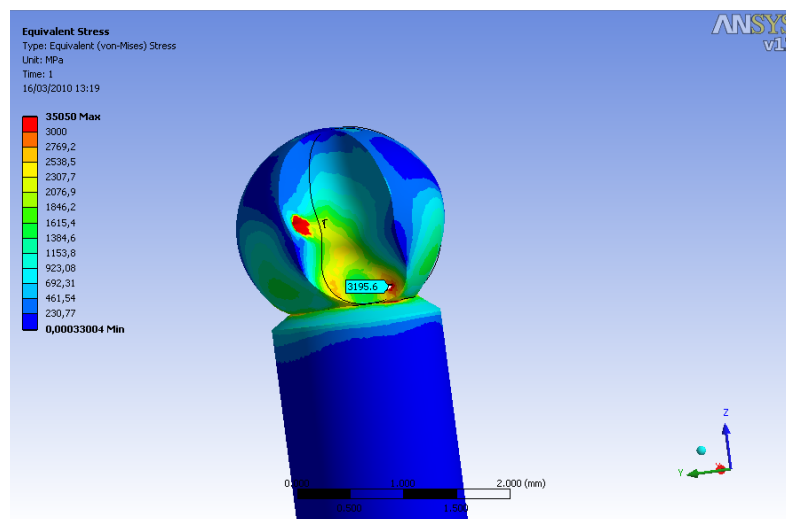


Fig. 103. Estat de tensions

S'observa que la tensió màxima fora de la zona de càrrega és de 3195 MPa.

4 ESTRIES

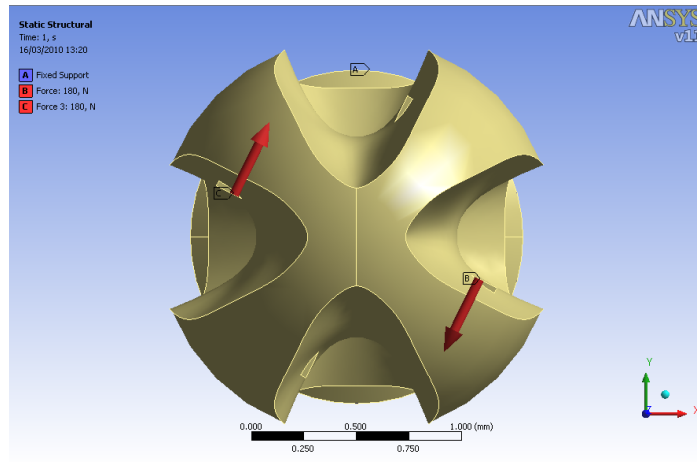


Fig. 104. Estat de càrrega

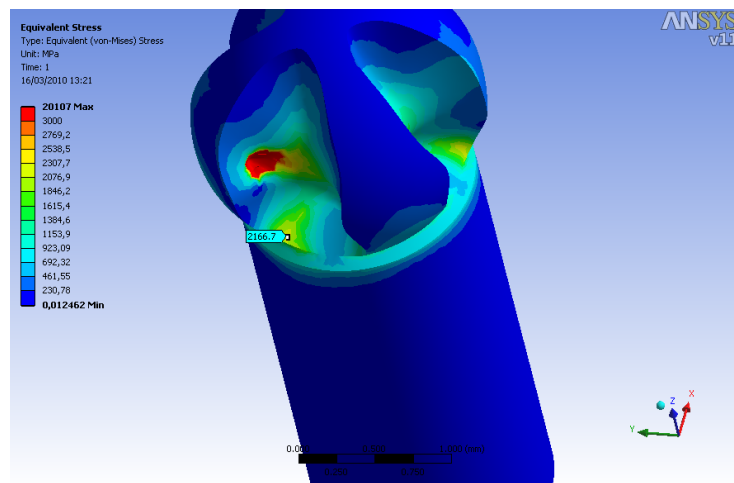


Fig. 105. Estat de deformacions

S'observa com la tensió màxima fora de la zona d'aplicació de la força és de 2166 MPa.

5 ESTRIES

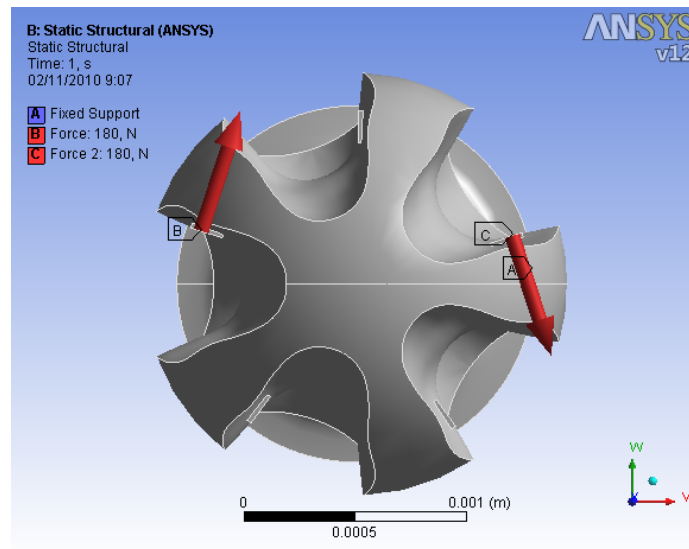


Fig. 106. Estat de càrrega

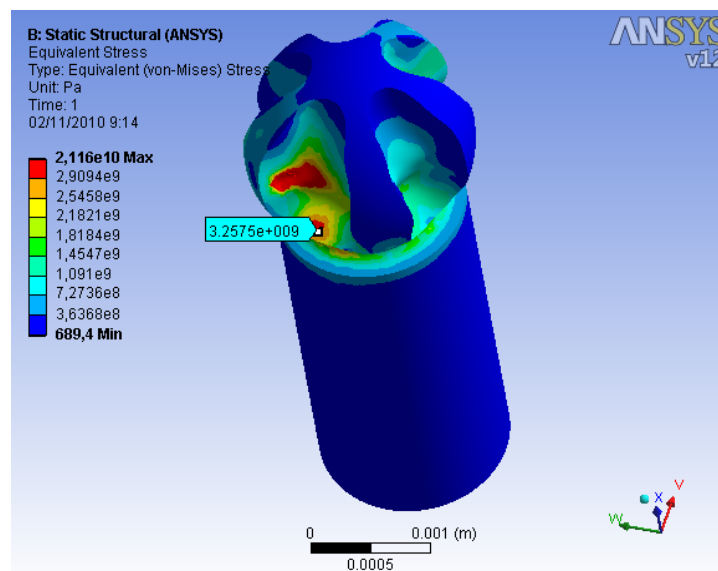


Fig. 107. Estat de tensions.

S'observa que la tensió màxima és de 3257MPa.

6 ESTRIES

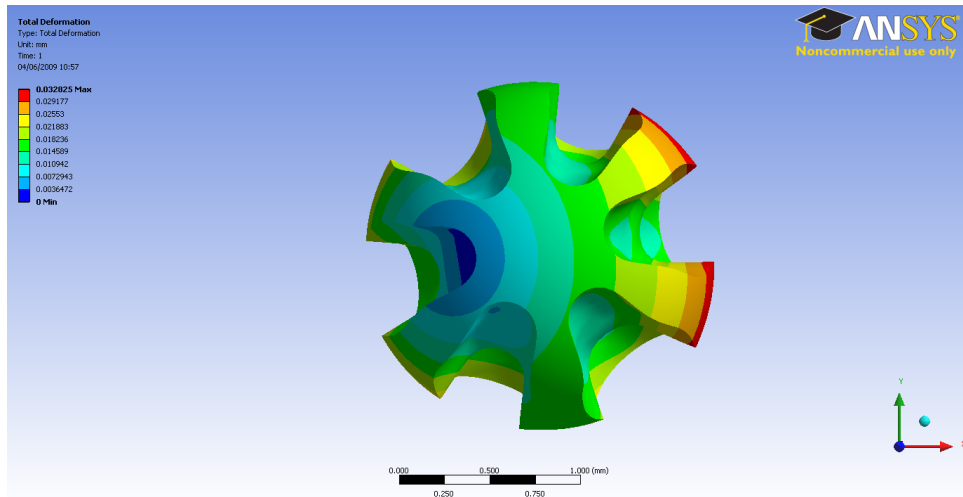


Fig. 108. Estat de tensions a 30°.

Conclusions sobre el nombre òptim d'estries

Segons els resultats obtinguts, la geometria que millor es comporta és la de 4 estries. Per tant es pren aquesta geometria com l'adequada. Encara que l'opció de 4 estries és la més favorable, els valors de tensió es consideren excessius. Es proposa simular el comportament plàstic del material, per determinar si hi ha ruptura o únicament deformació plàstica.

Anàlisi per elements finits de l'enllaç BHS de 4 estries:

Tal com mostra la (Fig. 109) es pot observar, que segons el grau d'inclinació, la distribució de les tensions màximes canvien de lloc per al cargol, però en canvi a l'eina majoritàriament estan localitzades a les parts de contacte de les dents amb les estries.

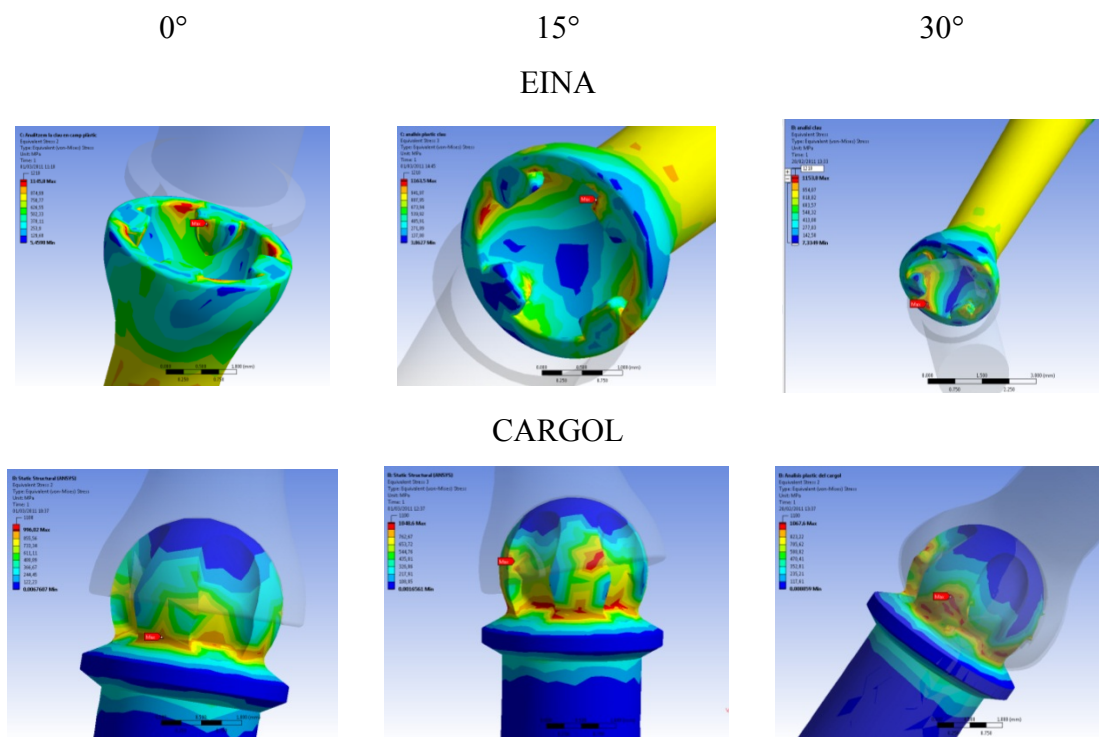


Fig. 109. Tensions de von misses a 0°, 15° i 30°.

