

Avaluació in vitro de l'estrès sobre una connexió implant-pilar tipus *con morse* segons el material restaurador

Oriol Cantó Navés

Dipòsit Legal: B 29508-2015

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.tesisenxarxa.net) 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. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (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.tesisenred.net) 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. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (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.tesisenxarxa.net) service 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 neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This 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 Internacional de Catalunya

Doctorat en Tècniques Clíniques i de Laboratori en Odontologia.



AVALUACIÓ *IN VITRO* DE L'ESTRÈS SOBRE UNA CONNEXIÓ IMPLANT-
PILAR TIPUS *CON MORSE* SEGONS EL MATERIAL RESTAURADOR.

TESI DOCTORAL

ORIOL CANTÓ NAVÉS

DIRECTORS

JOSEP CABRATOSA TERMES

ÒSCAR FIGUERAS ÁLVAREZ

Sant Cugat del Vallès, abril 2015

AGRAÏMENTS

A la meva esposa Marta, pel seu suport durant tot aquest temps de treball.

AGRAÏMENTS

- Dr. Josep Cabratosa, per la seva dedicació i constància en que fes i acabés la tesi. Pel seu temps, durant el qual he pogut comprovar que a part de ser un gran professional, és una gran persona i millor amic.
- Dr. Òscar Figueras, pel seu recolzament i ajut. Per ser un bon company i amic dins i fora de la Universitat.
- Sr. Josep Torrents (laboratori Technos) per la seva incansable labor d'ajudar en la confecció de les diferents mostres de la tesi, pel seu entusiasme i esperit emprenedor, així com a gran persona i amic.
- Sr. Enric Plana (Director General de MIS Ibérica, MIS) per la seva col·laboració en aportar el material necessari per a l'estudi i per creure en mi, com a persona i com amic.
- Sr. Víctor Escobar (Director General de Renishaw Ibérica) i Sr. Jan Sôlc (Dental Products Division, Renishaw Ibérica) per la seva col·laboració en l'escanejat de les diferents mostres de la tesi.
- Agraïment especial al Dr. Professor Frederic Marimon. Professor de materials a l'Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial. Universitat Politècnica de Catalunya. Sense la seva col·laboració, empeny i esforç, no hagués pogut aconseguir tenir les mostres per poder fer l'estudi.
- Sr. Xavier Marimon. Enginyer industrial de l'Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial de la Universitat Politècnica de Catalunya. Sense el seu ajut, no hagués pogut obtenir els valors quantitius del programa MATLAB.

ÍNDEX

AGRAÏMENTS

ÍNDEX

RESUM

1. INTRODUCCIÓ.....	16
2. FONAMENTS: ESTAT DE LA QÜESTIÓ.....	23
- 2.1. Antecedents històrics.....	24
- 2.1.1. Connexions.....	24
- 2.1.2. Materials rehabilitadors per a pròtesis implantosoportades.....	26
- 2.1.2.1. Metalls no nobles.....	28
- 2.1.2.1.1. Crom-Cobalt.....	28
- 2.1.2.1.2. Titani.....	29
- 2.1.2.2. Altres materials.....	30
- 2.1.2.2.1. Zircònia.....	30
- 2.1.2.2.2. Fibra de vidre.....	31
- 2.1.2.2.3. Fibra de carboni.....	31
- 2.1.2.2.4. Poliéter éter ketona.....	32
- 2.1.3. Materials rehabilitadors de recubriments estètics.....	33
- 2.1.3.1. Ceràmica.....	33
- 2.1.3.2. Composites.....	34
- 2.1.3.3. Resina.....	35
- 2.1.4. Valoració de la transmissió de les forces oclusives als implants.....	36
- 2.1.4.1. Anàlisi elements finits.....	36
- 2.1.4.2. Fotoelasticitat.....	37
- 2.1.5. Oclusió.....	41
3. HIPÒTESI DE TREBALL.....	44
- 3.1. Hipòtesi nul·la.....	45
- 3.2. Hipòtesi alternativa.....	45
4. OBJECTIUS.....	47
- 4.1. Determinar les forces transmeses.....	48
- 4.2. Quantificar les forces transmeses.....	48
- 4.3. Comparar les forces transmeses.....	48

5. MATERIAL I MÈTODE.....	50
5. Material	52
- 5.1. Disseny.....	52
- 5.1.1. Connexió.....	52
- 5.1.2. Superfície.....	53
- 5.2. Pilar mecanitzat pel cimentat de les corones.....	54
- 5.3. Materials emprats en la confecció de les diferents corones.....	55
- 5.3.1. Corones metàl·liques.....	55
- 5.3.2. Còfia metàl·lica.....	57
- 5.3.3. Corones metall-ceràmica.....	59
- 5.3.4. Corones metall-composite.....	61
- 5.3.5. Corones fibra de carboni-composite.....	62
- 5.4. Resina fotoelàstica.....	64
- 5.5. Motlles per a la resina fotoelàstica.....	65
- 5.6. Màquina Galdabini.....	66
- 5.7. Ciment.....	67
- 5.8. Càmera fotogràfica.....	69
- 5.9. Lents polaritzades.....	69
- 5.10. Matlab.....	70
5. Mètode.....	72
- 5.11. Còfies metàl·liques.....	73
- 5.11.1. Sinterització de les còfies metàl·liques.....	75
- 5.12. Corones metàl·liques.....	76
- 5.13. Corones metall-ceràmica.....	76
- 5.14. Corones metall-composite.....	76
- 5.15. Còfies de fibra de carboni.....	77
- 5.15.1. Corones fibra de carboni-composite.....	78
- 5.16. Cimentat de les corones.....	78
- 5.17. Muntatge de les mostres.....	79
- 5.17.1. Confecció dels motlles de plàstic.....	80

- 5.17.2. Col·locació de l'implant al motlle.....	80
- 5.17.3. Confecció i buidat de la resina.....	81
- 5.17.4. Cimentat de les corones.....	85
- 5.18. Desenvolupament de l'assaig.....	86
- 5.19. Estudi qualitatiu.....	90
- 5.20. Estudi quantitatiu.....	91
6. RESULTATS.....	99
- 6.1. Anàlisi qualitativa de les fotografies.....	100
- 6.1.1. Corones metàl·liques.....	100
- 6.1.2. Corones metall-ceràmica.....	102
- 6.1.3. Corones metall-composite.....	105
- 6.1.4. Corones fibra de carboni-composite.....	107
- 6.2. Anàlisi quantitativa de les fotografies.....	111
- 6.2.1. Corones metàl·liques.....	111
- 6.2.2. Corones metall-ceràmica.....	114
- 6.2.3. Corones metall-composite.....	117
- 6.2.4. Corones fibra de carboni-composite.....	120
- 6.3. Anàlisi estadístic.....	123
7. DISCUSSIÓ.....	128
- 7.1. Discussió de la metodologia.....	129
- 7.1.1. Dificultats de l'estudi.....	129
- 7.1.2. Valoració qualitativa i quantitativa de les forces transmeses al teixit periimplantari.....	132
- 7.2. Discussió dels resultats.....	135
- 7.3. Discussió de les limitacions de l'estudi.....	145
- 7.3.1. Mida de la mostra.....	145
- 7.3.2. Forces aplicades.....	146
- 7.3.3. Taula RGB.....	148
- 7.3.4. Dificultats tècniques del MatLab.....	149
8. CONCLUSIONS.....	151
9. EXPECTATIVES DE FUTUR.....	154
10. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES.....	157
11. ANEXES.....	177

ÍNDIX DE FIGURES I TAULES.

Fig. 2.1. Escala de gama de colors que es poden generar en una resina fotoelàstica.....	38
Fig. 2.2. Gràfica de colors RGB (Gràfica Michel Levy).....	39
Fig. 2.3. Valors numèrics de cada color: ASTM.....	40
Fig. 5.1. Implant C1.....	52
Fig. 5.2. Connexió cònica implant C1.....	53
Fig. 5.3. Superfície SLA implant C1.....	54
Fig. 5.4. Pilar recte de titani CS-CPK64.....	54
Fig. 5.5. Pilar recte CS-CPK64 cargolat a l'implant C1.....	55
Fig. 5.6. Corones metàl·liques.....	56
Fig. 5.7. Fotografies de les còpies metàl·liques obtingudes del sinteritzat.....	59
Fig. 5.8. Fotografia de les còpies metàl·liques sobre els pilars CS-CPK64.....	59
Fig. 5.10. Corones metall-ceràmica.....	60
Fig. 5.13. Diferents visions de les corones metall-composite.....	62
Fig. 5.14. Fotografia còpia de fibra de carboni i presentació comercial.....	62
Fig. 5.15. Visió de la fibra de carboni a 1.000, 2.500 i 5.000 augments.....	63
Fig. 5.16. Visió de corones de fibra de carboni-composite.....	63
Fig. 5.17. Contramufla amb el composite posat.....	63
Fig. 5.18. Detall de la confecció de les corones metall-composite i fibra de carboni-composite.....	63
Fig. 5.19. Mufla amb les còpies metàl·liques i de fibra abans de ser carregades.....	64
Fig. 5.21. Motlles de plàstic per les mostres abans de la col·locació dels implants.....	65
Fig. 5.22. Motlles de plàstic per a fer les mostres després de la col·locació dels implants.....	66
Fig. 5.23. Detall d'un dels motlles amb l'implant posat.....	66
Fig. 5.24. Visió parcial de la màquina d'assajos universal Galdabini.....	67
Fig. 5.25. Lents polaritzades.....	69
Fig. 5.26. Font de llum polaritzada i un dels filtres polaritzats.....	70

Fig. 5.27. Imatge de la taula RGB emprada pel programa informàtic Matlab.....	71
Fig. 5.28. Seqüència de l'escanejat del pilar CS-CPK64.....	73
Fig. 5.29. Imatge en format STL de l'escanejat pel pilar CS-CPK64.....	74
Fig. 5.30. Imatge en format CAD del pilar CS-CPK64.....	74
Fig. 5.31. Disseny de la còfia per a ser produïda mitjançant el sinteritzat.....	74
Fig. 5.32. Sinterització per làser de pols de Cr-Co.....	75
Fig. 5.33. Clau dinamomètrica de MIS.....	78
Fig. 5.36. Corones acabades abans de començar a confeccionar les mostres	79
Fig. 5.37. Totes les mostres de l'estudi abans de muntar els motlles.....	79
Fig. 5.38. Mostres abans de ser carregades amb la resina fotoelàstica.....	80
Fig. 5.39. Pesat per a posterior barreja de la resina epoxi (base + catalitzador)	81
Fig. 5.40. Barreja obtinguda abans de posar-la a la campana de buit.....	81
Fig. 5.41. Barreja obtinguda de la resina dins de la campana de buit	82
Fig. 5.42. Barreja obtinguda després de posar-la a la campana de buit.....	82
Fig. 5.43. Fotografia on s'observa omplir un dels motlles amb la resina fotoelàstica...	83
Fig. 5.44. Un dels motlles amb la resina dins de la campana de buit.....	84
Fig. 5.45. Mostres obtingudes després de deixar endurir la resina.....	84
Fig. 5.46. Seqüència del cimentat d'una de les mostres.....	85
Fig. 5.47. Visió de totes les mostres obtingudes per l'estudi.....	85
Fig. 5.48. Assaig amb una de les mostres.....	86
Fig. 5.49. Monitor de tv amb una de les imatges d'una de les mostres.....	87
Fig. 5.50. Exemple de fotografia obtinguda en el moment de l'aplicació de forces de 0, 100, 200 i 300 N.....	88
Fig. 5.51. Taula de colors RGB.....	88
Fig. 5.52. Valoració numèrica de la taula de colors RGB.....	89
Fig. 5.53. Zones de l'implant on s'ha centrat l'estudi.....	90
Fig. 5.54. Barra de resina fotoelàstica per poder calibrar el programa MatLab.....	91
Fig. 5.55. Barra de resina a la que s'aplica una força de 444 N	92
Fig. 5.56A. Esquema de la flexió de la barra.....	92
Fig. 5.56B. Entrada de dades al programa MatLab.....	92
Fig. 5.57. Imatge de la zona de la barra amb la línia marcada on s'aplica el programa Matlab.....	94
Fig. 5.58. Traç del perfil d'intensitats RGB	94