La taula 18 mostra les tensions màximes, tan al cargol com a l'eina, segons el parell recomanat i el parell màxim requerit, amb valors de 200 i 400 N·mm respectivament, d'una sèrie d'anàlisis iteratius per a cada angulació per tal de trobar el parell màxim que va provocar les tensions de ruptura en un dels dos elements de l'enllaç. Com es pot observar, a 0° i a 30° l'eina requereix significativament més parell per fallar. En aquest cas, l'eina estava a prop del seu límit de resistència mentre que el cargol tenia més de 50 MPa de marge. No obstant això, a 15° tant el cargol com l'eina estaven molt a prop del seu límit de fracàs.

Taula 18 - Comparació tensions màximes segons parell

A 200 N·mm			
Angulació	Parell (N·mm)	Tensió màxima al cargol (MPa)	Tensió màxima a l'eina (MPa)
0°	200	796,85	1037,3
15°	200	1040,3	1141,1
30°	200	1041,5	1103,9
A 400 N·mm			
Angulació	Parell (N·mm)	Tensió màxima al cargol (MPa)	Tensió màxima a l'eina (MPa)
0°	400	996,02	1145,8
15°	400	1048,6	1159,2
30°	400	1067,6	1153,8

La taula 19 mostra el parell de ruptura mínim d'un seguit d'anàlisis iteratives per a cada angulació, per tal de trobar el màxim parell que dona tensions de ruptura en alguns dels dos membres de l'enllaç. Es fan els anàlisi a les tres angulacions anteriorment esmentades. Es pot observar que per a les angulacions de 0° i 30° l'eina es troba més pròxima al límit de ruptura, en canvi a 15° és el cargol el que es troba més pròxim.

Taula 19 - Parell de ruptura mínim

Angulació	Parell (N·mm)	Tensió màxima a l'eina (MPa)	Tensió màxima al cargol (MPa)
0°	550	1184,6	1048
15°	475	1182,5	1092,9
30°	550	1202,5	1049

5.2. Estudi mecànic de màxima resistència a torsió de l'enllaç BHS.

5.2.1. Avaluació de la resistència a torsió de 0°, 20° i 30°

S'assagen 3 conjunts eina i cargol per a cada angulació, efectuant una força de torsió amb el torquímetre manual fins a la fallada del sistema, veure taula 1. Tots els cargols es van poder desenroscar amb la mateixa eina de l'assaig, amb una pinça de laboratori o amb una eina nova. Posteriorment, s'analitzaren les diferents fallades i deformacions del conjunt.

Taula 20 - Resultats obtinguts en els assajos a les diferents angulacions.

*¹Descargola amb pinça de laboratori. *²Descargola amb una eina nova.

Angle	Mostra	Parell de torsió màxim (N·cm)	Lloc de fallada	Descargola	Mitjana (N·cm)
0°	1	110	Rosca	Sí* ¹	86±20
	2	78	Ranures	Sí	
	3	72	Ranures	Sí	
20°	1	70	Ranures	Sí	67±12
	2	54	Ranures	Sí	
	3	78	Eina i ranures	Sí	
30°	1	40	Ranures	Sí	54±12
	2	60	Ranures	Sí* ²	
	3	74	Eina i ranures	Sí* ²	

A continuació es descriuen els diferents tipus de fallida que han experimentat els conjunts assajats i han estat classificats en fallada per la rosca del cargol, per les ranures del cap del cargol o per les ranures del cargol juntament amb la fractura de l'eina.

Fallada per la rosca

Només hi ha un cargol amb aquest tipus de fractura dúctil, la mostra M1 a 0°. La torsió màxima a fractura ha estat de 110 N·cm. Aquest parell de forces torsionals ha estat el màxim en tots els assajos. A més, s'observa que la ranura del cap del cargol ha experimentat menor deformació comparat amb la resta de cargols assajats a 0°.



Fig. 110. Detall de la trencada per la rosca (esq.) i imatge de la superfície de fractura (dta.).

Fallada per les ranures

La major part dels cargols assajats han trencat per les ranures de subjecció amb l'eina. En aquests casos s'observa una gran deformació del cap del cargol, que ha estat la causa principal de la fallada del conjunt. A més a més, s'observa que a major angulació es produeix un lleuger augment de la deformació plàstica de les ranures del cargol.

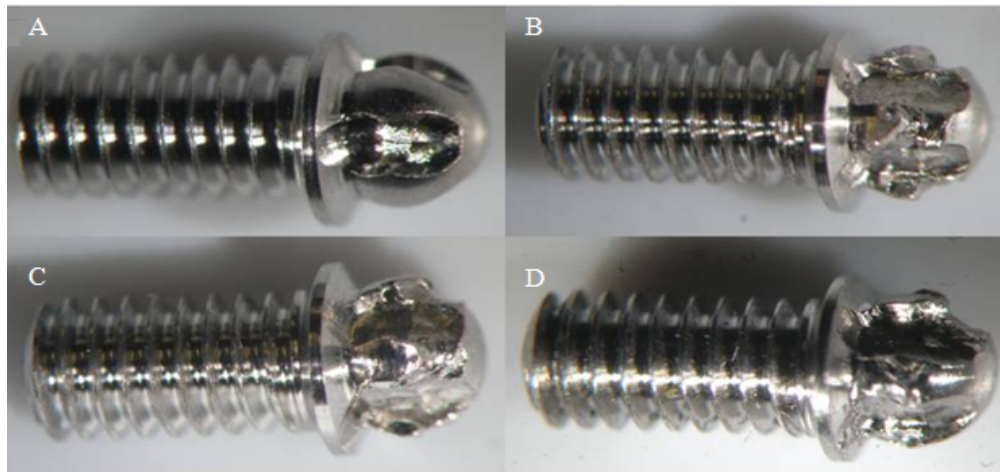


Fig. 111. Cargols BHS que ha trencat per les ranures. (A) correspon al cargol sense assajar, (B) a l'angulació de 0°, (C) a 20° (C) i (D) a 30°.

En el cas de l'eina, s'observa la mateixa tendència però amb una deformació més acusada del seu interior a mesura que augmenta l'angulació de l'assaig. La deformació plàstica del metall es concentra a la superfície de contacte entre l'eina i el cargol, aquest fenomen es pot deure a la concentració de càrrega mecànica en aquests punts.

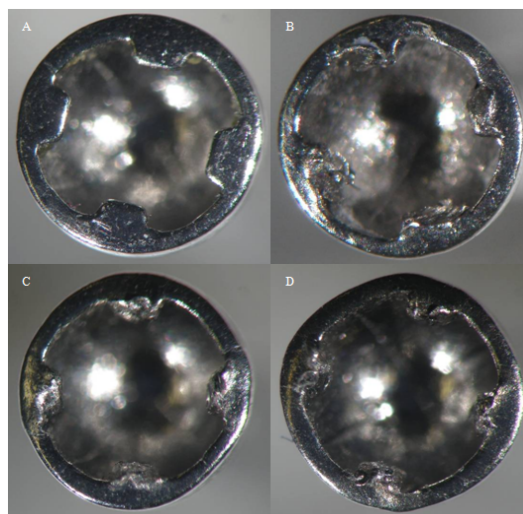


Fig. 112. Vista interior corresponent a l'eina BHS sense deformar (A), a l'eina de l'assaig a 0° (B), a l'eina de l'assaig a 20° (C) i a l'eina de l'assaig a 30° (D).

Fallada per les ranures i per l'eina

En un dels assajos a 20° i en un dels assajos a 30°, a més de la deformació de les ranures del cargol (veure apartat anterior) es produeix el trencament de l'eina, veure la (Fig. 113). Tot i així, la trencada de l'eina no l'eximeix de la deformació plàstica interior. Un altre dada rellevant d'aquests dos casos es que aquests conjunts han estat els més resistents de la seva sèrie.

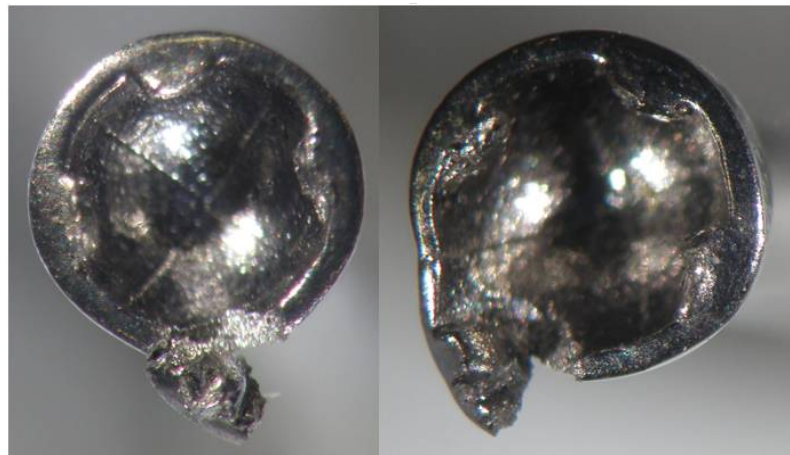


Fig. 113. Vista interior de l'eina BHS assajada a 20° (dta.) i 30° (esq.).

5.2.2. Avaluació de la resistència a torsió de diferents tractaments superficials

S'ha comparat la resistència a la torsió de 3 conjunts eina-cargol per a cada tractament superficial aplicat sobre les eines. Tots els assajos han estat realitzats a 30° d'angulació ja que ha estat la situació més crítica que ha resultat dels assajos anteriors (apartat 5.2.1). La taula 21 resumeix els resultats obtinguts.

Taula 21 - Resultats obtinguts en els assajos dels diferents recobriments.

Recobriment	Mostra	Parell de torsió màxim (N·cm)	Descargola	Mitjana (N·cm)
CrN	1	72	Sí	82±20
	2	68	Sí	
	3	106	No	
DHC-TR	1	88	Sí	107±31
	2	144	Sí	
	3	90	Sí	
TiN	1	80	Sí	90±10
	2	90	Sí	
	3	100	No	

Després de la realització de l'assaig, ha estat impossible extreure les mostres TiN-nº3 i CrN-nº3 dels implants del banc perquè les ranures han quedat totalment danyades i no es podia extreure el cargol ni amb una clau de pressió. Es va intentar retirar amb l'ajuda d'una fresa i tampoc va ser possible. Això ha fet que quedés inutilitzat el dispositiu a 30° d'angulació.

Els assajos realitzats amb els conjunts eina-cargol on l'eina ha estat recoberta amb CrN són els que han presentant un parell de torsió màxima menor en comparació amb la resta de recobriments, encara que les diferències no són estadísticament significatives.

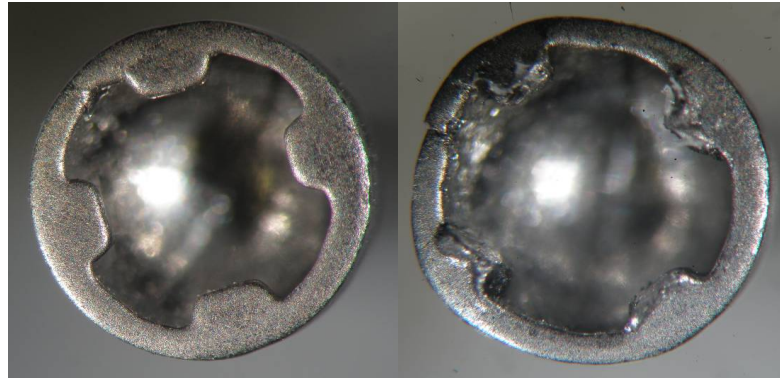


Fig. 114. Vista interior de l'eina BHS amb recobriment CrN abans (esq.) i després de l'assaig (dta.).

L'eina tractada amb DHC és la que ha presentat major resistència a torsió. En aquest cas, l'eina ha deformat la seva geometria interior i una de les mostres ha trencat per la part de la connexió amb el torquímetre. (Fig. 115).