Fig. 5.59. Representació gràfica de la taula de calibratge	96
Fig. 5.60. Mostra de la representació gràfica de les forces aplicades a una de les mostres	97
Fig. 6.1. Mostra amb una corona metàl·lica abans de l'aplicació de força.....	100
Fig. 6.2. Mostres metàl·liques a 100 N de força.....	101
Fig. 6.3. Mostres metàl·liques a 200 N de força.....	101
Fig. 6.4. Mostres metàl·liques a 300 N de força.....	101
Fig. 6.5. Gràfica de les mostres aplicades a les diferents corones metàl·liques.....	102
Fig. 6.6. Mostra amb una corona metall-ceràmica abans de l'aplicació de força.....	102
Fig. 6.7. Mostres metall-ceràmica a 100 N de força.....	103
Fig. 6.8. Mostres metall-ceràmica a 200 N de força.....	103
Fig. 6.9. Mostres metall-ceràmica a 300 N de força.....	104
Fig. 6.10. Gràfica de les mostres aplicades a les diferents corones metall-ceràmica...	104
Fig. 6.11. Mostra amb una corona metall-composite abans de l'aplicació de força....	105
Fig. 6.12. Mostres metall-composite a 100 N de força.....	105
Fig. 6.13. Mostres metall-composite a 200 N de força.....	106
Fig. 6.14. Mostres metall-composite a 300 N de força.....	106
Fig. 6.15. Gràfica de les mostres aplicades a les diferents corones metall-composite..	107
Fig. 6.16. Mostra amb una corona fibra de carboni-composite abans de l'aplicació de força.....	107
Fig. 6.17. Mostres fibra de carboni-composite a 100 N de força.....	108
Fig. 6.18. Mostres fibra de carboni-composite a 200 N de força.....	108
Fig. 6.19. Mostres fibra de carboni-composite a 300 N de força.....	109
Fig. 6.20. Gràfica de les mostres aplicades a les diferents corones fibra de carboni-composite.....	109
Fig. 6.21. Imatges d'una mostra de cadascun dels materials emprats a 300 N	110
Fig. 6.22. Ampliació de les mostres en la seva zona més apical	110
Fig. 6.23. Disposició de la càrrega de la proveta metàl·lica a 300 N	111
Fig. 6.24. Selecció de les tres línies d'estudi	112
Fig. 6.25. Perfils d'intensitats per les línies seleccionades	113
Fig. 6.26. Reconstrucció de l'ordre isocromàtica	114
Fig. 6.27. Disposició de la càrrega de la proveta metall-ceràmica a 300 N	114
Fig. 6.28. Selecció de les tres línies d'estudi	115

Fig. 6.29. Perfils d'intensitats per les línies seleccionades	116
Fig. 6.30. Reconstrucció de l'ordre isocromàtica	117
Fig. 6.31. Disposició de la càrrega de la proveta metall-composite a 300 N	117
Fig. 6.32. Selecció de les tres línies d'estudi	118
Fig. 6.33. Perfils d'intensitats per les línies seleccionades	119
Fig. 6.34. Reconstrucció de l'ordre isocromàtica	120
Fig. 6.35. Disposició de la càrrega de la proveta fibra-composite a 300 N	120
Fig. 6.36. Selecció de les tres línies d'estudi	121
Fig. 6.37. Perfils d'intensitats per les línies seleccionades	122
Fig. 6.38. Reconstrucció de l'ordre isocromàtica	123
Fig. 6.39. Variació de valors between variance	124
Fig. 6.40. Variació de valors within variance	125
Fig. 6.41. Comparativa de les distribucions	126
Fig. 7.1. Gràfica comparativa de les diferents forces aplicades a cada mostra.....	139
Fig. 7.2. Detall de la gràfica de les forces transmeses als diferents implants.....	140
Fig. 7.3. Gràfiques de les forces transmeses en la zona final de la connexió	142
Fig. 7.4. Gràfiques de les forces transmeses en la zona mitja de l'implant	143
Fig. 7.5. Gràfiques de les forces transmeses en la zona apical de l'implant	144

ÍNDIX DE TAULES

Taula 1. Composició química de l'aliatge de Cr-Co Heraenium.....	56
Taula 2. Percentatge dels diferents components de l'aliatge de Cr-Co EOS SP2.....	58
Taula 3. Característiques físiques de ls ceràmica VM13.....	60
Taula 4. Característiques de la resina fotoelàstica Resineco.....	65
Taula 5. Diferents temperatures i temps d'enduriment de la fibra de carboni Bio Carbon Bridge.....	78
Taula 7. Fragment de la taula de valors RGB.....	95
Taula 8. Força de 100 N a les corones metàl·liques.....	101
Taula 9. Força de 200 N a les corones metàl·liques.....	101
Taula 10. Força de 300 N a les corones metàl·liques.....	101
Taula 11. Força de 100 N a les corones metall-ceràmica.....	103
Taula 12. Força de 200 N a les corones metall-ceràmica.....	103
Taula 13. Força de 300 N a les corones metall-ceràmica.....	104

Taula 14. Força de 100 N a les corones metall-composite.....	105
Taula 15. Força de 200 N a les corones metall-composite.....	106
Taula 16. Força de 300 N a les corones metall-composite.....	106
Taula 17. Força de 100 N a les corones fibra de carboni-composite.....	108
Taula 18. Força de 200 N a les corones fibra de carboni-composite.....	108
Taula 19. Força de 300 N a les corones fibra de carboni-composite.....	109
Taula 20. Valors $N_{m\grave{a}x}$ i N_{mig} segons el material.....	123
Taula 21. Valors $N_{m\grave{a}x}$ i N_{mig} segons el tipus de corona	125

RESUM

Justificació:

L'estudi de les forces oclusives sobre els implants dentals és un tema important avui en dia per a la supervivència a llarg termini de les rehabilitacions implantosoportades.

Objectiu:

L'estudi objecte d'aquesta tesi doctoral va ser poder valorar si la connexió d'un implant dental, en aquest cas l'implant C1 de MIS (MIS Technologies, Bar-Lev, Israel) que presenta una connexió interna tipus con-morse, es comporta d'igual manera independentment del material rehabilitador i com transmet la força aplicada a l'implant segons diferents materials rehabilitadors.

Material i mètode:

Per a realitzar l'estudi es van dissenyar quatre tipus de corones diferents les quals anirien cimentades a un pilar prefabricat: 3 corones metàl·liques, 3 corones metall-ceràmica, 3 corones metall-composite i 3 corones fibra de carboni-composite.

Les diferents mostres de l'estudi es van realitzar amb motlles fets a mida, els quals es van omplir amb resina fotoelàstica de barreja manual.

Les mostres acabades constaven d'un bloc de resina fotoelàstica amb un implant en el seu interior i amb una corona cimentada.

Cadascuna de les diferents mostres es van posar a una màquina d'assaigs universals, a les quals se'ls hi van aplicar unes forces verticals de 100, 200 i 300 N.

Mitjançant una llum polaritzada blanca de fons, uns filtres polaritzats i una càmera fotogràfica, es van fer fotografies en el moment de cada aplicació de força.

Resultats:

Resultats qualitatius. En una visió de les imatges obtingudes, l'ordre de major a menor intensitat de la força transmesa a l'implant va de les corones metàl·liques, metall-ceràmica, metall-composite i fibra de carboni-composite, tot i que les diferències són mínimes. Així mateix, les forces aplicades es concentren més en l'àpex de l'implant que en la seva part més coronal.

Resultats quantitius. La valoració de les forces transmeses és molt similars en tots els materials, donant valors de N molt similars en totes les corones amb una aplicació de 300 N de força.

Conclusions:

En tots els casos el comportament de la connexió interna de l'implant C1 en corones unitàries no ve condicionat pel material rehabilitador, donant com a resultat, una connexió molt rígida i estable.

1. INTRODUCCIÓ

Des del desenvolupament dels implants dentals per part del Dr. Brånemark el 1967, tal com apunten Albrektsson¹ i Buser², l'objectiu final de la rehabilitació sobre implant és la perdurabilitat al llarg del temps dels implants i de la pròtesi, així com el mantenir uns paràmetres de funció i estètica adequats. El 1986, Albrektsson¹ descriu com criteris d'èxit en implantologia:

- Immobilitat de l'implant a l'exploració clínica.
- No haver-hi radiolusidesa en una radiografia que evidenciï una periimplantitis.
- Haver-hi una pèrdua d'os anual inferior a 0,2 mm al primer any d'ús.
- Haver-hi absència total de dolor, infecció, parestèsia, neuropaties o invasió del conducte del nervi dentari inferior.
- Supervivència del 85% als 5 anys i del 80% als 10 anys, com a mínim.

Deu anys més tard Buser² refereix com a criteris d'èxit:

- Absència de mobilitat clínicament detectable.
- Absència de dolor o molèsties.
- Absència d'infecció periimplantària.
- Absència de radiolusidesa al voltant dels implants.
- Tot això s'hauria de donar després de 3, 6 i 12 mesos de càrrega.

Els motius de la pèrdua d'un implant són al cap de vall, per la pèrdua de l'os que el subjecte o per la fractura del cos de l'implant. Les causes de pèrdua òssia periimplantària són la periimplantitis, la sobrecàrrega oclusiva, la manca de passivitat en les estructures que uneixen els diferents implants i el desajust de les connexions dels implants.³⁻⁸

Com podem constatar en la literatura, hi ha dos temes que han suscitat molts estudis: les càrregues oclusives i el comportament de les diferents connexions dels implants com a possible causa de pèrdua periimplantària.

La sobrecàrrega oclusiva és un dels factors que hem de tenir en compte a l'hora de fer una rehabilitació oral sobre implants. Per Klinge i cols.⁹ és una evidència que hi ha una resposta periimplantària sota estímuls oclusius, sobretot en la sobrecàrrega oclusiva i que aquesta difereix en funció de la salut gingival. Així, amb una salut

gingival deficient, hi ha pèrdua òssia periimplantària. Altres autors, també conclouen que la sobrecàrrega oclusiva pot ocasionar la completa pèrdua de l'os periimplantari i que la seva destrucció s'accelera si el trauma oclusiu va acompanyat d'una infecció periimplantària.^{5,6,10,11} Així mateix, Naert i cols.¹² en una revisió sistemàtica del 2012, conclou que l'efecte de la sobrecàrrega sobre l'os perimplantari en implants ja osteointegrats no compta en clares evidències que recolzin la seva relació causal, tot i que si hi ha una evidència quan s'associa a inflamació gingival.

Pel que fa a les connexions dels implants, cal recordar que al començament de la implantologia moderna, només hi havia una sola connexió d'implant: la connexió hexagonal externa tipus Brånemark. Amb els anys es van anar desenvolupant altres tipus de connexions, tant externes com internes.¹³

Avui en dia, tot i que s'ha promocionat molt la connexió interna, la connexió més utilitzada i venuda per les diferents cases comercials, continua sent la connexió desenvolupada pel Dr. Brånemark, segons un estudi de mercat realitzat per MIS Implants Technologies. Ara bé, cada vegada, la venda d'implants amb connexions internes va en augment i segons sembla, la previsió en un futur no massa llunyà, tal com també reflecteix aquest estudi de MIS Implants Technologies, és que la connexió que s'acabarà imposant en els tractaments rehabilitadors, serà la connexió interna.