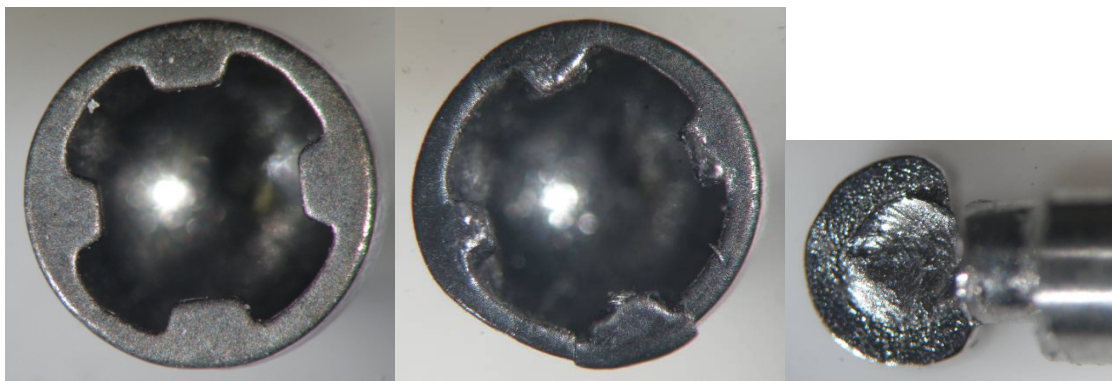


Fig. 115. Vista interior de l'eina BHS recoberta amb DHC sense assajar (esq.), després d'assajar (centre) i superfície de trencada de la part superior de l'eina (dta.).

Finalment, les eines recobertes de TiN han presentat un parell de torsió màxim i una tipologia de fallada semblant a les de CrN.

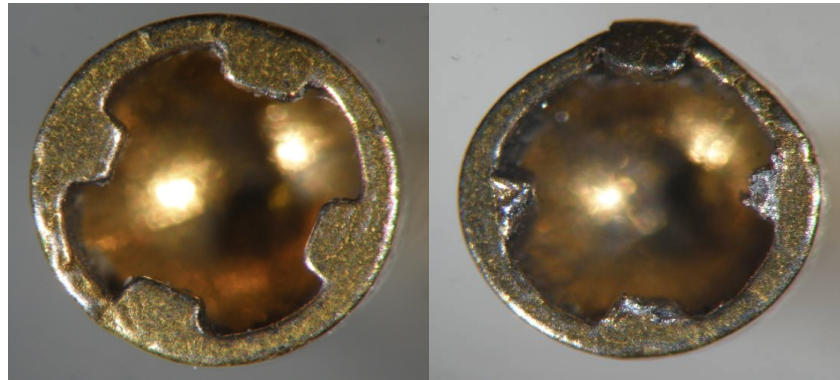


Fig. 116. Vista interior de l'eina BHS recoberta amb TiN abans de l'assaig (esq.) i després (dta.).

5.2.3. Avaluació de la resistència a torsió de l'enllaç Allen bola (HexS) a 20°

Tres conjunts eina-cargol tipus Allen bola s'assagen a torsió amb una angulació de 20° i s'observa la ruptura dels mateixos. S'ha realitzat a 20° ja que l'enllaç Allen Bola no permet angulacions superiors. La taula 22 recull els resultats obtinguts.

Taula 22 - Resultats dels assajos del conjunt Allen bola a 20°.

*Es descargola amb una clau de pressió de taller.

Mostra	Parell de torsió màxim (N·cm)	Descargola	Mitjana (N·cm)
1	44	No*	45±2
2	48	No*	
3	44	No*	

En aquest cas s'observa un únic tipus de trencada: les eines no experimenten deformació

apreciable (Fig. 117), mentre que la part interior dels cargols experimenta deformació plàstica amb certa pèrdua de material (Fig. 118). En els tres casos, per tant, el conjunt eina-cargol falla pel cargol i s'han de descargolar amb una clau de pressió de taller, eina de difícil aplicació en una reconstrucció protèsica.

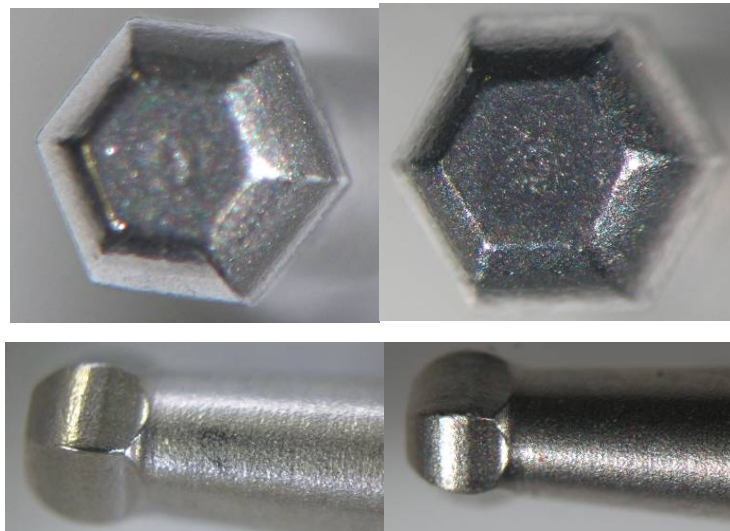


Fig. 117. Eina Allen bola original (esq.) i eina un cop assajada (dta.).

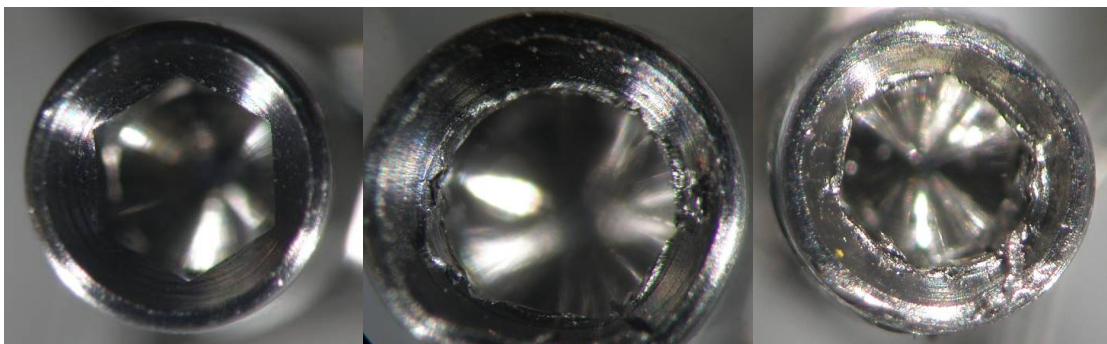


Fig. 118. Cargol Allen original (esq.) i cargols Allen assajats (centre i dta.)

5.2.4. Anàlisi de l'estat del conjunt eina-cargol després de 10 i 30 iteracions d'un parell de 30 N·cm

Les iteracions s'han realitzat a una angulació de 20° i amb un parell de força de 30 N·cm, parell de torsió freqüentment utilitzat en elements protètics. Un cop assajats, s'observen els conjunts sense tractar al SEM per analitzar la deformació produïda en les iteracions.

En el cas de 10 iteracions s'observa deformació localitzada de l'eina en la zona corresponent al sentit del parell de torsió i una deformació mínima en el sentit contrari, corresponent a la força que cal exercir per tornar a descargolar el cargol per a la següent repetició.

En el cas de 30 iteracions, l'eina està molt més deformada que en el cas anterior, (Fig. 119), encara que el conjunt es pot descargolar sense cap incidència. No obstant, la deformació corresponent al sentit d'afluixada del cargol és major que en el de 10 iteracions.

En el cas dels cargols, en ambdós casos pateixen deformació en les ranures del cap, però és a 30 iteracions on la deformació és molt més gran, (Fig. 120).

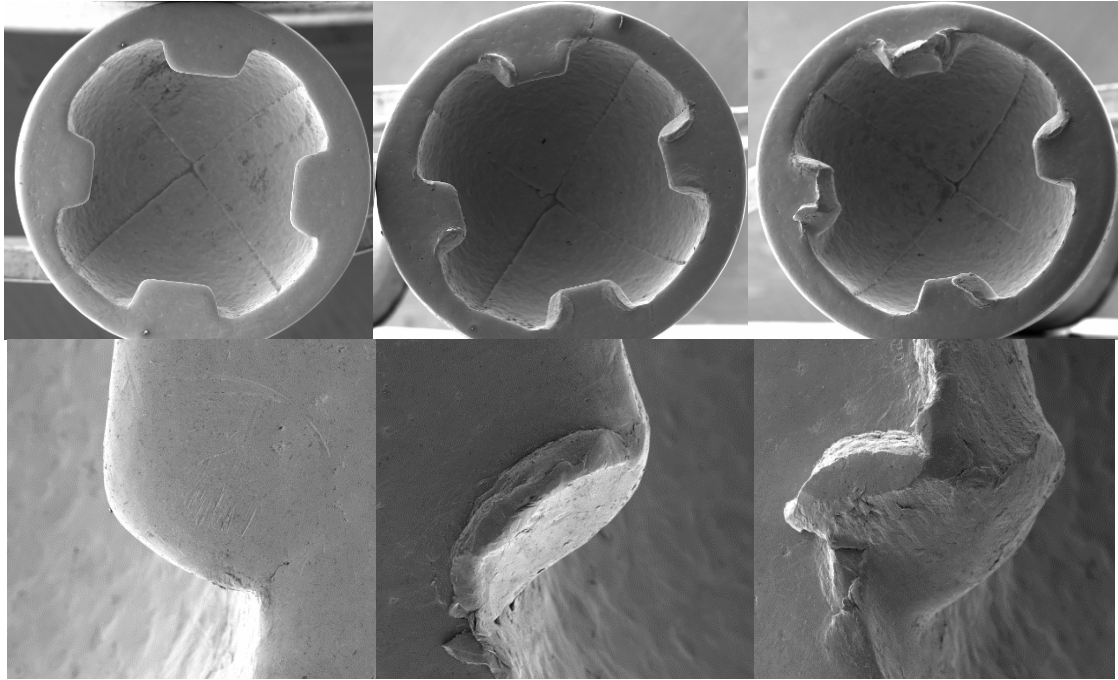


Fig. 119. Detall de l'eina original BHS (esq.), l'eina després de 10 iteracions (centre) i l'eina després de 30 iteracions (dta.). Les barres superiors indiquen 1,0 mm i les inferiors 150 μ m.

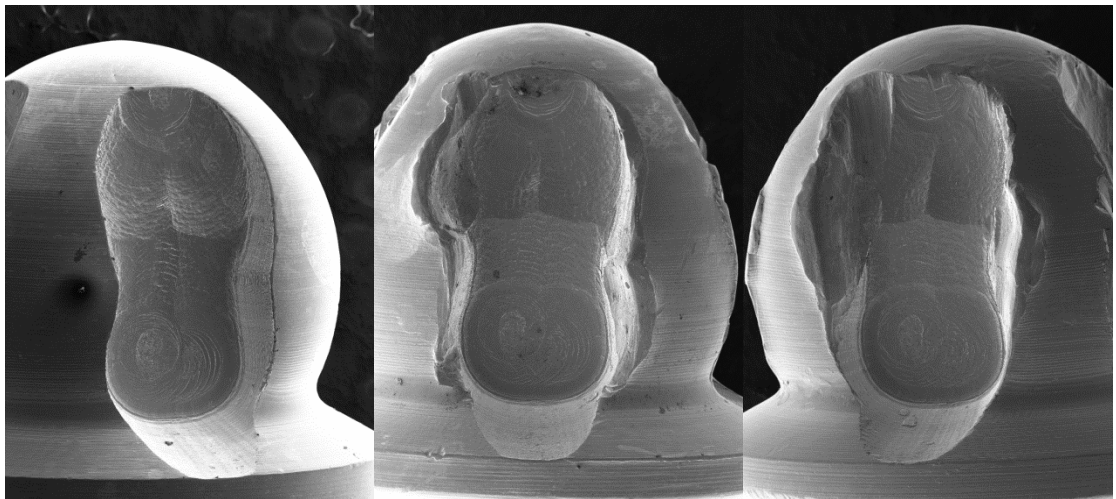


Fig. 120. Detall de la ranura del cargol BHS original (esq.), després de 10 iteracions (centre) i després de 30 iteracions (dta.).