Com dèiem, la connexió externa més generalitzada es la tipus Brånemark, que és hexagonal de 0,7 mm d'alçada i 2,7 mm de diàmetre i que correspon al disseny dels primers implants desenvolupats pel Dr. Brånemark. Posteriorment, van anar apareixent altres connexions externes hexagonals que són imitacions d'aquesta connexió tipus Brånemark. Entre elles, podem nomenar la de les cases comercials Bio-Horizons, Biomed-3i, Microdent, MIS... A més hi ha altres connexions externes, també hexagonals, com la de l'empresa Klockner, amb unes mesures de 1,8 mm d'alçada i 3 mm de diàmetre. La connexió tipus Klockner, no ha estat gaire imitada. Només la podem trobar en els implants Osteoplus Argentum.¹⁴

S'han atribuït els següents inconvenients a les connexions hexagonals externes tipus Brånemark :¹⁵

- Existència d'un desajust (*gap*) entre la plataforma de l'implant i la base de la rehabilitació protèsica.
- Afluixament de les estructures protèsiques.
- Transmissió de les forces al cargol de fixació.

En front a aquestes complicacions, es van fer diferents canvis en el disseny orientats a:¹⁵

- Millora del disseny del cargol de fixació.
- Augmentar les dimensions de l'hexàgon.
- Introduir una lleugera conicitat a la interfase.
- Millorar la precisió dels ajustatges entre ambdues estructures.
- Donar més força d'apretament als cargols de fixació.

Tot i aquests intents de millora de la connexió externa, la recerca va portar a l'aparició de les primeres connexions internes, a fi de:^{16,17}

- Millorar l'estabilitat de la unió entre implant i l'additament de pròtesi.
- Millorar el segellat bacterià
- Minimitzar el desajust (*gap*).

Entre les connexions internes hi ha una varietat molt gran de possibilitats. Podem distingir-hi les connexions internes cargolades, on la unió entre la pròtesi i l'implant es fa mitjançant un cargol de fixació, i les connexions internes a fricció o impactades, on aquesta unió entre ambdues estructures és mitjançant una soldadura freda per impactació, és a dir, per un segellat dut a terme per la fricció de les parets internes de l'implant i les parets externes de l'additament protèsic.¹⁵

En l'apartat de les connexions internes cargolades, també hi ha una gran varietat de possibilitats, que podem dividir en dos grups: les que l'ajust de la connexió el porten a terme només amb l'ajut del cargol de fixació i les que a més fan servir la mateixa connexió per fer un millor segellat mitjançant una connexió tipus con-morse. En ambdues opcions, els grans avantatges d'aquests tipus de connexions internes són:^{14,18-20}

- Transmissió de les forces oclusives directament del pilar protèsic a la connexió interna i àrea estabilitzadora.

- El cargol que manté fixat el pilar protèsic a l'implant, està sotmès a menor estrès horitzontal, pel que suposa un menor risc d'afluixament o fractura d'aquest cargol.

Les variacions entre les diferents connexions, fa que cadascuna tingui uns avantatges i desavantatges diferents. Entre les consideracions principals a fer en una connexió tenim: facilitat de manipulació, costos econòmics, possibilitats d'usos, ajust entre les diferents parts de la interfase implant-pròtesi i transmissió de les forces oclusives a l'os periimplantari. És en aquest darrer punt on s'ha focalitzat el present estudi.¹³

A la literatura trobem diferents estudis²⁰⁻²⁷ sobre el comportament en la transmissió de les forces oclusives a l'os periimplantari de diferents tipus de connexions, tant internes com externes, fent comparatives entre elles o de diferents dissenys i sense abordar l'influència del material restaurador.

Hi ha estudis²⁸⁻³¹ que sí consideren el material restaurador i fan una comparativa entre diferents materials (metalls, zirconi, ceràmiques, composite i resines) utilitzant una mateixa connexió o model d'implant, si be utilitzen diferents metodologies. Així Gracis i cols.³¹ fan servir un aparell dissenyat per ells mateixos tipus "tobogan" amb el que van fer impactar una bola de metall sobre corones d'implants Brånemark i utilitzant galgues extensiomètriques. Bijjargi i cols.²⁸ van fer servir elements finits en 2D. Conserva i cols.²⁹ i Menini i cols.³⁰ fan servir un robot amb sensors dissenyat i fabricat a la Universitat de Gènova (Itàlia). Per altre banda Bacchi i cols.³² van comparar el comportament periimplantari en casos de desajusts de les pròtesis parcials fixes amb diferents materials i utilitzant tècniques d'elements 3D. En cap d'aquest estudis es va fer servir la metodologia basada en l'ús de resines fotoelàstiques ni tampoc, ni en aquests ni en els anterior, es va valorar els efectes de l'ús de la fibra de carboni, de recent aplicació, com a material de restaurador a nivell de les forces transmises a nivell perimplantari.

En els diferents estudis amb resines fotoelàstiques de les forces transmises, la valoració de les forces es fa de manera qualitativa, amb l'excepció d'un únic estudi trobat en que es fa ús d'una metodologia quantitativa.²³ El desenvolupament de programes informàtics con MATLAB (Mathworks, Natick, EEUU) que proporciona diferents mètodes de càlcul numèric per l'anàlisi de dades i la seva visualització, de desenvolupament d'algoritmes i de creació de models, podria permetre desenvolupar un nou mètode quantitatiu per analitzar les resines fotoelàstiques.

D'acord a lo anterior, els objectius del present estudi van ser desenvolupar una metodologia per la confecció de mostres amb resina fotoelàstica y també dels referents per poder-les valorar, conèixer la repercusió de l'ús de la fibra de carboni en la transmissió de forces a nivell perimplantari i desenvolupar una metodologia per poder portar a terme una valoració quantitativa.

Entre les moltes marques comercials i tipus de connexions existents, per a aquest estudi es va seleccionar l'implant C1 de MIS (MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel) de recent incorporació al mercat i que té una innovadora connexió interna de tipus con-morse.

2. FONAMENTS: ESTAT DE LA QÜESTIÓ

2.1. Antecedents històrics

Des de finals dels anys 60 del segle passat quan el Dr. Brånemark va descobrir que el titani s'osseointegrava, l'evolució de la implantologia ha estat constant i permanent.³³ Abans de l'aparició dels implants dentals, les úniques alternatives de què es disposava per a la rehabilitació de les dents absents eren la pròtesi fixa dentosuportada i la pròtesi amovible. Amb l'evolució dels implants dentals, els resultats dels tractaments de les absències dentals ha millorat considerablement.³⁴

Ara bé, la durabilitat d'aquests implants dentals no és coneguda a molt llarg termini^{35,36} així com els millors materials o tècniques clíniques per augmentar l'èxit d'aquest implants i de la rehabilitació implantològica.³⁷ En la literatura trobem referències que el percentatge de supervivència del implants dentals és superior al 90% a 5 anys^{35,38} i de supervivència superiors al 85% als 15 anys.^{39,40}

2.1.1. Connexions dels implants

Existeixen un gran nombre de connexions englobant-se, en la major part dels casos, en dos grans grups: els de connexió externa i els de connexió interna. Hi ha uns implants que no tenen connexions, ja que són implants monobloc, és a dir, que la part de l'implant intraòssia i la part de l'implant que ha de suportar la pròtesi, són una unitat.

La primera connexió que es va desenvolupar va ser la connexió externa hexagonal amb un diàmetre de 2,7 mm i una alçada de l'hexàgon de 0,7mm anomenada freqüentment com connexió tipus Brånemark.³³ Posteriorment van aparèixer les connexions internes i variacions de les connexions externes.³³⁻³⁷ Avui en dia, les cases comercials tendeixen a tenir i oferir en el seu catàleg tant implants de connexió externa com de connexió interna.

La connexió externa tipus Brånemark va ser utilitzada inicialment per la majoria de cases comercials que van anar sorgint. El seu ampli ús fa que a principis dels anys noranta apareixen articles⁴¹⁻⁴³ on s'explica la inestabilitat i l'afluixament de cargols amb

les connexions externes hexagonals tipus Brånemark. Aquests dèficits van fer que s'exploressin i estudiessin dissenys alternatius de connexió.

S'han realitzat diversos estudis amb resines fotoelàstiques,^{21,23,24,44-48} amb elements finits^{25,28,49-51} o amb màquines de fatiga^{22,52} que tenen per objectiu valorar la transmissió de les forces oclusives a nivell periimplantari de diferents implants amb diferents connexions. En aquests estudis s'han utilitzat un mateix material restaurador, que habitualment són corones metall-ceràmica.

Pocs estudis indaguen sobre la transmissió de les forces a la zona periimplantària en funció del tipus de material restaurador utilitzat. Conserva i cols.²⁹ utilitzaren un robot dissenyat per la Universitat de Gènova que presenta una platina superior fixa amb una arcada metàl·lica de Cr-Co i una base inferior mòbil on es col·loquen els materials que es volen estudiar i comparen la força transmesa a una ceràmica i a tres materials de resina. I conclou que un material a base de resina amorteix fins a un 35 % l'impacte que rep l'implant, mentre que la ceràmica transmet el 100% de la força oclusiva a l'implant.

Gracis i cols.³¹ l'any 1991, amb un aparell dissenyat per ells mateixos, feren impactar una bola de metall que es feia lliscar per una espècie de tobogan sobre unes corones cargolades a uns implants de connexió externa Brånemark. Compararen 5 tipus diferents de materials arribant a unes conclusions molt similars a la dels autors anteriors, on els materials de resina amorteeixen l'impacte oclusiu i que, en aquest estudi, era fins un 50% de la força aplicada i el metall i la ceràmica la transmetien en la seva totalitat. Els autors de l'estudi es van plantejar si aquesta disminució de la força transmesa a l'implant dental tindria o no alguna rellevància en la pèrdua de l'os periimplantari.

Bijjargi i cols.²⁸ també abordaren aquesta transmissió de forces amb una varietat de materials sobre els quals aplicaren una força vertical de 100 N i empraren els elements finits com a metodologia: zirconi, ceràmica, metall, composite i resina acrílica. Aquests autors constataren que les forces tensionals a la zona periimplantària variaven segons el material: així el material que transmetia més estrès era la zircònia, continuant, en ordre decreixen, la ceràmica, el metall, el composite i la resina acrílica. En tots els

materials, s'evidencià que la zona on es rebia més estrès era la zona del coll de l'implant, concretament, la zona de contacte amb la cortical òssia.

Menini i cols.³⁰ compararen 9 materials rehabilitadors diferents i empraren un robot que simulava la masticació, el mateix robot de la Universitat de Gènova que fan servir Conserva i cols.²⁹ i arribà a la conclusió que el material que més transmet la força oclusiva a l'implant és la zircònia, seguit de les ceràmiques, l'or, el composite i les resines acríliques.

Diferents estudis^{13,20,22,53,54} conclouen que l'estabilitat, entesa com a un estat d'equilibri mecànic entre dues parts en el que petites perturbacions del sistema no comporten un allunyament indefinit de la situació d'equilibri de la pròtesi construïda sobre unes connexions internes és superior a l'estabilitat de les connexions externes, tot i que Tsuge i cols.⁵² mantenen que aquesta estabilitat és igual independentment de la connexió de l'implant i conclouen que el que realment comporta l'estabilitat de la pròtesi és el cargol de fixació, essent millor un cargol d'or que un de titani.

Per altre banda queda patent que la transmissió de les forces aplicades a les connexions internes es transmet a través de tota la connexió de l'implant, dissipant les forces aplicades a la pròtesi al llarg de l'implant, fins a arribar, en alguns casos, a l'àpex de l'implant.^{23-25,44} En canvi, en les connexions externes tipus Brånemark les forces aplicades a les pròtesis es transmeten al cargol de fixació i a la pròpia connexió. Aquest fet comporta que hi hagi una menor estabilitat de la pròtesi que suposa afluirament de cargols i desajusts en la zona d'unió entre l'implant i la pròtesi.^{20,25,48}

2.1.2. Materials restauradors per a les estructures de pròtesis implantosoportades

Al llarg de la història els materials més utilitzats per a les rehabilitacions dentals han sigut l'or i els aliatges dalt contingut en or, constituint-se per això en referents. Els primers articles referenciats a PubMed on es parla de les bondats de l'ús de l'or per

a una rehabilitació oral daten del 1946.^{55,56} Les característiques físico-químiques pròpies de l'or que són, entre d'altres : elevada densitat, blanor, mal·leabilitat, ductilitat, color groguenc, brillantor i resistència als atacs àcids, li confereixen unes particularitats que han fet que fos el material d'elecció per a la confecció de les pròtesis dentals. Les característiques de mal·leabilitat i ductilitat són les que han permès que s'adaptés exitosament a les necessitats de les rehabilitacions orals. La seva temperatura de fusió és de 1.063° i té una densitat de 19.32 g/cc.⁵⁷⁻⁵⁹

Els aliatges d'or que es fan servir per pròtesi els podem dividir en dos grups atenent al seu contingut percentual d'or: metalls d'alt contingut en or i metalls a base d'or.⁵⁸ L'or es combina amb altres metalls com el Cu, Ag, Pt o Pd per aconseguir millorar les seves propietats mecàniques. Els metalls d'alt contingut en or serien els aliatges que contenen un percentatge d'or i platí superior al 60% o d'or superior al 40%. Els metalls a base d'or, la concentració d'or és superior al 25%.

L'adhesió de la ceràmica al metall es realitza mitjançant la unió física de l'opac al metall i una unió química a partir de la formació d'una capa d'òxid en la superfície del metall tant en el moment de l'oxidació del metall com en les diferents coccions de la ceràmica. En el cas dels aliatges amb contingut d'or, els òxids del metall són fràgils pel que és important minimitzar el seu gruix i depenent del color d'aquests òxids, en aquest cas d'un color més groguenc, és més fàcil o difícil el seu emmascarament en el moment de la cocció de la ceràmica.⁵⁷

La necessitat d'una millor estètica i un menor cost econòmic de les pròtesis (el preu de l'or ha augmentat un 600% en els darrers 10 anys), ha portat a canviar l'or per altres materials.⁶⁰ D'un temps ansà, han aparegut altres materials rehabilitadors, tant per a la confecció de les estructures de les pròtesis, com per a la part estètica i funcional, és a dir, el recobriments de l'estructura.

Els motius principals d'aquests nous materials són, principalment: millorar l'estètica, reduir el cost econòmic, una major biocompatibilitat i respondre a la demanda creixent de fer pròtesis sense metalls.⁶¹⁻⁶³ Dins d'aquests nous materials per a estructures internes de les restauracions hi ha com a metalls, els metalls no nobles i com

a no-metalls: la zircònia, la fibra de vidre, la fibra de carboni i el polièter éter ketona (PEEK).

2.1.2.1. Metalls no nobles

2.1.2.1.1. Crom-Cobalt (Cr-Co)

Els aliatges de Cr-Co són emprats en odontologia de forma molt habitual.⁵⁷ Són de color platejat amb altes propietats físiques. Normalment es presenta conjuntament amb petits percentatges de molibdè, níquel, ferro i manganès. Les diferents proporcions dependran de la casa comercial. L'ús del níquel en aquest tipus d'aliatges està en desús per la toxicitat d'aquest. Sense ell, l'aliatge de Cr-Co és totalment biocompatible.^{57,64} tot i que hi ha alguna publicació que refereix una disminució de la biocompatibilitat del Cr-Co-Mo quan d'aquest aliatge s'alliberen petites partícules que s'integren als teixits humans.^{65,66}

El seu mòdul d'elasticitat està entre 195-210 GPa (segons les proporcions dels altres metalls). La densitat del Cr és de 7140 Kg/m³ i el punt de fusió de 1875 °C. La densitat del Co és de 8900 Kg/m³ i el punt de fusió de 1495 °C.⁶⁷

És una aliatge de difícil manipulació degut a la seva alta duresa i a més, degut a que genera una capa d'òxid gruixuda en la seva cocció i que és de difícil eliminació, comporta una unió precària amb la ceràmica. La capa d'òxid del metall s'ha de controlar correctament per a poder obtenir una bona unió química amb el metall. També és un aliatge de difícil soldadura, ja que és propens a la formació d'òxids en superfície.⁵⁷

Els efectes biològics d'aquests metalls no nobles són significativament diferents i, encara que han estat documentats, els resultats són contradictoris. A part del Ni, s'ha constatat que el Cu i el Be tenen un pronunciat potencial citotòxic.^{57,58,68} Degut a això

hi ha una sèrie de recomanacions respecte als aliatges metàl·lics per a les restauracions dentals. Així es recomana que:⁵⁷

1. Considerant que l'alliberament d'elements a partir d'aliatges és fonamental per a l'aparició de reaccions al·lèrgiques, tòxiques, inflamatòries i mutagèniques, els odontòlegs s'han de preocupar en conèixer les propietats corrosives dels aliatges que utilitzen. Habitualment, les cases comercials proporcionen els resultats d'experiments in-vitro.
2. Si no és possible obtenir aquesta informació, hem de procurar emprar aliatges nobles o altament nobles, d'estructures monofàsiques, ja que presenten un alliberament molt dèbil d'elements.
3. No combinar diferents tipus d'aliatges, ja que comporta un augment de la corrosió a la cavitat bucal provocant galvanisme.
4. Evitar aliatges amb contingut de Ni en pacients altament al·lèrgics.

2.1.2.1.2. Titani (aliatge d'ús dental)(Ti)

El titani és un metall no noble. Per a ser considerat un material adequat per a ús dental, ha de tenir una puresa superior del 85%. És el metall emprat per a la fabricació dels implants, degut a la seva biocompatibilitat, la qual permet l'osteointegració, base del funcionament dels implants. El més habitual d'aquests l'aliatge de titani és el conegut com Titani grau 5 (Ti6Al4V) que conté un 6% d'alumini y un 4% de vanadi. També és utilitzat en altres camps com l'aeronàutica i la biomedicina. Té una resistència a la tracció de 896 MPa, un límit elàstic de 827 MPa amb una ductilitat del 10%. És un metall fàcilment soldable.^{57,69}

Els aliatges de Ti són:⁷⁰

- De poc pes
- Biocompatibles
- Amb un adhesió precària a la ceràmica
- Provoca un canvi de color de les ceràmiques, tenint un aspecte més gris.

- És un metall de difícil colat, amb un mal ajust marginal. Millor es fer-lo servir mitjançant fresat.

Els usos en odontologia van des de la confecció de corones i ponts en pròtesi fixa sobre dents, fabricació d'estructures per a pròtesi amovible, fabricació dels propis implants dentals fins a tots els components protèsics per a la confecció d'una pròtesi sobre implants, tant en la seva fabricació per part de les diferents cases comercials d'implants com a la seva confecció mitjançant tecnologia Cad-Cam amb el fresat de blocs de titani.⁷¹

2.1.2.2. Altres materials

2.1.2.2.1. Zircònia (diòxid de zirconi)(Zi)

La zircònia es produeix de la calcinació de compostos de zirconi aprofitant la seva alta estabilitat tèrmica. Es presenta en tres fases segons la temperatura: monolítica (<1170 °C), tetragonal (1170 a 2370 °C) i cúbica (> 2370 °C). Les seves característiques físiques, com un punt de fusió molt alt (2715 °C) i una insolubilitat en aigua, fan d'ell un material biològicament neutre. El seu mòdul d'elasticitat és de 210 GPa.^{72,73}

Per poder estabilitzar les característiques de la zircònia, s'uneixen altres elements com CaO, MgO, CeO i Y₂O₃ donant com a resultat PSZ (zircònia parcialment estabilitzada).⁷²⁻⁷⁴

Referent a les estructures confeccionades en zircònia sobre implants, cal esmentar que algun estudi refereix que una connexió de zircònia directa a l'implant de titani pot ocasionar un desgast d'aquesta connexió de l'implant, provocant una pèrdua d'ajust de la pròtesi.^{75,76}

En quan a la biocompatibilitat, es considera un material totalment biocompatible, millorant en alguns aspectes, com en la no adhesió de bacteries a la seva superfície, al titani.^{72,77,78} Presenta una manca d'adhesió a la ceràmica, cosa que el compromet a l'hora d'una rehabilitació completa. Així hi ha algun autor que només recomana el seu

ús en zones estètiques⁷⁹ tot i que el seu ús en odontologia és molt variable, des d'una corona sobre dents⁸⁰ o implants, fins a estructures completes per a arcades edèntules.⁷⁴ Així mateix, des de fa uns pocs anys,⁸¹ han aparegut diferents marques d'implants que fan servir la zircònia ⁸² com a component dels seus implants dentals, com ara Champion, Straumann, Zirkolith o CeraRoot.

2.1.2.2.2. Fibra de vidre

La fibra de vidre és una matriu plàstica amb un reforç de fines fibres de vidre. Té un pes molt lleuger i gran duresa. El seu baix pes, alta resistència i facilitat de manipulació el fan un material interessant en substitució dels metalls.⁸³ La matriu plàstica és una resina epoxi, termomodelable, la qual permet treballar el material mitjançant motlles,^{82,83} encara que també la trobem en blocs fresables.

El seu ús és eminentment industrial (piscines, avions, cotxes, dipòsits, banys....) i en el món de la rehabilitació dental i implantològica és un material de nova aplicació.^{84,85} L'ús dental es basa, principalment, en la confecció de postes intraradiculares per a la reconstrucció de dents endodonciades^{82,83} i, en molta menor mesura, al ser un material de nova introducció, en corones, ponts i estructures sobre implants amb un recobriment de composite.^{84,85} El seu mòdul d'elasticitat és variable i dependrà de la disposició de les fibres, presentat una variabilitat entre 70 i més de 200 GPa.^{84,85}

2.1.2.2.3. Fibra de carboni

La fibra de carboni, a l'igual que la fibra de vidre, és un polímer plàstic reforçat amb fibres fines, que en aquest cas són de carboni.^{83,86} És un material extremadament resistent. La seva composició pot variar segons el polímer que es faci servir: resina epoxy, polyester, vinyl éster o nylon. El seu ús és també eminentment industrial: cotxes, avions, vaixells, material esportiu, i, com en el cas de la fibra de vidre, el seu ús en el

món dental és molt recent.⁸⁶ Pot tenir un mòdul d'elasticitat de fins a 300 GPa⁷⁴ sempre dependent de la disposició de les fibres.