A més a més, el desgast degut a les diferents iteracions es pot observar als filets de la rosca, veure Fig.121.

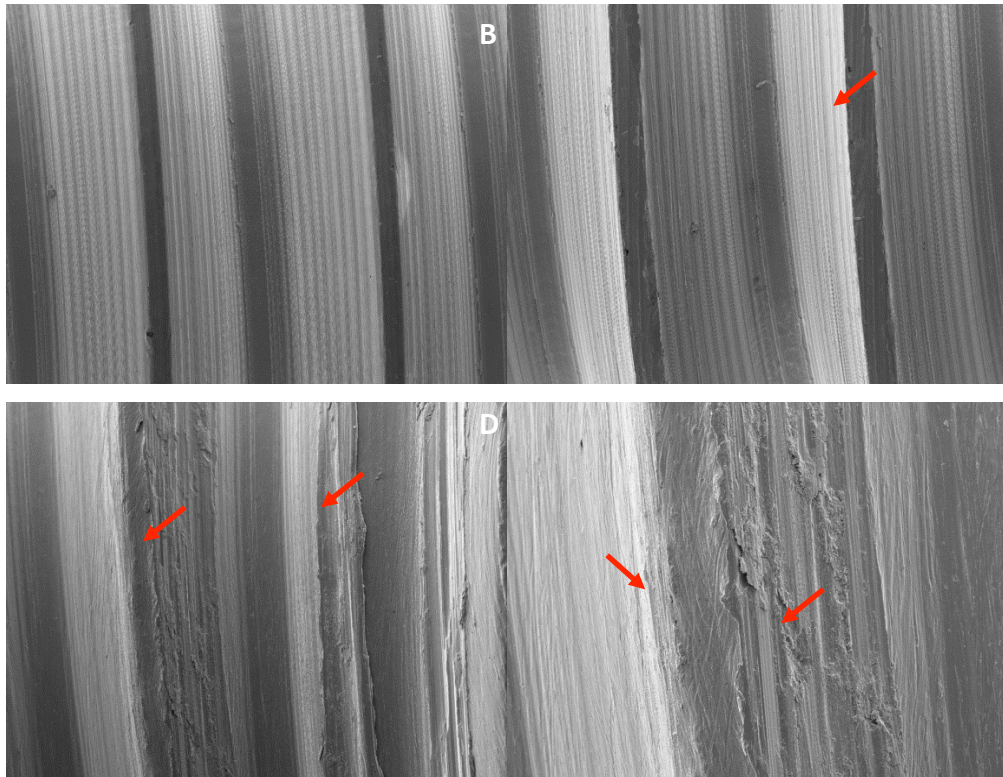


Fig. 121. Detalls dels filets de la rosca del cargol BHS original (A), cargol després de 10 iteracions (B) i cargol després de 30 iteracions (C). (D) correspon a una ampliació de l'erosió superficial observada després de les 30 iteracions. Las barres superiors indiquen 250 µm i les inferiors indiquen 100 µm.

5.3. Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS

5.3.1. Estàtic

Es presenten a la Taula 23 els resultats dels assajos estàtics del conjunt. Els valors d'aquesta taula corresponen a la mitjana i desviació estàndard de les cinc mostres assajades.

Taula 23 - Resultats dels assajos estàtics.

Conjunto	Rigidez (N/mm)	Fuerza límite elástico (N)	Desplazamiento límite elástico (mm)	Fuerza de fracaso (N)	Desplazamiento de fracaso (mm)
Pilar/Cuerpo de carga, tornillo de conexión BHS52001 e implante dental	588 ± 98	268 ± 27	0.63 ± 0.05	294 ± 19	1.09 ± 0.32

El fracàs de tots els sistemes es produeix per deformació permanent de l'implant al nivell de l'encastament (Fig.122).



Fig. 122. Mostra després de l'assaig a resistència estàtica

5.3.2. Dinàmic

Es presenten a la Taula 24 els resultats d'assajos estàtics del conjunt realitzats prèviament als assajos de fatiga i amb les mateixes condicions de contorn i disposició geomètrica. Els valors d'aquesta taula corresponen a la mitjana i desviació estàndard dels assajos de cinc mostres.

Taula 24 - Resultats dels assajos estàtics

Conjunto	Rigidez (N/mm)	Fuerza límite elástico (N)	Desplazamiento límite elástico (mm)	Fuerza de fracaso (N)	Desplazamiento de fracaso (mm)
Pilar/Cuerpo de carga, tornillo de conexión BHS52001 e implante dental	588 ± 98	268 ± 27	0.63 ± 0.05	294 ± 19	1.09 ± 0.32

Segons la recomanació de la norma ISO 14801: 2007, el nivell de càrrega inicial per als assajos de fatiga del conjunt s'ha fixat en un 80% de la càrrega de fallada estàtic. En funció dels resultats obtinguts per a cada nivell de càrrega s'ha actuat de la següent manera: si el conjunt ha suportat 5×10^6 cicles per a un determinat nivell de càrrega llavors la càrrega del següent nivell s'ha augmentat, en cas contrari s'ha disminuït. El nombre total de nivells de càrrega aplicats ha estat de quatre, assajant dues mostres per nivell excepte per al límit de fatiga que s'han assajat 3 espècimens. El nombre total de mostres assajades ha estat per tant de nou.

La Taula 25 mostra cronològicament el procediment d'assaig seguit, i la (Fig. 124) presenta el diagrama de càrrega cíclica resultant per al conjunt. A la vista dels resultats obtinguts es conclou que el límit de fatiga del conjunt assajat és de 103 N, en què tres espècimens han sobreviscut.

Taula 25 - Nombre de cicles suportats per l'implant per a cada un dels valors de càrrega als quals ha estat sotmès el conjunt.

CARGA MÁXIMA APLICADA (N)	Nº UNIDADES ENSAYADAS	Nº CICLOS	OBSERVACIONES
235	2	8743	[1]
		7568	[1]
206	2	123175	[1]
		25247	[1]
176	2	5 Millones	-
		3148020	[1]
103	3	5 Millones	-

[1] El fracàs dels sistemes es produeix per trencament de l'implant (Fig. 123).



Fig. 123. Mostres després de l'assaig a resistència a fatiga.

A continuació s'inclou el diagrama de cicles de carga:

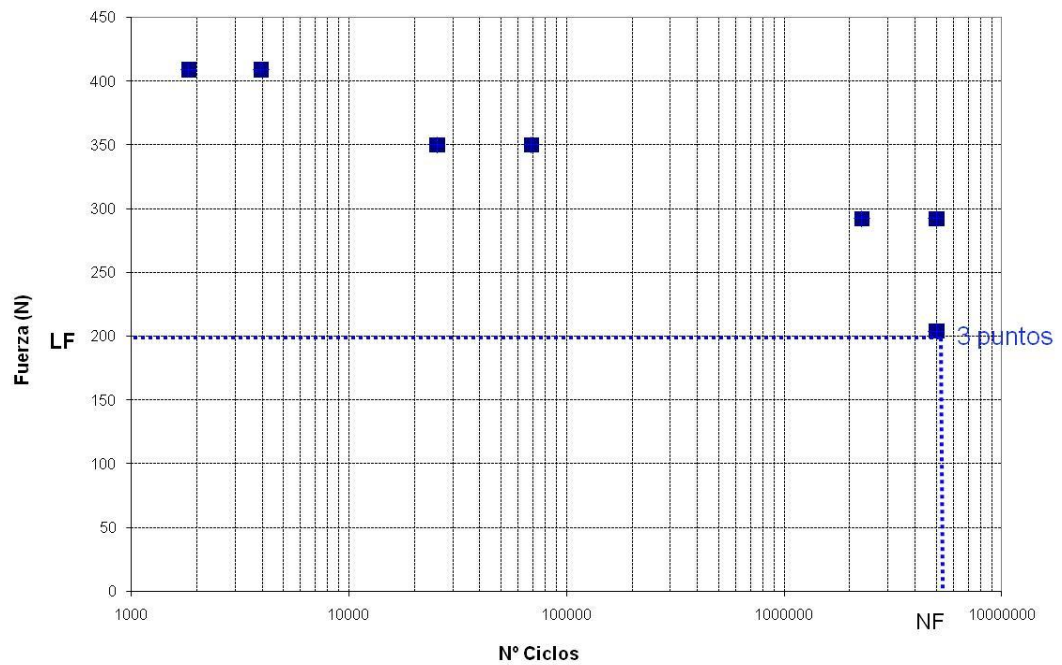


Fig. 124. Diagrama de càrrega cíclica per al conjunt. (LF: Límit de fatiga; NF: Nombre de cicles sense que es produeixi fallada).

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

6. DISCUSSIÓ

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

6. DISCUSSIÓ

6.1. Anàlisi d'elements finits de l'enllaç BHS

L'anàlisi per elements finits (FEA) ha estat l'eina més comuna i poderosa per simular restauracions dentals sota diverses condicions de càrrega²⁵. També s'ha utilitzat àmpliament per predir el comportament biomecànic de diversos dissenys d'implants dentals²⁶, així com l'efecte de factors clínics d'èxit dels implants²⁷. Segons Geng et al. 2001, els resultats obtinguts a partir dels FEA són un bon punt de partida i, tenint en compte les limitacions d'aquest mètode, aquests resultats podrien ser extrapolats a situacions clíniques²⁸.

No obstant això, la majoria d'estudis anteriors no tenen rigorositat en la construcció dels models^{29,30}. Per aquesta raó, en aquest estudi es va generar una malla diferent per a cada angle d'inclinació, tant pel cargol com per l'eina. A més, aquesta malla es va refinar al voltant dels punts de contacte amb la finalitat d'augmentar la precisió (annex 9.2). Algunes altres variables com ara rosques de cargol, pilar, implant i l'os circumdant es van ignorar per assegurar que el comportament de l'enllaç entre el cap del cargol i l'eina fos l'única variable en aquesta investigació. En aquest sentit, els nostres resultats poden ser extrapolats a altres mètriques i camps on es necessària l'accessibilitat i la angulació entre el cargol i l'eina.

Els materials quan es sotmeten a tracció tenen un comportament elàstic, és a dir, quan s'aplica força es deforma però quan es deixa d'aplicar força tornen al seu lloc. Això succeeix fins que es supera un cert valor de tensió (força per unitat de superfície) a partir del qual no torna al seu estat inicial. Aquest valor de tensió s'anomena límit elàstic. A partir d'aquest valor, si es continua aplicant tensió, el material es deforma permanentment fins un valor de tensió anomenat límit de ruptura on el material es trenca.

D'aquesta manera es podrà veure si el material es capaç d'absorbir tota la tensió en els punts crítics deformant-se sense trencar-se.

Per tal de fer una extrapolació dels resultats a cargols de mètriques superiors s'usa la teoria de la Resistència dels Materials.

Se suposa que la secció resistent a torsió del cargol és el cercle que passa pel lloc on el cap del cargol és més estret.

La tensió equivalent per a un esforç de tracció és $\sigma_{max} = \frac{M}{W}$, on M és el parell aplicat i $W = \frac{\pi \cdot d^3}{16}$.

Pel cargol de mètrica 2 el diàmetre mínim és de $d=1,15\text{mm}$, per tant el parell resistent és de

$W=0,30\text{mm}^3$. Aplicant un parell de $M=400\text{N}\cdot\text{mm}$, s'obté $\sigma_{max} = \frac{400}{0,3} = 1339\text{MPa}$.