Tot i que l'ús de la fibra de carboni en rehabilitacions dentals i com a estructures sobre implants és recent, el seu ús en endodòncia, concretament com a material per postes intraradiculars per a la reconstrucció de dents endodonciades és un fet des de fa anys i amb gran desenvolupament.⁸⁶⁻⁹⁰ Així mateix, el seu ús en medicina, concretament en ortopèdia ja és un fet des de fa uns anys, sobretot en pròtesis de maluc, ortopèdia de la columna vertebral i en fractures d'ossos llargs.⁹¹⁻⁹³

Diferents estudis conclouen que la fibra de carboni, sola o com a reforçament d'altres materials com ara el PEEK, són biocompatibles.^{94,95}

2.1.2.2.4. Polièter èter ketona (PEEK)

El nom de PEEK ve de polièter éter ketona. És un polímer orgànic termoplàstic semicristal·lí amb excel·lent resistència química i mecànica, així com una alta resistència a la temperatura (perd les seves propietats a una temperatura de 143 °C i es fon a 343 °C). Presenta una gran resistència als atacs dels àcids i tots els mitjans aquosos. El seu mòdul d'elasticitat es mou entre els 90 i 100 GPa.⁹⁶ Com en el cas de la fibra de carboni, és un material ja emprat en ortopèdia des de fa temps.^{97,98}

En el camp de l'odontologia, hi ha estudis d'implants dentals realitzats amb PEEK, com els OITC, els quals porten una proporció d'òxid de titani del 10% i de fosfat tricàlcic del 10%.^{99,100} Altres implants realitzats en PEEK porten altres materials de reforçament, com la fibra de carboni, la zircònia o el titani.^{101,102} Pel que fa a pròtesis sobre implants, hi ha pocs estudis al respecte, essent utilitzat per la confecció d'additaments provisionals i en transepitelials per les cases comercials d'implants.¹⁰³ Un altre camp poc estudiat, és el fet d'emprar aquest material com a pròtesi obturadora tipus esquelètic en casos de greus defectes maxil·lars per cirurgies ressectives.¹⁰⁴ En pròtesi fixa, tampoc hi ha gaires estudis, tot i que les conclusions són favorables.¹⁰⁵

2.1.3. Materials rehabilitadors de recobriment estètic

2.1.3.1. Ceràmica

La paraula ceràmica prové del grec “keramikos”, que significa “substància cremada”, ja que provenia de transformar, mitjançant l’acció del calor, l’argila o algun altre material ceràmic en recipients de terracota o porcellana.^{106,107}

El terme s’aplica de forma tant àmplia que ha perdut part del seu significat. No només s’aplica a les indústries dels silicats (grup del minerals més abundants, ja que constitueixen més del 95% de l’escorça terrestre) sinó també a articles i recobriments aglutinats mitjançant la calor, amb la suficient temperatura per aconseguir una sinterització.^{106,107}

Les ceràmiques d’ús dental es basen en la Sílice (Si), normalment en forma de diòxid de sílice (SiO₂).¹⁰⁸ Una de les característiques més importants de les ceràmiques és la seva biocompatibilitat.¹⁰⁸⁻¹¹¹ Les ceràmiques, per a una rehabilitació dental, les podem dividir en dues categories segons la seva composició: en fase cristal·lina i fase vítria. La fase cristal·lina proporciona la duresa i la fase vítria, l’estètica. La duresa ho proporciona el quars, mentre que l’estètica la proporciona el feldespat.¹⁰⁸⁻¹¹¹

També les podem classificar segons el seu sistema de manipulació i ús. Així tindrem les ceràmiques estratificades, per injecció-premsat i per fresat. En les estratificades la ceràmica es va modelant per capes i col·locant al forn per a la seva cristallització. En les d’injecció-premsat, l’estructura de ceràmica es confecciona a partir d’un bloc compacte que és injectat a pressió. I les fresades són les que procedeixen del fresat a partir d’un bloc compacte.^{109,111}

Les ceràmiques feldespatiques es fan servir, des d’un punt de vista dental, per: caretes anteriors, inlays, onlays, corones i ponts de metall-ceràmica i zircònia anteriors i posteriors. Solen estar reforçades amb leucita o amb òxid de liti (disilicat de liti). Així

mateix, hi ha ceràmiques de disilicat de liti que estan reforçades amb òxid de zirconi.¹⁰⁸⁻¹¹⁰

2.1.3.2. Composites

Un material compost o composite és un assemblatge d'almenys dos materials no miscibles de manera que formen un nou material a nivell macroscòpic però que continuen separats. El nou material així constituït posseeix propietats que els elements sols no posseïen.^{112,113}

Els composites dentals o resines compostes són materials sintètics que estan barrejats heterogèniament i que formen un compost, com el seu nom indica. Estan compostos per molècules d'elements variats. Aquests components poden ser de dos tipus: els de cohesió o matriu i els de reforç o farciment. Els components de cohesió, que generalment és una matèria plàstica (resina termoplàstica o termoestable), envolten i uneixen els components de reforç (o simplement reforços) mantenint la rigidesa i la posició d'aquests. Els reforços confereixen unes propietats físiques al conjunt tal que milloren les propietats de cohesió i rigidesa. Així, aquesta combinació de materials li dona al compost unes propietats mecàniques notablement superiors a les de les matèries primeres de les quals procedeix. Solen formar estructures molt resistents i lleugeres.¹¹²⁻¹¹⁴

La primera resina composta va ser sintetitzada el 1962 per Ray Bowen i estava formada per bisfenol glicidil com a matriu i quars com a farciment.

La matriu o element de cohesió pot estar constituïda per:¹¹²⁻¹¹⁴

BIS GMA (bisfenol glicidil metacrilat). Té un alt pes molecular, és molt viscos pel que és difícil la seva manipulació. La seva estructura química té dos enllaços reactius en ambdós extrems de la molècula.

UDMA (uretà de metacrilat). Es diferencia de l'anterior en què té millor viscositat i rigidesa, però major contracció de polimerització.

Monòmers: són partícules de baix pes molecular, també anomenats controladors de viscositat.

Pel que fa al farcit inorgànic, els minerals més emprats són: quars, zirconita i els silicats d'alumini.

Altres components són els agents d'unió (silans) i els iniciadors-activadors, que es poden obtenir mitjançant una reacció química emprant peròxid de benzoïl i amines terciàries o per reacció foto-química, per fotopolimerització, fent servir canforquinones i amines terciàries.¹¹²⁻¹¹⁴

2.1.3.3. Resina

La resina és qualsevol de les substàncies de secreció de les plantes amb aspecte i propietats més o menys anàlogues a les dels productes així denominats. Es pot considerar com a resina les substàncies que sofreixen un procés de polimerització o assecat donant lloc a productes sòlids sent en primer lloc líquids.¹¹⁵

Podem diferenciar entre resines naturals i resines sintètiques.

Dins les resines sintètiques hi ha diferents tipus.¹¹⁶

- Polièsters: Categoria de polímers que conté el grup funcional èster en la seva cadena principal.
- Poliuretans: S'obté mitjançant la condensació de polièsters. Es caracteritza per la seva baixa densitat i és molt emprat com aïllant tèrmic i escuma resilient.
- Resines epoxis: Polímer termoestable que s'endureix quan es barreja amb un agent catalitzador.
- Acrílics: Les resines acríliques presenten una millor protecció als atacs dels agents externs i òxids que altres resines, com les resines epoxi.

- Vinilèsters: Són molt resistent a la corrosió i àcids. Suporten altes temperatures i la fatiga.

2.1.4. Valoració de la transmissió de les forces oclusives als implants

Per a la valoració de la transmissió de les forces aplicades, hi ha tres metodologies: la dels anàlisis d'elements finits 2D i 3D, la de la fotoelasticitat i la basada en l'ús de galgues extensiomètriques.

2.1.4.1. Anàlisi d'elements finits

Els estudis d'elements finits tenen com a objecte trobar respostes numèriques a diferents problemes, és a dir, quantificar els resultats. Per això, es fan servir programes informàtics per a dividir un problema complexa en petits elements. La diferència entre els estudis en 2D i els 3D^{25,28,51,117-119} està en que els primers l'anàlisi i resultats són en dos plans de l'espai i en els segons en volum, és a dir, en els tres plans de l'espai.^{20,49,50}

El mètode d'anàlisi d'elements finits (en anglès *Finite Element Analysis*, FEA) és una eina de càlcul molt utilitzat en enginyeria i que consisteix en crear un model degudament simplificat i informatitzat d'un objecte o conjunt d'objectes, sotmetre'l a una sol·licitació degudament simplificada i analitzar-ne uns resultats específics. El que diferencia el FEA de la resta de mètodes de càlcul, és un pas intermedi anomenat mallat, que permet dividir geomètricament l'objecte en molts i molt petits dominis interrelacionats. Aquests dominis tractats un per un permeten models molt senzills i fàcils d'analitzar i, tenint en compte la potència de càlcul de l'ordinador, permeten la simulació d'objectes de geometries complexes, fenòmens de llarga evolució en el temps, grans deformacions, canvis de topologia en el model, etc. A partir d'aquí l'analista pretén preveure'n el comportament, trobar-hi possibles interaccions no previstes amb el seu entorn, verificar i millorar-ne el disseny, abaratir-ne la producció, etc.¹²⁰

Per tant, el mètode d'elements finits (d'acrònim MEF en català i FEA en anglès), és una tècnica per a resoldre numèricament equacions en derivades parcials amb l'ajuda d'un ordinador, és a dir, intenta, a partir d'una petita part de l'element a estudi, extrapolar-lo al total d'aquest element.¹²⁰

Els temps de càlcul en models 2D són notablement més curts que en de 3D però la precisió dels resultats se'n ressent, cosa que fa que estigui caient en desús en gran part d'aplicacions i es vagi imposant les modelitzacions 3D.¹²⁰

2.1.4.2. Fotoelasticitat

Com a definició, la fotoelasticitat és una tècnica experimental per a la valoració de forces i deformacions. Es basa en l'ús de la llum per dibuixar figures sobre peces que estan sotmeses a una força. La valoració es fa a partir de l'avaluació del canvi de l'índex de refracció de l'objecte d'estudi al sotmès a càrrega (en peces transparents). En el cas d'una peça no transparent, es cobreix la peça amb una resina.¹²¹ Fou a principis del segle XX quan a la Universitat de Londres, Coker i Filon van convertir la fotoelasticitat en una tècnica viable per a l'anàlisi qualitativa de les forces, tot i que va ser David Brewster qui les va descriure per primera vegada l'any 1853.¹²² Aquesta metodologia s'ha aplicat per a calcular forces aplicades als implants en diferents estudis, emprant resines fotoelàstiques.^{21,23,24,47,48}

Cebrián-Carretero i cols.¹²³ i Rossi i cols.¹²⁴ feren servir la fotoelasticitat en estudis per a observar el comportament de l'os mandibular sota una força aplicada en els molars.

Les resines fotoelàstiques són resines que, un cop feta la barreja de la part base i la part activadora, a temperatura ambient, es solidifiquen. Tenen la capacitat de deformar-se quan s'aplica una força sobre un objecte que hi està submergit. I el més rellevant d'elles és que quan és transiluminada per llum polaritzada, s'hi visualitzen franges de colors, anomenades bandes o franges isocromàtiques.¹²⁵ Cada una de les bandes de colors correspon a una intensitat de tensió generada per la força aplicada.²³ Els colors extrems són el negre, el de menor intensitat i el verd, que és el de més intensitat. Entre ells hi ha una gama de colors que es divideixen en blocs, sent una banda de color

especifica el que fa el límit entre blocs (Figura 2.1). Cal esmentar que hi ha alguns colors comuns en els diferents blocs, que tot i ser cromàticament iguals representen forces tensionals diferents i en concordança amb el bloc i la situació en que es troben dins l'escala total.

Negre
Gris
Blanc
Groc pàl·lid
Taronja
Vermell opac
Púrpura (*)
Blau fosc
Blau-verd
Verd-groc
Taronja
Rosa-vermell
Púrpura (*)
Verd
Verd-groc
Vermell
Vermell-verd (*)
Verd
Rosa
Rosa-verd (*)
Verd

Fig. 2.1. Escala de gama de colors que es poden generar en una resina fotoelàstica. Els colors amb asterisc (*), indiquen que constitueixen el límit d'un bloc N.²³

L'escala de colors es representa en una escala anomenada RGB (Red, Green, Blue) (Fig. 2.2.)

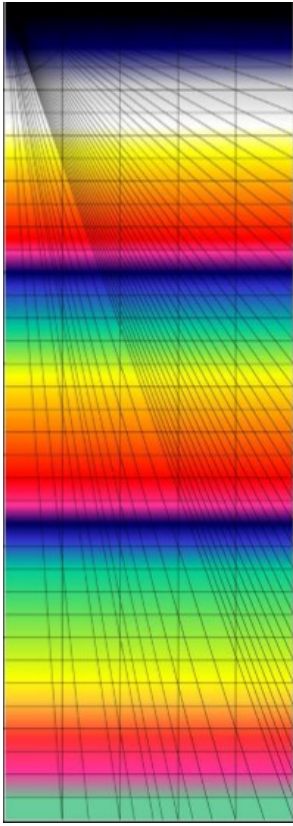


Fig. 2. 2. Gràfica dels colors RGB (Gràfica anomenada de Michel Levy).

Les forces aplicades en els estudis sobre implants són variables, tant en la intensitat com en la forma d'aplicació.^{21,23,24,45,47-49} Si bé en tots els articles revisats s'apliquen forces de direcció vertical, la intensitat varia, anant des del 1 N de l'estudi de Tong-Mei⁴⁹ fins els 1.000 N de l'estudi de Hansson,¹¹⁹ tot i que en els estudis de resines fotoelàstiques, les intensitats van des dels 10 N de Bernades²⁴ fins els 150 N de Cehreli.²³ Alguns dels estudis, a més d'aplicar forces verticals, apliquen forces obliqües.^{21,23,48,49} Els angles d'inclinació de les forces aplicades van des dels 20° fins a 45°. Bernades i col.²⁴ aplica una força amb un angle de 90°, és a dir, perpendicularment a l'objecte.

En totes les publicacions revisades, els valors dels resultats que es donen de l'aplicació de les diferents forces són valors qualitius, ja que només es té en compte els diferents colors de les franges de les resines fotoelàstiques. Cada color correspon a una intensitat de tensió relativa. Només Cehreli i cols.²³ fa, a més d'una valoració

qualitativa, una valoració quantitativa. Aquesta valoració la realitza a partir de donar un valor numèric (N) a cada franja de color, que va del 0 a nivell del color negre al 4,15 del verd que reflecteix la major intensitat de força tensional. (Figura 2.3.)

Color	N
Negre	0
Gris	0,28
Blanc	0,45
Groc pàl·lid	0,60
Taronja	0,80
Vermell opac	0,90
Púrpura (*)	1,00
Blau fosc	1,08
Blau-verd	1,22
Verd-groc	1,39
Taronja	1,63
Rosa-vermell	1,87
Púrpura (*)	2,00
Verd	2,35
Verd-groc	2,50
Vermell	2,65
Vermell-verd (*)	3,00
Verd	3,10
Rosa	3,65
Rosa-verd (*)	4,00
Verd	4,15

Fig. 2.3. Valors numèrics de cada color en els diferents blocs de l'escala de colors, utilitzat per Cehreli²³ i que havia estat establerta prèviament per l'American Society of Testing Material (ASTM).

En els estudis de fotoelasticitat es valora habitualment les zones de la resina més pròximes a l'objecte d'anàlisi. Les zones, com més allunyades, són de menys interès

d'estudi. A fi de delimitar millor la zona concreta de valoració, Bernades i cols.²⁴ utilitza en el seu estudi una quadrícula de 1 mm² que col·loca davant de la mostra-objecte i així queda reflectit en la fotografia.

Les forces aplicades a les diferents mostres dels estudis revisats varien segons els objectes a estudiar i el motiu de l'estudi i no constatem un aparell d'ús majoritari. En alguns casos són prototips dissenyats pels mateixos autors dels estudis i en altres no és especificat en l'article.

Bassit i cols.¹¹⁷ va realitzar un estudi in-vivo on utilitza galgues extensiomètriques. Una galga extensiomètrica o extensor és un dispositiu de mesurament universal que es fa servir per a les mesures electròniques de diferents magnituds mecàniques com ara la pressió, carga, força d'apretament, deformació, posició, etc. S'entén per strain o esforç a la quantitat de deformació d'un cos deguda a la força aplicada sobre ell.¹²⁶ Aquest estudi es va realitzar en pacients portadors d'implants dentals i en ell es realitza una comparativa entre materials de resina i ceràmica en corones sobre implants. A cada implant se li va cargolar un transepitelial al qual se li posà una galga per a poder mesurar la força aplicada en cada mossegada. Un dels problemes d'aquest estudi, va ser el nombre reduït de casos (5 implants) i el fet que només es van poder valorar les forces verticals. No obstant, els autors van concloure que: les forces aplicades in-vivo són molt diferents a les aplicades in-vitro i que, segons l'estudi, encara que hi ha diferència en la força transmesa a l'implant segons el material, aquesta no és significativa en el resultat final.

2.1.5. Oclusió

Segons un systematic-review, Carlsson i cols.¹²⁷ determina les necessitats oclusives d'un pacient amb dentició natural i aquestes són:

- Dimensió vertical acceptable després del tractament.
- Distància interoclusal acceptable en repòs.

- Relació estable interarcada amb contactes bilaterals en màxima intercuspidació.
- Bona distribució dels contactes interoclusals procurant tenir una axialitat de les seves forces.
- Llibertat de moviments excèntrics partint de la màxima intercuspidació.
- No haver-hi contactes intermaxil·lars durant els moviments de lateralitats ni protusiva.

Aquestes conclusions per a una rehabilitació dental, són les mateixes que per a una rehabilitació sobre implants?

Estudis com el de Klineberg i cols.¹²⁸ posen en dubte que els diferents estudis realitzats sobre oclusió, tant sobre dents com sobre implants, resultin d'un estudi ben fet.

Hi ha una evidència real i és que en les dents naturals hi ha un lligament periodontal que comporta una certa resiliència a la dent i que en el cas dels implants aquest lligament no existeix. Tot i això, la major part de la funció masticatòria sembla que tingui un comportament similar entre la dentició natural i la dentició implanto-soportada.^{129,130}

Les publicacions que ens relaten els èxits obtinguts a llarg termini⁴⁰ (15 anys), conclouen que l'oclusió que es pot donar a una dentició natural serveix com a base de l'oclusió que es necessita per a una rehabilitació implanto-soportada.

Per tant les bases de l'oclusió en una rehabilitació sobre implants, han de tenir els mateixos paràmetres que la de la dentició natural o els de la rehabilitació sobre dents, amb algunes especificacions:^{131,132}

- Reduir les interferències cuspídees.
- Centralitzar les forces oclusives en l'eix axial dels implants.
- Minimitzar les forces laterals.

3. HIPÒTESI DE TREBALL

3.1. HIPÒTESI NULA

La transmissió de les forces oclusives a nivell periimplantari de l'implant C1, en la seva part coronal, mitja i apical, no varia segons el material de la rehabilitació implantosoportada.

3.2. HIPÒTESI ALTERNATIVA

La transmissió de les forces oclusives a nivell periimplantari de l'implant C1, en la seva part coronal, mitja i apical, varia segons el material de la rehabilitació implantosoportada.

4. OBJECTIUS

4.1. Determinar qualitativament les forces transmeses a una resina fotoelàstica a nivell coronal, mig i apical de l'implant C1 (MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel) a l'aplicar una força oclusiva de forma directa sobre una corona metàl·lica, una corona metall-ceràmica, una corona metall-composite i una corona de fibra de carboni-composite.

4.2. Quantificar mitjançant un programa informàtic (MatLab) les forces transmeses a la resina fotoelàstica un cop aplicada una força oclusiva sobre les corones metàl·liques, metall-ceràmica, metall-composite i fibra de carboni-composite.

4.3. Comparar, qualitativament i quantitativament, les forces transmeses a una resina fotoelàstica a nivell coronal, mig i apical de l'implant C1 (MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel) a l'aplicar una força oclusiva de forma directa sobre una corona metàl·lica, una corona metall-ceràmica, una corona metall-composite i una corona de fibra de carboni-composite.

5. MATERIAL I MÈTODE

L'estudi que es realitza és un estudi in-vitro on es compara la transmissió de les forces oclusives a un model concret d'implant (C1; MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel) rehabilitat amb corones elaborades amb quatre materials diferents.

Cada grup d'implants, formats per tres unitats, es rehabiliten amb: corones metàl·liques, corones metall-ceràmica, corones metall-composite i corones de fibra de carboni-composite.

Cada implant amb la seva corona es van introduir en una resina fotoelàstica i se'ls hi va aplicar una força de compressió vertical de 100, 200 i 300 N amb una màquina d'assaigs universal (Galdabini Quasar 5; Galdabini, Cardano al Campo, Itàlia).

A l'aplicar la força de 100, 200 i 300 N, es va visualitzar una sèrie de franges de colors (bandes isocromàtiques) que ens determina la quantitat de tensió generada en la resina per la transmissió de forces procedents de l'implant sotmès a càrrega a nivell de la restauració protètica.

A aquestes franges isocromàtiques, a més de la valoració qualitativa, se li va donar un valor quantitatiu mitjançant el programa informàtic MatLab. (MathWorks; Natick, Massachusetts, Estats Units)

5.MATERIAL

Implant C1

5.1. Disseny

L'implant que s'ha fet servir per aquest estudi és l'implant C1, de l'empresa MIS Implants Technologies (Bar-Lev, Isarel). (Fig.5.1.)

Es tracta d'un implant cònic de titani grau 5 (Ti6Al4V) amb un 90% de titani, un 6% d'alumini i un 4% de vanadi. Presenta un sistema de dobles espires amples i acabades amb aresta plana. Les rosques són progressives i tenen l'àpex autoroscant. En la seva part més coronal presenta tres anelles perpendiculars a l'eix de l'implant i un canvi de plataforma de 0,5 mm.

5.1.1. Connexió

Està disponible comercialment en 3 diàmetres diferents: 3'75, 4'2 i 5 mm i amb unes longituds de 8, 10, 11'5, 13 i 16 mm.

La seva connexió és tipus con Morse de 6° (Fig. 5.2.) d'una profunditat de 2 mm. En la part més apical de la connexió interna presenta un sistema antirotacional que permet 6 possibles posicions de 1 mm de profunditat.

L'implant que es va escollir per fer l'estudi va ser el de diàmetre 4'2 mm amb una longitud de 11'5 mm.



Fig. 5.1. Implant C1 (MIS, Bar-lev, Israel) (www.mis-implants.com)

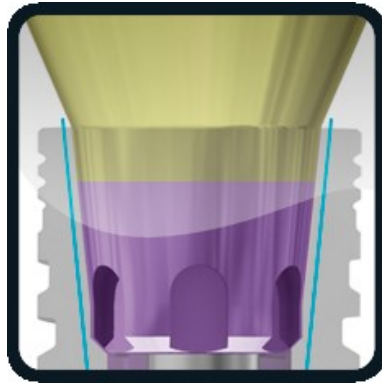


Fig 5.2. Connexió interna tipus con-morse de l'implant C1 (www.mis-implants.com)

5.1.2. Superfície

La superfície de l'implant és SLA (*Sand-blasted* (Xorrejat), *Large grit* (Partícula gran), *Acid-etched* (Gravat àcid)) MIS Implants Technologies. (Fig. 5.3.) Aquesta superfície s'aconsegueix després d'haver fet unes macroretencions mitjançant un xorrejat de partícules a pressió i, posteriorment, un gravat amb àcid que li dona una microrugositat.

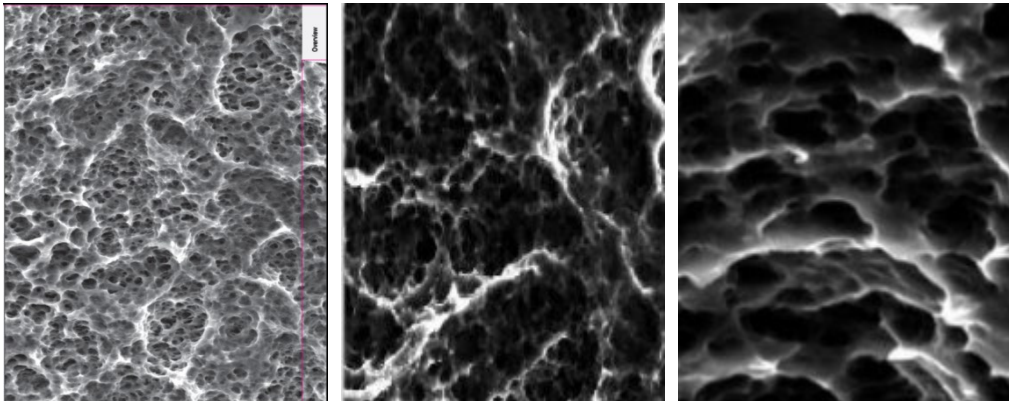


Fig 5.3. Diferents detalls de la superfície SLA® de l'implant C1 a diferents augments. (www.mis-implants.com)

5.2. Pilar mecanitzat pel cimentat de les corones

El pilar que s'ha fet servir per l'estudi és el pilar CS-CPK64 (MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel)(Fig. 5.4).