Si s'amplia el cargol a mètrica 4,82 mantenint les proporcions, el diàmetre mínim serà

$$d = 1,15 \cdot \frac{4,82}{2} = 2,77\text{mm}$$

. Per a aquest diàmetre el parell resistent és $W=4,18\text{mm}^3$. Aplicant el

parell de $5000\text{N}\cdot\text{mm}$ donat a les especificacions la tensió és $\sigma_{max} = \frac{5000}{4,18} = 1196\text{MPa}$.

Aquesta tensió és del mateix ordre de la que es tenia abans, per tant, es pot afirmar que totes les tensions seran del mateix ordre del cargol de M2 en els cargols de mètrica 4,82.

Només que es pugués variar una mica la proporció cap cargol/mètrica es podria fer un cap una mica més ample i, per tant, més resistent.

Per exemple, si el diàmetre mínim fos $d=3\text{mm}$, la tensió seria $\sigma_{max} = 943\text{MPa}$, bastant inferior en proporció a les obtingudes anteriorment.

Dins de les limitacions de la metodologia utilitzada en aquest estudi, els resultats de la simulació numèrica van mostrar que l'enllaç BHS podria millorar i arribar fàcilment la resistència mecànica requerida per als cargols utilitzats en reconstruccions cargolades amb

canals angulats, fins i tot en la situació més difícil de 30° d'angulació. Aquest estudi va demostrar que es van aconseguir tant el parell nominal requerit de 20 N·cm com el parell màxim requerit de 40 N·cm. De les iteracions per trobar el parell màxim que l'enllaç BHS suportava, es va demostrar que amb una angulació de 0° i 30° l'eina va trencar primer a 55 N·cm, però a 15° el cargol es va trencar a 47,5 N·cm. Aquests parells de ruptura, però, s'han de prendre com una aproximació i s'han de comprovar experimentalment mitjançant una prova de torsió de l'enllaç. No obstant això, no seria una ruptura per se, sinó una deformació permanent de l'estria. No hi hauria perill de trencament del cap del cargol ja que la part de les estries encarregades del descargolament seguirien intactes i el cargol es podria descargolar.

Una possible subestimació dels resultats obtinguts pel FEA necessita ser aclarit. Els límits materials utilitzats per a l'anàlisi FEA s'obtenen d'assaigs de tracció. No obstant això, l'enllaç entre la cabota del cargol i l'eina està sota forces de compressió i esforç tallant, que ofereixen límits més alts que en condicions d'esforç de tracció. Així doncs, la bondat del model pot resumir-se com una estructura geomètrica realista, amb correcta descripció del material per al model elastoplàstic, correcta definició dels contactes i la tolerància existent entre els diferents components de l'enllaç, i correcta reproducció de la condició de la tensió de precàrrega¹⁸.

Hi ha pocs estudis que parlin sobre la influència del disseny del cap de cargol i la seva respectiva eina, a l'aplicar un parell sota diferents angulacions. Spencer et al.¹⁴ va estudiar el comportament dels cargols de titani amb 4 dissenys de caps de cargol diferents sota diferents angulacions. Aquests dissenys del cap de cargol no van aconseguir valors de parell òptims amb l'augment de la angulació. A 30°, els dissenys de cap de cargol pla i d'estrella van ser els que van assolir un valor de parell màxim de 23,4 Ncm i 19,4 Ncm, respectivament. A causa del fet que aquests dissenys no van ser dissenyats especialment per aplicar un parell de torsió amb una angulació, va ser necessari aplicar una força axial (quantitat de força aplicada a cada cargol al llarg del seu eix) per l'examinador. Aquesta força va ésser major amb l'augment de la angulació per tal de mantenir la força radial (quantitat de força en el cap del cargol). Per tant, l'enllaç BHS ha estat dissenyat amb un angle de transmissió de 0° per aconseguir una força axial

mínima i per millorar la transmissió de parell al cargol, aportant així més seguretat i confort a l'operari i al pacient.

L'ús d'implants inclinats és una alternativa a l'empelt ossi i l'elevació de si maxil·lar³¹ i no s'han vist efectes negatius en termes de supervivència dels implants o la pèrdua d'os marginal en comparació amb els implants rectes³². BHS permet aplicar 30 Ncm de parell en cargols de retenció de pròtesis amb orificis angulats sobre implants, per tant, podria esdevenir una bona solució per resoldre demandes estètiques i situacions no paral·leles entre la direcció axial de la superestructura i l'implant. A més, algunes publicacions^{20,21} mostren que els clínics estan utilitzant l'angulació dels orificis de la pròtesi amb dissenys de cap de cargol i eina subòptims, lo que comporta un risc potencial de deformar el cap del cargol de retenció. Aquest és un indicador que BHS és una solució requerida, segura i que aporta un fàcil reconeixement visual i diferenciació a l'operari, evitant així l'ús d'una eina inadequada que pogués danyar el cap del cargol.

Els resultats de la simulació numèrica mostren que l'enllaç BHS pot assolir la resistència mecànica requerida pels cargols utilitzats en les pròtesis sobre implants, inclús en la situació d'inclinació més extrema de 30°. Al llarg de l'estudi s'ha comprovat que segons les especificacions requerides per l'enllaç BHS, el parell nominal requerit de 20 N·cm s'assoleix sense dificultats, el parell màxim requerit de 40 N·cm és fàcilment assumible i fins i tot es pot arribar a 47,5 N·cm sense trencar. Val a dir, que aquest últim valor ha de ser pres com una aproximació i s'ha de comprovar experimentalment mitjançant un assaig de torsió de l'enllaç. A partir de les iteracions per trobar el màxim parell que suporta l'enllaç se n'extreu que per a les angulacions de 0° i 30° l'eina trencaria primer, en canvi per a 15° seria el cargol el que ho faria. Aquest trencament però es veuria localitzat, en una zona determinada de la paret d'una estria, per tant no hi hauria perill de trencar el cargol pel diàmetre de la cabota i això no impediria el descargolament (Fig.109). Després dels resultats satisfactoris de la simulació numèrica de l'enllaç BHS, seria necessari la realització d'assaigs mecànics per tal d'aprofundir en el comportament de l'enllaç i reafirmar el seu ús com a cargol per a la retenció de pròtesis

sobre implants.

Nota: En l'Annex 9.2 s'adjunta l'informe complet de l'anàlisi per elements finits de la cabota de cargol i eina BHS realitzat pel Centre de Disseny d'Equips Industrials (CDEI) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) mitjançant un conveni amb l'empresa BHS.

6.2. Estudi mecànic de màxima resistència a torsió de l'enllaç BHS

Els resultats del present estudi mostren que l'angulació analitzada més crítica per al conjunt BHS (eina i cargol sense tractament superficial) correspon a 30°, on el parell de torsió màxim és 54±12 N·cm. D'altra banda, la majoria dels cargols van poder descargolar-se tot i les deformacions produïdes en les ranures dels cargols o en la superfície interna de l'eina. L'enllaç Allen bola (HexS) va fallar amb parells més baixos que l'enllaç BHS, i cap cargol HexS va poder ser remogut per mitjà de la seva pròpia eina. L'enllaç BHS, per tant, ha demostrat superioritat en comparació amb l'enllaç HexS, i millora els resultats dels FEA previs.

Està àmpliament descrit en la literatura que l'ús d'implants inclinats a les parets del si maxil·lar anterior o posterior, en lloc de l'elevació de si maxil·lar o dels empelts d'os, resulta un tractament més simple que consumeix menys temps, així com en significativament menys morbiditat, disminució dels costos financers associats amb aquests procediments, i un període postquirúrgic més còmode per als pacients³².

Aquest sistema d'enllaç entre cargol i eina ofereix una solució protètica per a aquests casos ja que les reconstruccions cargolades són més fàcilment recuperables que les reconstruccions cimentades i, per tant, les complicacions tècniques i biològiques es poden tractar més fàcilment, el que permet un millor i menys traumàtic manteniment³³.

En el cas de reconstruccions sobre implants inclinats resolts mitjançant un orifici o canal de

cargol angulat, si el cap del cargol es deforma o es trenca, la remoció del cargol no pot ser possible sense necessitat de foradar la pròtesi per remoure el cargol de l'implant. Afortunadament, la majoria dels cargols de BHS van ser capaços de ser descargolats amb la seva pròpia eina fins i tot en presència de deformació.

Una de les complicacions mecàniques més comuns en les restauracions de metall-resina d'arcades complertes sobre implants és l'afluixament dels cargols de retenció. La taxa d'esdeveniments anual estimada va ser del 2,1% (IC del 95%: 1,3% a 2,8%). Forces més grans que la força de retenció del cargol poden causar afluixament del cargol i fins i tot la seva fractura³⁴. L'afluixament dels cargols és causat principalment per un parell inapropiat, per sobrecàrrega que provoca la deformació del cargol i la pèrdua de la precàrrega³⁵, i per sobrecàrrega oclusal. A més, una pròtesi inadaptada podria ser un altre factor d'incidència d'afluixament dels cargols. Per tal de compensar la pèrdua de la precàrrega i augmentar l'àrea de contacte entre els fils de la rosca, alguns autors recomanen aplicar parell de torsió de nou 10 minuts després de la fixació del cargol^{35,36}. Augmentar el parell més enllà dels 30 N·cm podria fins i tot disminuir la taxa d'afluixament del cargol i d'estabilitat protèsica³⁶. No obstant això, Bacchi et al.³⁷ no va observar cap influència en transmetre parell novament al cargol després de 10 minuts.

Spencer et al.¹⁴ emfatitzen la importància d'un enllaç de cargol i eina que permetin el cargolament en un major angulació amb el mínim de desacoblament possible o de fatiga del cap del cargol. Segons aquests autors, hi ha algunes regions de la cavitat oral, on és molt difícil l'accés i la col·locació d'un cargol. Per tant, encara que el disseny BHS es va idear per als orificis angulats de la pròtesi, també podria ser implementat en altres àrees mèdiques com ara la cirurgia maxil·lofacial o fins i tot la cirurgia traumatològica.

Calen més estudis clínics per avaluar el rendiment real d'aquest enllaç de cargol i eina sota forces masticatòries i hàbits parafuncionals. El fet que el cargol s'estreny directament en una rèplica feta d'acer, i no sobre una interfase i un implant, podria ser una limitació en el nostre

estudi, que induís alguns canvis en el comportament del cargol. Tot i així, es va voler valorar només les variables que depenien de la funcionalitat entre el cap del cargol i l'eina.

A més, l'ús d'un revestiment per millorar o augmentar el nombre d'usos o per evitar deformacions podrien ser investigats. Aquestes modificacions podrien promoure una major estabilitat de la precàrrega i més estabilitat en el comportament de l'enllaç. El Carboni diamantat (DLC) sobre la superfície de titani disminueix la resistència a la fricció, incrementant d'aquesta manera la precàrrega^{37,38}. De la mateixa manera, un estudi publicat per Bacchi et al.³⁷ va trobar que cargols de titani convencionals aconseguixen major valors de parell d'afluixament que els cargols recoberts de DLC per a la fixació d'un pilar universal. Així doncs, caldria estudiar amb més profunditat el comportament de l'enllaç BHS sota els diferents tractaments superficials de l'eina.

6.3. Estudi de fatiga estàtic i dinàmic de l'enllaç BHS

6.3.1. Estàtic

La fallada a resistència estàtica dels conjunts assajats s'ha produït perquè s'ha arribat al límit elàstic del material.

El cargol BHS no ha fracassat en cap dels assajos duts a terme, en tots els casos el fracàs s'ha produït en l'implant dental per la regió de l'encastament.

L'implant dental utilitzat com a part del conjunt assajat és un model comercial amb la seva corresponent marcat CE com a producte sanitari, cal per tant esperar que el cargol BHS es comporti adequadament durant el seu ús.

6.3.2. Dinàmic

El límit de fatiga del conjunt amb connexió externa hexagonal ha estat de 103 N i un moment

de flexió màxim de 0.567, amb la disposició geomètrica indicada a la norma ISO 14801: 2007.