És un pilar recte de titani amb un coll polit que pot ser de 1, 2, 3 i 4 mm d'alçada i un cos de 6 mm. Per l'estudi es va fer servir el pilar de 4 mm de coll polit. Aquest pilar es fixa directament a l'implant mitjançant un cargol de titani MD-SO220 (MIS Implants Technologies, Bar-Lev, Israel) apretat a una força de 30 N. (Fig. 5.5.)



Fig 5.4. Pilar recte de titani mecanitzat CS-CPK6 amb coll polit de 4 mm.



Fig 5.5. Pilar recte CS-CPK64 cargolat a implant C1

5.3. Materials emprats en la confecció de les diferents corones

Els 4 tipus de corones estudiades són:

- Metall
- Metall-ceràmica
- Metall-composite
- Fibra de carboni-composite

5.3.1. Corones metàl·liques

Les corones metàl·liques van ser confeccionades amb Crom-Cobalt (Cr-Co). El Cr-Co utilitzat va ser l'Heraenium Pw (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanya). La tècnica emprada va ser la de la cera perduda. L'anatomia de la corona és la mateixa que la resta de corones, és a dir, la d'una dent premolar. (Fig. 5.6).

La composició química d'aquest aliatge es mostra a la Taula 1.

- Co: 55,2 %
- Cr: 24,0 %
- W: 15,0 %
- Fe: 4,0 %
- Si: 1,0 %
- Mn: 0,8 %
- N: < 0,1 %

Taula 1. Composició química de l'aliatge de Cr-Co Heraenium.



Fig. 5.6. Corones metàl·liques.

5.3.2. Còfia metàl·lica

Les còfies de metall per a la confecció de les corones metall-ceràmica i metall-composite van ser confeccionades mitjançant el sistema LaserBridge (Renishaw, NewMills, Regne Unit) que utilitza la tècnica DMLS (*Direct Metal Laser Sintering*).

El procés de fabricació de les diferents estructures metàl·liques (còfies per a les corones de metall-ceràmica i metall-composite) va ser a partir d'un escanejat tàctil del pilar recte de MIS CS-CPK64 per l'implant C1 mitjançant l'escàner tàctil DS-10 (Renishaw, New Mills, Regne Unit).

Un cop fet l'escanejat del pilar es va procedir a realitzar el disseny de les còfies metàl·liques mitjançant el software Renishaw Incise CAD (Renishaw, New Mills, Regne Unit).

El disseny realitzat va ser per a una dent premolar amb les especificacions que marca la llibreria del software Renishaw Incise CAD (Renishaw, New Mills, Regne Unit).

L'escanejat i disseny es va realitzar a la seu de Renishaw Espanya (Gavà, Barcelona, Espanya). El disseny aconseguit va ser enviat via e-mail a la fàbrica de Renishaw al Regne Unit per a confeccionar les diferents còfies metàl·liques. (Fig. 5.7.)

L'aliatge de Cr-Co utilitzat va ser l'EOS crom-cobalt SP2 que és un aliatge de cobalt, crom, molibdè i tungstè, que compleix la norma ISO 22674 tipus 4, la norma ISO 7504, ISO 10993-1 i la ISO 10993-5. Les seves característiques químiques i tèrmiques compleixen amb els requisits de la norma ISO 9693.met.

El percentatge dels diferents components d'aquest aliatge es mostra a la Taula 2.

Co (% en pes)	61,8 – 65,8
Cr (% en pes)	23,7 – 25,7
Mo (% en pes)	4,6 – 5,6
W (% en pes)	4,9 – 5,9
Si (% en pes)	0,8 – 1,2
Fe (% en pes)	0,0 – 0,5
Mn (% en pes)	0,0 – 0,1

Taula 2. Percentatges dels diferents components de l'aliatge de Cr-Co EOS SP2.

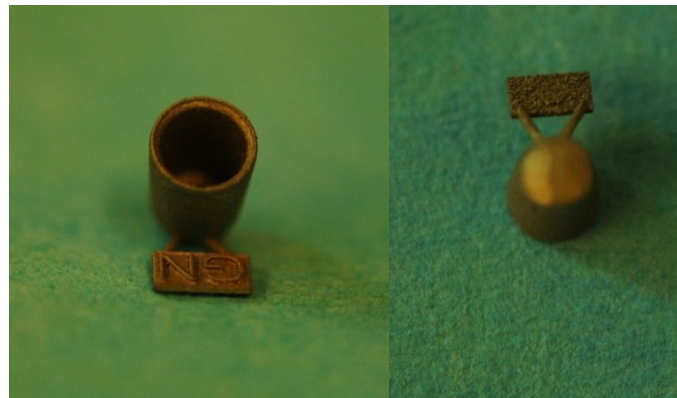


Fig. 5.7. Fotografies de les còpies metàl·liques obtingudes amb el procés CAD-CAM per sinteritzat.



Fig. 5.8. Fotografies de les còpies metàl·liques sobre els pilars CS-CPK64 de l'implant C1.

5.3.3. Corones metall-ceràmica

Tres de les còpies metàl·liques produïdes mitjançant el sinteritzat de Cr-Co es van enviar al laboratori per a confeccionar les corones metall-ceràmica. La ceràmica que es va fer servir va ser la de la casa VITA VM13 (Vita, Bad Säckingen, Alemanya).

La ceràmica VM13 és una ceràmica feldespàtica indicada per a metalls nobles amb alt contingut en or, per a metalls nobles amb poc contingut de metall noble i per a metalls no-nobles. El color escollit per al treball va ser un color A3 segons la guia Vita Classic (Vita, Bad Säckingen, Alemanya).

Les característiques físiques de la ceràmica VM13 es mostren a la Taula 3.

Punt de transformació d'opac: 570-577 °C
Punt de transformació de la dentina: 560-565 °C
Solubilitat: 12 $\mu\text{gr}/\text{cm}^2$
Resistència a la flexió: 120 MPa
Mida mitja del granulat: 18 μm
Densitat: 2,5 gr/cm^3

Taula 3. Característiques físiques de la ceràmica VM13.



Fig. 5.9. Corones metall-ceràmica

5.3.4. Corones metall-composite

Tres còpies més es van fer servir per a confeccionar les corones metall-composite.

El composite que es va fer servir va ser el BioXFill (MicroMedica, Palestro, Itàlia) en la seva modalitat Dentina per a la part interna de les corones i la modalitat Hard per a la superfície de les corones.

És un composite microhíbrid amb un temps d'enduriment al laboratori de 90 seg i amb una polimerització final de 180 seg. Una mida de partícula de càrrega de 0,05-1,5 μm i una absorció d'aigua de 15 $\mu\text{gr}/\text{mm}^3$.

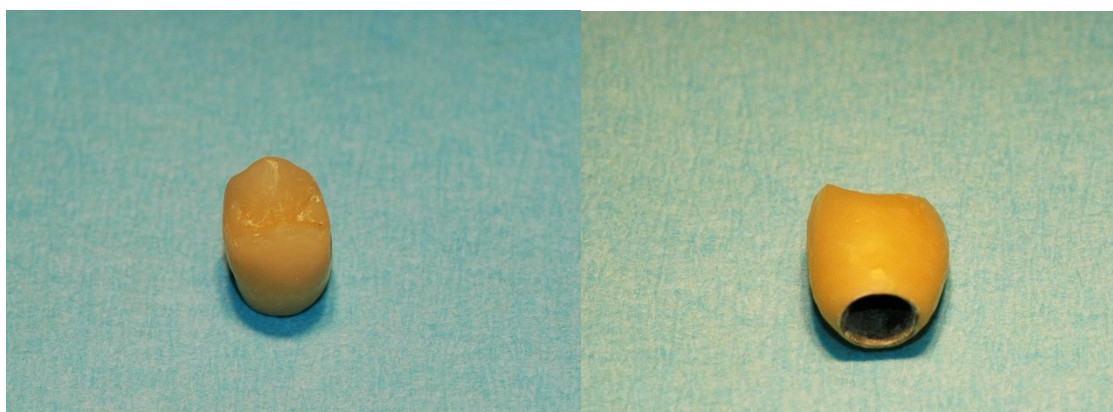


Fig. 5.10. Diferents visions de les corones metall-composite

5.3.5. Corones fibra de carboni-composite

Tres pilars CS-CPK64 de l'implant es van fer servir per a confeccionar les còpies de fibra de carboni (Fig. 5.11.) que posteriorment van ser recobertes pel composite BioXFill (MicroMedica. Palestro, Itàlia) en la seva modalitat Dentina i Hard.

La fibra de carboni emprada va ser la Bio Carbon Bridge System (MicroMedica, Palestro, Itàlia). La fibra de carboni es presenta en dues presentacions diferents: pols per ser barrejada amb un catalitzador i en forma de filaments per a ser barrejats amb una resina epoxi. La fibra de carboni presenta un mòdul d'elasticitat de fins a 305 Gpa, una densitat de 1,78 gr/cm³ i una absorció d'aigua < 0,1 %. La mida dels filaments de la fibra és de 5 a 8 µm. (Fig. 5.12.).

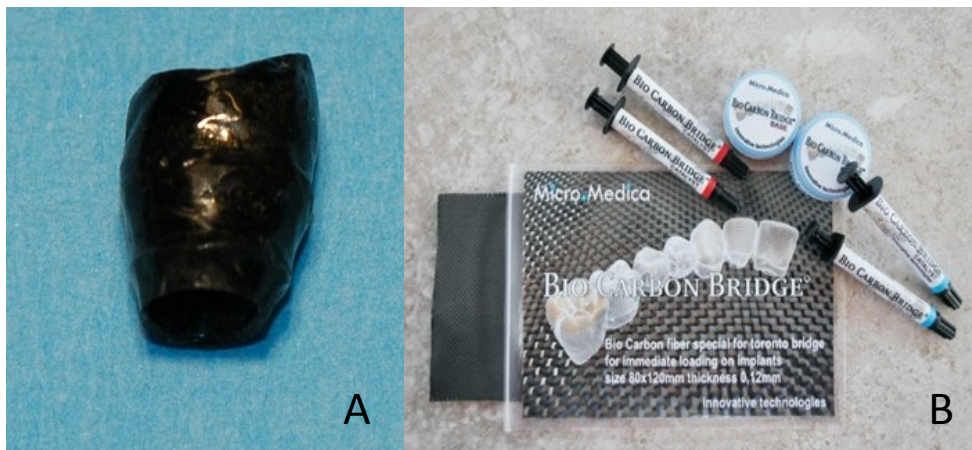


Fig. 5.11. A) Fotografia de la còpia de fibra de carboni. B) Presentació comercial. (www.micromedicasrl.it)

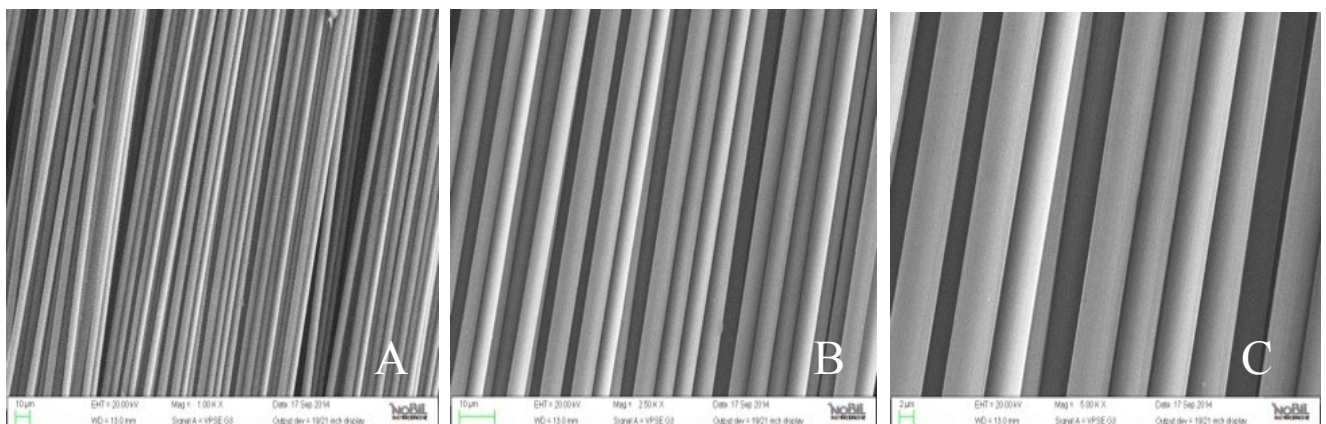


Fig. 5.12. Visió de les fibres de carboni a 1.000 augments (A), 2.500 augments (B) i 5.000 augments (C). (Imatges cedides per MicroMedica, Palestro, Itàlia)