El cargol BHS52001 no ha fracassat en cap dels assajos duts a terme, en tots els casos el fracàs s'ha produït en l'implant dental per la regió de l'encastament.

L'implant dental utilitzat com a part del conjunt assajat és un model comercial amb la seva corresponent marcat CE com a producte sanitari, cal per tant esperar que el cargol BHS es comporti adequadament durant el seu ús.

6.4. Impacte tecnològic i generació de coneixement. Perspectives de futur.

La idea de la tecnologia Ball Head System va sorgir de la comprensió que la forma i la funció estan inextricablement interrelacionades, amb la clara intenció de resoldre el greu problema de la coronació de la cabota dels cargols de retenció en pròtesi sobre implants.

El disseny estudiat entre la cabota de cargol i l'eina BHS és una possible representació òptima del resultat de l'anàlisi dels antecedents i la comprensió dels paràmetres de disseny descrits, per tal d'arribar a l'objectiu general i els objectius específics plantejats en la present Tesi doctoral.

De la solució BHS (cargol “*external*”) en destaca una capacitat d'angulació de 30° única i sense precedents, amb un excel·lent comportament mecànic gràcies a la seva alta eficiència en la transmissió de parell. A més, els cargols BHS són visualment recognoscibles, i eviten l'ús de eines inadequades que poguessin malmetre el cap del cargol. També compten amb un transportador individual per facilitar-ne la manipulació, permetent als professionals evitar qualsevol contacte manual directe amb el cargol (evitant-ne així la seva caiguda accidental), i proporciona un posicionament còmode d'aquest a l'orifici angulat de la restauració. La solució BHS està patentada (WO/2009/150350) i s'inclou a l'Annex 9.4 per la seva apreciació.

Adicionalment, aquest disseny innovador, així com el seu mètode de generació (descriu en la metodologia), aporta seguretat i durabilitat als cargols i les seves respectives eines, permetent una aplicació i remoció més fàcil i segura dels cargols utilitzats per a retenció de restauracions cargolades a implants. La tecnologia Ball Head, per tant, obre infinites possibilitats en el camp de la pròtesi dental implantològica perquè “allibera” o permet corregir el disseny de l'orifici de la pròtesi cargolada fins a 30° respecte el posicionament axial dels implants. L'aplicació al mercat del sistema BHS ja és una realitat, i com exemple s'aporta la presentació d'un seguit de casos clínics resolts satisfactòriament (veure Annex 9.9).

Cal destacar que gràcies al mètode de generació del disseny utilitzat de la cabota del cargol i l'eina, s'evidencia quelcom important, rellevant i amb alt impacte tecnològic, i que comporta una generació de coneixement:

“Segons la forma que tingui l'estria o dent de la part femella de l'enllaç, se n'obtindrà la forma dels nervis i ranures del cap esfèric, en una angulació predeterminada.”

Això significa que es podrien obtenir diferents dissenys de cap d'eina esfèrica complementària segons els diferents dissenys de cap de cargol existents. Tot i així, el disseny dels caps de cargol existents no permetrien angular a 30° amb condicions òptimes, per tant seria necessari modificar el disseny del cap del cargol per poder generar una punta d'eina complementària amb bones condicions de cinemàtica, transmissió de parell i angulació.

És per aquesta raó que s'analitzaren les diferents variables i les característiques tècniques que haurien de tenir tant el disseny del cap del cargol com de l'eina i es reivindicaren en una segona patent, actualment ja concedida a Europa, Xina i EEUU (Annex 9.4).

Aquest tipus d'enllaç invertit va ser protegit com l'enllaç Universal Ball Head (UBH), o cargol “*internal*”, el que equival al desenvolupament anterior en termes de capacitat d'angulació, a

través d'un procés de fabricació molt més competitiu i una millor compatibilitat amb els hàbits de treball dels professionals. També és la realització preferida per a aplicacions multisectorials. Cal destacar que del coneixement d'aquestes dues reivindicacions, així com del mètode de generació de disseny descrit en la present tesi doctoral, en els últims 5 anys moltes empreses ho han utilitzat per dissenyar diferents tipus d'enllaç entre cabota de cargol i eina amb capacitat d'angulació similars, essent d'aquesta manera una punta de llança tecnològica en el sector dental degut a la solució de problemes que aporta. És per això que s'han invertit una gran quantitat de recursos per tal de fer valer els drets de propietat industrial mitjançant contractes de llicència de patents i transferència tecnològica.

Posteriorment a aquestes dues proteccions referents als dos tipus d'enllaç entre cabota de cargol i eina, una tercera patent (EP2486889 B1, veure Annex 9.6) va cobrir un grup d'additaments pensats per la confecció de l'orifici d'accés angulat del cargol per a la retenció de pròtesis dentals sobre implants. Aquests additaments són compatibles amb aquests dos tipus d'enllaç ("*internal*" i "*external*") gràcies a la seva capacitat de angulació i permeten el seu ús en qualsevol procés de fabricació de pròtesi dental cargolada a implants actual (consultar la presentació del catàleg BHS30 a l'Annex 9.8).

A més, aquests additaments permeten la separació de la interfase de la resta de l'estructura durant la fabricació de la pròtesi, la qual cosa té dues avantatges: el manteniment de les propietats mecàniques intactes de la superfície de la pròtesi que contacta a l'implant i a la base d'assentament del cargol, i la consecució d'un ajust passiu en boca.

Finalment, una quarta patent va fer el salt al camp de la pròtesi removable. Basat en la interfase prèviament patentada, i amb l'addició d'una tapa de tancament i un ancoratge de connexió, el sistema podria esdevenir un monyó de fixació per retenir sobredentadures d'una manera tècnicament simple i rendible. Aquesta, però, és l'única patent que encara no està essent explotada al mercat (ES2380036B1, veure Annex 9.7).

Des de l'any 2008, l'empresa Ball Head System es va constituir per fer front als reptes de innovació, investigació, desenvolupament, protecció industrial, fabricació, certificació, entrada al mercat i distribució de la solució BHS amb tots els seus additaments compatibles, així com la generació constant de documentació científica amb la realització de tres pòsters científics que es presentaren a la Societat Espanyola de Pròtesis Estomatològica (SEPES) de Barcelona i Granada els anys 2009 i 2012 respectivament, així com a la “*International Association of Dental Research*” (IADR) l'any 2010 a Barcelona (Annex 9.10). Posteriorment, s'han presentat dos articles científics a dues revistes especialitzades de primer quartil (Annex 9.1 i 9.3), amb la col·laboració de la Universitat de Barcelona (UB), la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) i la Universitat Internacional de Catalunya (UIC).

Així doncs, la tecnologia Ball Head permet ajudar a resoldre satisfactòriament una àmplia majoria de casos clínics mitjançant la pròtesis cargolada a implants i soluciona problemes greus que ens trobàvem amb la tecnologia anterior. A més, és compatible amb tots els sistemes d'implants i processos de fabricació actuals: colat, sobrecolat, injecció termoplàstica, resinat, cimentat, soldadura i CAD/CAM permetent aconseguir un ajust passiu en boca (veure vídeos didàctics i tutorials de l'Annex 9.11). Tot i així, seria necessari, en un futur proper, formar adequadament als professionals per dotar-los d'aquesta solució i avaluar el comportament a mig i llarg termini mitjançant la realització d'estudis clínics per poder contrastar la seva eficàcia real. Seria molt interessant també comprovar l'ús d'aquesta tecnologia en el camp de la impressió 3d així com la seva influència en la concepció del disseny d'estructures cargolades en general.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

7. CONCLUSIONS

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

7. CONCLUSIONS

Dins de les limitacions d'aquest estudi, es pot extreure les següents conclusions:

A partir dels resultats obtinguts als diferents anàlisis per elements finits es pot concloure que:

- El sistema BHS és un estat de l'art format per un enllaç entre un cargol de cap esfèric i la seva respectiva eina que ha estat dissenyat amb les exigències més severes, especialment per a pròtesi dental implantològica.
- La simulació numèrica va mostrar que el disseny BHS pot assolir els requisits de resistència mecànica que s'espera per als cargols utilitzats en pròtesi sobre implants fins a 30° angulació.
- El disseny del cargol de cap esfèric és exclusiu i visualment fàcil de reconèixer per l'operador, el que garanteix l'ús de l'eina adequada, evitant possibles danys al cap del cargol.
- És necessari una investigació addicional a través d'una avaluació mecànica per tal de validar la precisió d'aquest nou sistema de cargol i eina per a pròtesi implantosoportada.

A partir dels resultats obtinguts als diferents assajos mecànics es pot concloure que:

- L'angulació analitzada més crítica per al conjunt BHS (eina i cargol sense tractament superficial) correspon a 30°, on el parell de torsió màxim és 54 ± 12 N·cm.
- A 20° el sistema BHS (eina sense tractament superficial) suporta 67 ± 12 N·cm, mentre que el sistema Allen bola (HexS) suporta 45 ± 2 N·cm. A 20° els cargols BHS, portats a fallida, es van poder descargolar amb la pròpia eina, evitant així la problemàtica que

presenta l'enllaç HexS. Per d'altra banda, els cargols HexS van quedar completament inutilitzats havent-los de descargolar mitjançant una clau de pressió de taller.

- El tipus de fallada més general de l'enllaç BHS es deu a la deformació de les ranures del cargol i de la part interior de l'eina.
- Els tres recobriments superficials de l'eina augmenten el parell de torsió màxim respecte a l'eina sense recobrir a l'angulació més exigent assajada, 30°. L'eina DHC és la condició que major parell de torsió ha suportat 107 ± 31 N·cm, encara que les diferències no són estadísticament significatives respecte CrN i TiN.
- La deformació i el desgast del conjunt (eina sense tractament superficial) augmenta amb les iteracions a un parell de torsió de 30 N·cm i 20°. La deformació és més rellevant a les 30 iteracions, cicle en el qual el cargol es pot descargolar sense cap incidència.
- En els estudis de fatiga estàtics i dinàmics segons norma ISO 14801: 2007 el cargol BHS no ha fracassat en cap dels assajos duts a terme, per tant validen l'ús del cargol i l'eina BHS per a la retenció de pròtesis cargolades a implants dentals.

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

8. BIBLIOGRAFIA

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Sethi, A., Kaus, T., Sochor, P., Axmann-Kremar, D. & Chanavaz, M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent.* **11**, 41–51 (2002).
2. Saab, X. E., Griggs, J. a., Powers, J. M. & Engelmeier, R. L. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J. Prosthet. Dent.* **97**, 85–92 (2007).
3. Turkyilmaz, I., Patel, N. S. & McGlumphy, E. a. Oral Rehabilitation of a Severely Resorbed Edentulous Maxilla with Screwed-retained Hybrid Denture Using Cresco System: A Case Report. *Eur. J. Dent.* **2**, 220–3 (2008).
4. Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E. & Peñarrocha-Diago, M. Oral rehabilitation with tilted dental implants: A metaanalysis. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **17**, (2012).
5. Cheng, A. C., Tee-Khin, N., Siew-Luen, C., Lee, H. & Wee, A. G. The management of a severely resorbed edentulous maxilla using a bone graft and a CAD/CAM-guided immediately loaded definitive implant prosthesis: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.* **99**, 85–90 (2008).
6. Block, M. S., Haggerty, C. J. & Fisher, G. R. Nongrafting Implant Options for Restoration of the Edentulous Maxilla. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **67**, 872–881 (2009).
7. Agliardi, E., Panigatti, S., Clericò, M., Villa, C. & Malò, P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin. Oral Implants Res.* **21**, 459–465 (2010).
8. Celletti, R. *et al.* Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **15**, 562–73 (1995).
9. Aparicio, C., Perales, P. & Rangert, B. Tilted implants as an alternative to maxillary

- sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **3**, 39–49 (2001).
10. Capelli, M., Zuffetti, F., Del Fabbro, M. & Testori, T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **22**, 639–44 (2007).
 11. Behring, J. K., Gjerdet, N. R. & Mølster, A. Slippage between screwdriver and bone screw. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 368–372 (2002). at <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0036848524&partnerID=40&md5=26c4a0224e475979065e65b8e6a0ad31>
 12. Watson, P. A. Development and Manufacture of Prosthodontic Components: Do We Need Changes? *Int. J. Prosthodont.* **11**, 513–516 (1998).
 13. Stolterman, E. The nature of design practice and implications for interaction design research. *Int. J. Des.* **2**, 55–65 (2008).
 14. Spencer, K. R., Ferguson, J. W., Smith, A. C. & Palamara, J. E. . Screw head design: an experimental study to assess the influence of design on performance. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **62**, 473–478 (2004).
 15. Helldén, L. B., Ericson, G. & Olsson, C.-O. The Cresco Bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **25**, 89–94 (2005).
 16. Stumpel, L. J. 3rd, Haechler, W. H. & Bedrossian, E. A predictable precision cast for multi-unit screw-retained implant prosthesis: rationale and technique. *J. Calif. Dent. Assoc.* **31**, 765–770 (2003).
 17. Pampel, M., Wolf, R. & Dietrich, S. A prosthodontic technique to improve the simplicity and the efficacy of angled abutments for divergent implant situations: a technical note. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **21**, 320–4 (2006).
 18. Necchi, S. *et al.* The effect of fixture neck design in a realistic model of dental implant: a finite element approach. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* **6**, 289–297 (2009).

19. Swallow, S. T. *Technique for achieving a passive framework fit: a clinical case report. The Journal Of Oral Implantology* **30**, 83–92 (2004).
20. Berroeta, E., Zabalegui, I., Donovan, T. & Chee, W. Dynamic Abutment: A method of redirecting screw access for implant-supported restorations: Technical details and a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* **113**, 516–519 (2015).
21. Gjelvold, B., Sohrabi, M. & Chrcanovic, B. Angled Screw Channel: An Alternative to Cemented Single-Implant Restorations—Three Clinical Examples. *Int. J. Prosthodont.* **29**, 74–76 (2016).
22. Megía, J. C. Solución de problemas en implantología: ‘Pilares Dinámicos’. *Labor Dent.* **16**, 346–356 (2013).
23. Matweb LLC. Online Materials Information Resource. <http://www.matweb.com> (2014). at <<http://www.matweb.com/index.aspx>>
24. Iso 14801. Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. *Int. Organ. Stand. Geneva, Switz.* **3**, 16 (2007).
25. Lewis, S., Beumer III, J., Hornburg, W. & Moy, P. The ‘UCLA’ abutments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **3**, 183–189 (1988).
26. Cehreli, M. C., Akca, K. & Iplikcioglu, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res.* **15**, 481–489 (2004).
27. Hansson, S. & Ekestubbe, A. Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clin. Oral Implants Res.* **15**, 450–458 (2004).
28. Geng, J. P., Tan, K. B. & Liu, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **85**, 585–598 (2001).
29. Burak OZcelik, T., Ersoy, E. & Yilmaz, B. Biomechanical Evaluation of Tooth- and Implant-Supported Fixed Dental Protheses with Various Nonrigid Connector Positions: A Finite Element Analysis. *J. Prosthodont.* **20**, 16–28 (2011).
30. Balik, A., Karatas, M. O. & Keskin, H. Effects of Different Abutment Connection Designs on the Stress Distribution Around Five Different Implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J. Oral Implantol.* **38**, 491–496 (2012).

31. Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D. & Shah, R. Angulated implants: An alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: Systematic review. *J. Clin. Diagnostic Res.* **9**, ZE10-ZE13 (2015).
32. Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T. & Wennerberg, A. Tilted versus axially placed dental implants: A meta-analysis. *Journal of Dentistry* **43**, 149–170 (2015).
33. Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H. F. & Schneider, D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clin. Oral Implants Res.* **23**, 163–201 (2012).
34. Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Chuang, S.-K., Weber, H.-P. & Gallucci, G. O. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **27**, 102–110 (2012).
35. Shin, H.-M. *et al.* Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J. Adv. Prosthodont.* **6**, 126–32 (2014).
36. Siamos, G., Winkler, S. & Boberick, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J. Oral Implantol.* **28**, 67–73 (2002).
37. Bacchi, A., Regalin, A., Bhering, C. L., Alessandretti, R. & Spazzin, A. O. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont* **7**, 375–379 (2015).
38. Cardoso, M. *et al.* Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: An in vitro study. *Clin. Oral Implants Res.* **23**, 475–480 (2012).

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

9. ANNEXES

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

9. ANNEXES

NOTA: Els annexes es poden consultar al CD o lllapis de memòria adjunt.

9.1. Article científic 1:

Elsevier Editorial System(tm) for Journal of
the Mechanical Behavior of Biomedical Materials
Manuscript Draft

Manuscript Number:

Title: NOVEL BALL HEAD SCREW AND SCREWDRIVER DESIGN FOR IMPLANT-SUPPORTED PROSTHESES WITH ANGLED CHANNELS. A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Article Type: Research Paper

Corresponding Author: Professor Francesc Xavier Gil,

Corresponding Author's Institution: Universitat Internacional de Catalunya

First Author: Francesc Xavier Gil

Order of Authors: Francesc Xavier Gil; Oriol Farré-Berga; Iñaki Cercadillo; Alba Sánchez-Torres; Carlos Domenech; Tomas Escuin; E Berastegui

Abstract: The primary objective of this study was to design the optimal geometry of a novel screwdriver; create the grooves on a ball head screw; and demonstrate its resistance to a torque of up to 40 Ncm at an angulation of 0, 15 and 30 degrees by using nonlinear finite element analysis (FEA). A secondary objective was to create a fool-proof and easily recognizable system. The grooved ball head screw and geometry of the screwdriver, functioning from an angulation of 0° to 30°, was generated using Pro-ENGINEER Wildfire 5.0 software. Static structural analyses between bodies in contact were performed at different angles of 0°, 15° and 30° at a torque of 20 Ncm and 40 Ncm, using nonlinear finite element simulation by means of ANSYS 12.0. The maximum stress supported by the ball head screw and screwdriver was similar at 20 Ncm and 40 Ncm. Although greater deformations were found at 40 Ncm, these were small and might not affect the performance of the system. Besides, the rupture torque value for the M2 connection was 55 Ncm for 0° and 30°, and 47.5 Ncm for 15°. Finite element analysis showed this novel ball head screw and screwdriver system to be a good solution for angled screw channels in implant-supported prostheses. However, mechanical tests are needed to acquire more reliable data and to better understand its behavior under fatigue conditions.

Suggested Reviewers: Conrado Aparicio

Carlos Aparicio

Maria Pau Ginebra

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

9.2. Informe CDEI-UPC

Disseny d'un sistema cabota i eina

CDEI – UPC
Universitat Politècnica de Catalunya



CDEI Centre de Disseny d'Equips Industrials
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

9.3. Article científic 2:

*Manuscript

[Click here to view linked References](#)

Torsion resistance of the Ball Head System screw and screwdriver for angled screw channels on implant prosthetics

Oriol Farré-Berga¹, Iñaki Cercadillo-Ibarguren², Alba Sánchez-Torres², F Javier Gil³, Tomás Escuin⁴, Esther Berástegui⁵

¹DDS, MS. Master in the Study and Diagnosis of Occlusion in the "Zero Position" of the Stomatognathic System. School of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona. Barcelona, Spain.

²DDS, MS. Master in Oral Surgery and Implantology. Associate Professor of Oral Surgery, School of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona. Researcher at the IDIBELL Institute. Barcelona, Spain.

³Materials Engineer, MSc, PhD. Professor of the School of Dentistry, International University of Catalonia. Barcelona, Spain.

⁴MD, DDS, PhD. Professor of Dental Prostheses. Professor of the Master of Rehabilitation and Maxillofacial Prostheses. School of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona. Barcelona, Spain.

⁵MD, DDS, PhD. Professor of Endodontics. Professor of the Master of Endodontics. School of Medicine and Health Sciences, University of Barcelona. Researcher at the IDIBELL Institute. Barcelona, Spain.

Corresponding author:

Dr. Oriol Farré-Berga
Avda. Garrigues 17, entlo 2a
25001 - Lleida, Spain
E-mail: orifarre@gmail.com

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

9.4. informe estudi mecànic UPC:

**Estudi preliminar cargol i clau Ball Head System:
Avaluació de la resistència a torsió a 0°, 20° i 30°**



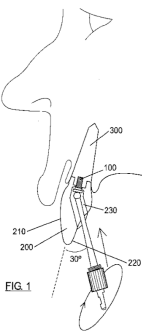
NUM. PROJECTE: SER12-06

**Document realitzat pel Departament de Ciència dels Materials
i Enginyeria Metal·lúrgica de la UPC per a Ball Head System**

16 d'Abril de 2012





9.5. Patent "External"



	OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS ESPAÑA		① Número de publicación: 2 336 062 ② Número de solicitud: 200801180 ③ Int. Cl.: A61C 8/00 (2006.01)
⑫	PATENTE DE INVENCION	B1	
⑭ Fecha de presentación: 24.04.2008	⑮ Fecha de publicación de la solicitud: 07.04.2010	⑯ Titular/es: Ramón Farré Berga c/ Bella Vista, 3 25001 Lleida, ES Carlos Farré Berga	
Fecha de la concesión: 16.03.2011	⑰ Fecha de anuncio de la concesión: 28.03.2011	⑱ Inventor/es: Farré Berga, Ramón y Farré Berga, Carlos	
⑲ Fecha de publicación del folleto de la patente: 28.03.2011		⑳ Agente: Carvajal y Urquijo, Isabel	
㉑ Título: Tornillo para fijar una prótesis sobre un implante dental, transportador, kit y llave de apriete.			
㉒ Resumen: Tornillo para fijar una prótesis sobre un implante dental, transportador, kit y llave de apriete. Tornillo (100), transportador (400), kit y llave de apriete (500) para fijar una prótesis (200) sobre un implante dental (300). El tornillo (100) tiene un vástago que tiene elementos de fijación para fijar de forma desmontable el tornillo (100) en el implante (300); una cabeza, para alojar la prótesis (200). La cabeza tiene una protuberancia sustancialmente esférica provista de rehundidos (110) meridionales curvo-cóncavos; para recibir una garra (410, 510) de una herramienta de manipulación (400, 500) del tornillo (100); que tienen una latitud de -80°, respecto a un ecuador (E) de la cabeza. El transportador (400) tiene una porción de trabajo que tiene elementos de sujeción que tienen una forma conjugada con la forma de la cabeza del tornillo (100). El kit contiene el transportador (400), el tornillo (100) y una funda (450) protectora. La llave de apriete (500) tiene una configuración similar al transportador (400).			
			
Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.			
Venta de fascículos: Oficina Española de Patentes y Marcas. Pº de la Castellana, 75 - 28071 Madrid			

ES 2 336 062 B1

9.6. Patent "Internal"



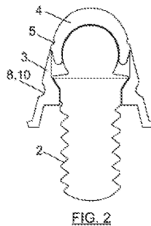
10		OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS ESPAÑA	
11	Número de publicación: 2 577 509		
51	Int. Cl.: B25B 15/00 (2006.01) F16B 23/00 (2006.01)		
12	TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA		T3
66	Fecha de presentación y número de la solicitud europea: 14.04.2010 E 10720799 (5)		
67	Fecha y número de publicación de la concesión europea: 23.03.2016 EP 2420354		
64	Título: Estructura de acoplamiento entre cabeza de tornillo y herramienta de apriete		
68	Prioridad: 16.04.2009 ES 200900998		
46	Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente: 15.07.2016		
73	Titular/es: UNIVERSAL BALL HEAD, S.L. (100.0%) Av. Garrigues 17, entlo 1ª 25001 Lleida, ES		
72	Inventor/es: FARRÉ BERGA, RAMÓN		
74	Agente/Representante: CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel		
ES 2 577 509 T3	Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).		

9.7. Patent Additaments angulats (Base + Xemeneia angulada)

(19) 	
	(11) EP 2 486 889 B1
(12) EUROPEAN PATENT SPECIFICATION	
(45) Date of publication and mention of the grant of the patent: 12.08.2015 Bulletin 2015/33	(51) Int Cl.: A61C 8/00 (2006.01)
(21) Application number: 10776112.4	(86) International application number: PCT/ES2010/070612
(22) Date of filing: 22.09.2010	(87) International publication number: WO 2011/042583 (14.04.2011 Gazette 2011/15)
(54) ADDITION FOR PRODUCING THE INTERNAL STRUCTURE OF DENTAL PROSTHESES ADITAMENTO PARA LA CONFECCIÓN DE LA ESTRUCTURA INTERNA DE PRÓTESIS DENTALES COMPLÉMENT POUR LA CONFECTION DE LA STRUCTURE INTERNE DE PROTHÈSES DENTAIRES	
(84) Designated Contracting States: AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO SE SI SK SM TR	(72) Inventor: FARRE BERGA, Ramon E-25001 Lleida (ES)
(30) Priority: 08.10.2009 ES 200930814	(74) Representative: Carvajal y Urquijo, Isabel et al Clarke, Modet & Co. Suero de Quiñones, 34-36 28002 Madrid (ES)
(43) Date of publication of application: 15.08.2012 Bulletin 2012/33	(56) References cited: WO-A1-2008/051163 WO-A2-99/16293 US-A- 5 069 622 US-A1- 2001 053 512
(73) Proprietors: • Farré Berga, Ramon 25001 Lleida (ES) • Farré Berga, Oriol 25001 Lleida (ES)	
Note: Within nine months of the publication of the mention of the grant of the European patent in the European Patent Bulletin, any person may give notice to the European Patent Office of opposition to that patent, in accordance with the Implementing Regulations. Notice of opposition shall not be deemed to have been filed until the opposition fee has been paid. (Art. 99(1) European Patent Convention).	
Printed by Jouve, 75001 PARIS (FR)	

EP 2 486 889 B1

9.8. Patent Pilar de retenció per a pròtesis removable

19		OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS
		
		11) Número de publicación: 2 380 036
		21) Número de solicitud: 200930816
		51) Int. Cl.:
		A61C 8/00 (2006.01)
12	PATENTE DE INVENCION	
		B1
22	Fecha de presentación:	73
	08.10.2009	Titular/es: FARRE BERGA, Ramon BELLA VISTA, 3 25001 LLEIDA (Lleida) ES y FARRE BERGA, Oriol
43	Fecha de publicación de la solicitud:	72
	08.05.2012	Inventor/es: FARRE BERGA, Ramón
	Fecha de la concesión:	74
	05.03.2013	Agente/Representante: CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel
45	Fecha de publicación de la concesión:	
	15.03.2013	
54	Título: PILAR DE RETENCION DE PROTESIS DENTALES	
57	Resumen:	
	<p>Pilar de retención de prótesis dentales, dicho pilar (1) del tipo del tipo de los que se fijan sobre implantes dentales o pilares transeptiliales mediante el empleo de tornillos (2), donde dicho pilar (1) comprende; un tornillo (2) cuya cabeza comprende una protuberancia sustancialmente esférica, una base (3) cuya cara inferior conecta con la cabeza del implante o pilar transeptilial y en cuyo interior se aloja la cabeza del tornillo (2) y un tapón de cierre (4) que encaja entre la parte superior de la base (3) y la cabeza del tornillo (2) para sellar el hueco definido entre ambas, donde el conjunto formado por la base (3) y el tapón de cierre (4) define una superficie externa que presenta una continuidad uniforme.</p>	
		
		FIG. 2
ES 2 380 036 B1		
Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.		

9.9. Catàleg BHS30



BHS30

DISEÑO, ESTÉTICA Y FUNCIÓN



9.10. Casos clínics

CASO CLINICO BHS30

REHABILITACIÓN COMPLETA SUPERIOR CON ANGULACIONES DESFAVORABLES DE LOS IMPLANTES

La paciente acude para mejorar la estética de la prótesis superior realizada hace 15 años. Es una prótesis metal-cerámica atornillada donde la emergencia vestibular de los implantes en 16, 13 y 23 hace difícil predecir una estética satisfactoria. Se plantea el tratamiento utilizando la solución BHS30 mediante la angulación de los tornillos de retención en posición de 16, 13 y 23 y una confección mediante colado de la estructura de metal utilizando los calcinables angulados BHS de 30°.



Inicio

Final



Ajuste radiográfico de la estructura colada con los calcinables BHS30

BHS_CLINICAL_V.1_10_13

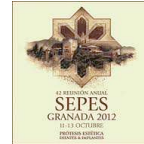
9.11. Pòsters científics



BHS30
www.bhs30.com



Estudio tornillo-llave BHS: Evaluación de resistencia a torsión a 0°, 20° y 30°



Dr. Oriol Farré Berga ^a, Ramón Farré Berga ^a, Joan Miquel González Macià ^a, Xavier Gabernet Solé ^a, Dr. Iñaki Cercadillo Iburguren ^a, Dr. Javier Gil Mur ^b, Luis Delgado ^b

a-BHS-Ball Head System, S.L., Lleida, España.

b-CREB-UPC, Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España.

INTRODUCCIÓN

Clásicamente, uno de los problemas más frecuentes que se dan en el laboratorio durante la confección de la estructura protésica es la emergencia indeseada de los implantes. Esto suele provocar situaciones que comprometen tanto la estética como la función de la rehabilitación protésica. El profesional clínico junto con el técnico de laboratorio tendrán que solventar esta situación con el uso de estructuras intermedias o el uso de la conexión tornillo-destornillador Bola Allen, que aunque permite cierta corrección, la baja resistencia a la fuerza de torque de su cabeza hace que su remoción una vez colocado sea en ocasiones dificultosa.

OBJETIVO

El objetivo del presente estudio es determinar la resistencia a torsión del conjunto llave-tornillo BHS, con el fin de proporcionar al equipo de profesionales implicados en el tratamiento una solución más eficiente, fiable, asegurando las garantías de éxito y reduciendo considerablemente el tiempo y los costes de restauración.

MATERIALES Y MÉTODOS

La resistencia a torsión de los conjuntos llave-tornillo estudiados se evaluó con un torquímetro manual y analógico (modelo BTG150CN, Tohnichi), se sometió al conjunto a un par de torsión progresivo hasta la rotura de los componentes (Fig.1). El banco de trabajo se fijó en una bancada metálica ranurada. Las pruebas se realizaron por el mismo técnico y supervisor, con el mismo procedimiento y materiales. La llave del conjunto se fijó con un dispositivo antirrotacional y 4 mm por debajo de este por medio de un adaptador. Todas las pruebas se dividieron en las distintas tareas mencionadas a continuación:

- 1) Evaluación de la resistencia a torsión a 0°, 20° y 30° de 9 conjuntos BHS sin tratamiento superficial en la llave.
- 2) Evaluación de la resistencia a torsión de los tres tratamientos superficiales aplicados en las llaves. Las pruebas se realizaron en 3 conjuntos tratados en su angulación más crítica, analizada en el punto 1.
- 3) Evaluación de la resistencia a torsión a 20° de 3 conjuntos conexión Bola Allen. Se escogió esta angulación porque es el límite de este sistema.

RESULTADOS

1)

Ángulo	Muestra	Par torsión máx. (N-cm)	Lugar de fallo	Desenrosca	Media (N-cm)
0°	1	110	Rosca	Si ^{*1}	86±20
	2	78	Ranuras	Si	
	3	72	Ranuras	Si	
20°	1	70	Ranuras	Si	67±12
	2	54	Ranuras	Si	
	3	78	Llave y ranuras	Si	
30°	1	40	Ranuras	Si	54±12
	2	60	Ranuras	Si ^{*2}	
	3	74	Llave y ranuras	Si ^{*2}	

Tabla 1. Resultados obtenidos en los ensayos a diferentes angulaciones.
^{*1}Desenrosca con pinza de laboratorio. ^{*2}Desenrosca con llave nueva.

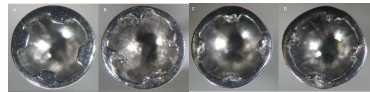


Fig.3 Vista interior llave BHS sin deformar (A), angulación a 0° (B), a 20° (C) y a 30° (D).

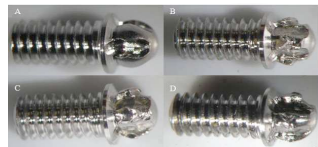


Fig.4 Tornillos BHS mellados por las ranuras. (A) tornillo sin ensayo, (B) angulación 0°, (C) a 20° y (D) a 30°.

CONCLUSIONES

✓ **SEGURIDAD:** Pruebas hasta fallo del sistema BHS demuestran que la llave sería la que se deformaría primero, evitando la rotura/mellado del tornillo (Fig.3 y 4), actualmente la situación más indeseada y compleja la cual se encuentran los clínicos en la fijación de prótesis dentales a implantes (Fig.6). Además permite el desenroscado una vez aplicado el torque excesivo, gracias al estado intacto de los costados de las protuberancias y ranuras de llave y tornillo respectivamente durante el proceso de enroscado (Fig.5).

✓ **EFICACIA:** Se alcanzan angulaciones superiores (de 0° a 30°) manteniendo la capacidad de torque en rangos de valores sustancialmente mayores.

✓ Finalmente, la comparativa del sistema BHS con la conexión Bola Allen confirma una importante mejora de las prestaciones.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sethi A, Kasu T, Sochor P, Ammann-Krmer D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent*. 2002;11(1):41-51.
2. Siegmund C, Schrimming R, Swaid S. Implant failure caused by screw head fractures – a new type of complication in a reconstruction plate: a case report. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;58:909-10.
3. Piatelli A, Piatelli M, Scarano A, Montesani L. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:561-4.
4. Riba Romeva, Carles. 1994. Disseny de màquines II. Estructura constructiva. Barcelona: Edicions UPC, 1994. [CAT]
5. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008 Feb;16(1):55-8.
6. Ken'ichi Yokoyama. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. 2002. Published by Elsevier Science Ltd.

SOLUCIÓN SISTEMA BHS



Fig.2 Detalle fractura.

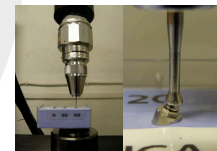


Fig.1 Montaje del conjunto de ensayo.

2)

Recubrimiento	Muestra	Par torsión máx. (N-cm)	Desenrosca	Media (N-cm)
CrN	1	72	Si	82±20
	2	68	Si	
	3	106	No [*]	
DHC-TR	1	88	Si	107±31
	2	144	Si	
	3	90	Si	
TiN	1	80	Si	90±10
	2	90	Si	
	3	100	No [*]	

Tabla 2. Resultados obtenidos en ensayos con diferentes recubrimientos a 30°.
^{*}No desenrosca a causa de fallo en el banco de trabajo.

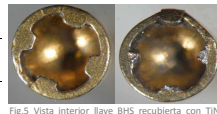


Fig.5 Vista interior llave BHS recubierta con TiN antes del ensayo (izq.) y después (der).

COMPARATIVA SISTEMA BHS vs BOLA ALLEN

3)

Muestra	Par torsión máx. (N-cm)	Desenrosca	Media (N-cm)
1	44	No [*]	45±2
2	48	No [*]	
3	44	No [*]	

Tabla 3. Resultados de los ensayos al conjunto Bola Allen a 20°.

^{*}Se desenrosca con llave de presión de taller.



Fig.6 Tornillo Allen original (izq.) y ensayados (der).

Oriol Farré Berga. Disseny, anàlisi i avaluació per elements finits i estudis mecànics d'una nova cabota de cargol per a retenció de pròtesis dentals cargolades a implants i la seva respectiva eina.

9.12. Vídeos