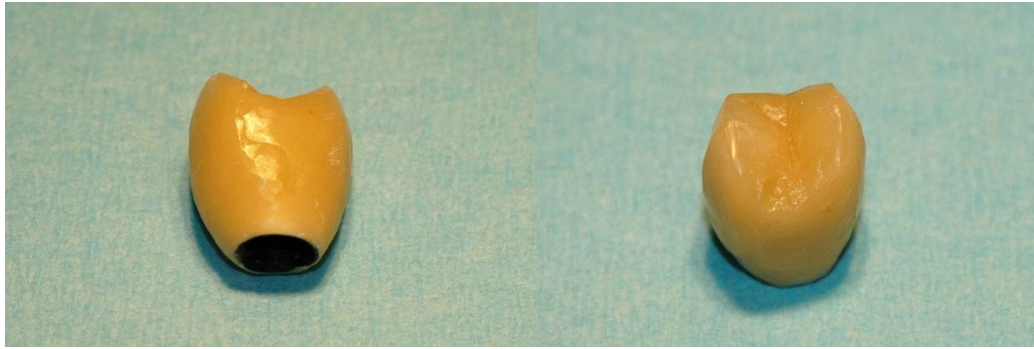


Fig. 5.13. Visió de corones de fibra de carboni-composite

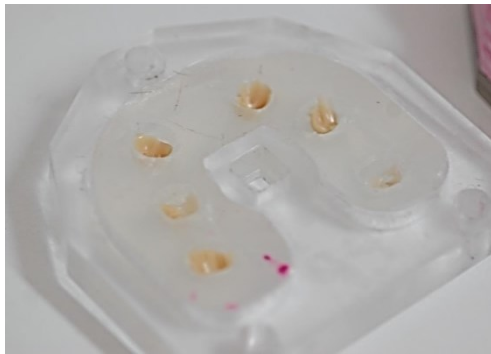


Fig. 5.14.

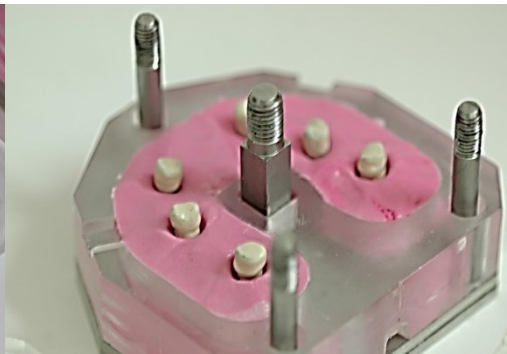


Fig. 5.15.

Fig. 5.14. Contramufla amb el composite posat

Fig. 5.15. Detall de la confecció de les corones metall-composite i fibra de carboni-composite

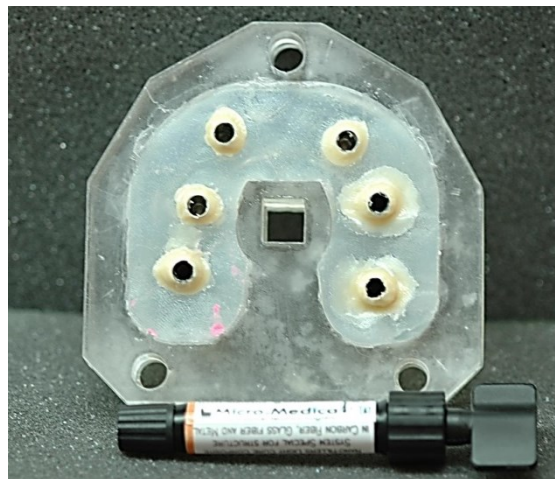


Fig. 5.16. Mufla amb les còpies metàl·liques i de fibra de carboni després de ser carregades amb el composite.

5.4. Resina fotoelàstica

La resina fotoelàstica que es va emprar en l'estudi va ser l'Epoxi WWAS/WWB4 (Resineco, Barcelona, Espanya). La resina base (WWAS) i la resina catalitzadora (WWB4) es presenten en estat líquid.

Les característiques d'aquesta resina es mostren a la Taula 4.

Duresa: 95 ShoreD
Elongació màxima: 8%
Resistència a l'impacte: 35 J/m ²
Resistència a la flexió: 105 MPas
Transparència: excel·lent, totalment incolor

Taula 4. Característiques de la resina fotoelàstica Resineco.

5.5. Motlles per a la resina fotoelàstica

Cadascuna de les mostres formades per l'implant C1 i el pilar recte es van fixar als motlles per a posteriorment introduir-hi la resina epoxi. Per a poder fer les diferents mostres, es van confeccionar uns motlles de plàstics (Fig. 5.17.) on s'hi fixava l'implant i posteriorment s'hi va abocar la resina.

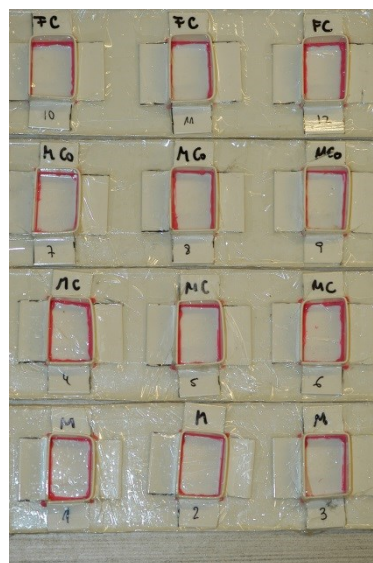


Fig. 5.17. Motlles de plàstic per a fer les mostres abans de la col·locació dels implants.

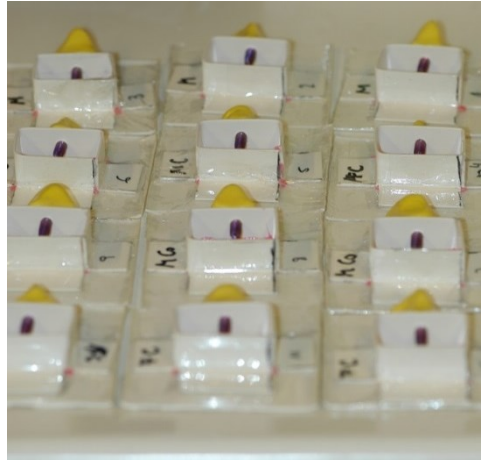


Fig. 5.18. Motlles de plàstic per a fer les mostres després de la col·locació dels implants.

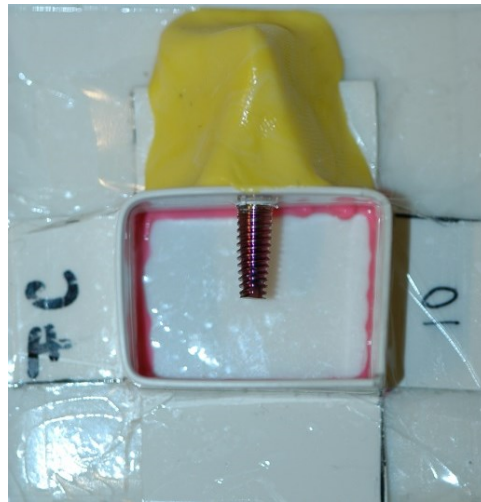


Fig. 5.19. Detall d'un dels motlles amb l'implant posat. La silicona de color groc que es veu a la imatge va servir per posicionar i aguantar els implants.

5.6. Màquina d'Assaigs Universal Galdabini

La màquina Galdabini Quasar 5 (Galdabini, Cardano al Campo, Itàlia) és una màquina d'assaigs universal. (Fig. 5.20.). Es va utilitzar per aplicar les forces de compressió a les diferents mostres. Presenta una base on es va col·locar el material o objecte a estudiar i un braç vertical que és el que va aplicar la força de compressió sobre l'objecte. Estava tot controlat mitjançant un ordinador, amb el qual es va marcar la

quantitat de força que s'hi va aplicar. En el cas de l'estudi s'hi va aplicar una força de 100, 200 i 300 N.



Fig. 5.20. Visió parcial de la base i el braç de la màquina d'assaigs universal Galdabini Quasar 5

5.7. Ciment

El ciment emprat per a cimentar les diferents corones (metall, metall-ceràmica, metall-composite i fibra de carboni-composite) va ser el Premier Implant Cement (Playmouth Meeting, Pensilvània, USA).

Per a una correcta aplicació del ciment aquest es col·loca de forma directa en el terç marginal de la corona per aconseguir un gruix mínim que no interfereixi en el correcte assentament de les corones. El temps d'enduriment del ciment és de 2 a 2,5 min segons les especificacions del fabricant.

5.8. Càmera fotogràfica

La càmera de fotografia utilitzada és una càmera digital-reflex, marca Canon EOS 60D (Ohta-Ku, Tokio, Japó) amb un macro 180-300 mm.

5.9. Lents polaritzades

Per a poder veure les franges isocromàtiques de la resina fotoelàstica s'han de fer servir dos filtres polaritzats (Fig. 5.21.). Un d'ells ha d'anar a l'objectiu de la càmera fotogràfica, Hoya 62.0s (Tokina Co, Ltd., Tokio, Japó) i l'altre filtre polaritzat, Kenko 67 (Kenko, Tokio, Japó) de 67 mm de diàmetre s'ha de posar davant de la font de llum polaritzada. (Fig. 5.22). Per a subjectar el filtre polaritzat davant de la font de llum polaritzada es va fer servir un cartró de color negre perforat de forma circular on es va fixar el filtre (Fig. 5.22). Com a font de llum polaritzada es va fer servir un negatoscopi Handyline (Kaiser, Schalksmühle, Alemanya).

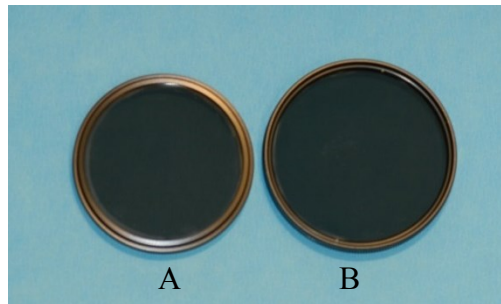


Fig. 5.21. Lents polaritzades: A. Hoya 62. B. Kenko 67.

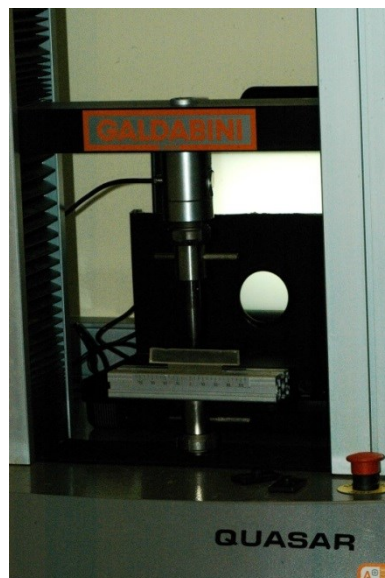


Fig. 5.22. Font de llum polaritzada i, davant seu, el filtre polaritzat de 67 mm de diàmetre Kenko integrat dins d'un cartró de color negre.

5.10. Matlab

El programa informàtic MATLAB (MathWorks; Natick, Massachusetts, Estats Units) és un programa emprat en enginyeria que s'utilitza per adquirir, processar i post-processar imatges de franges de resines fotoelàstiques.

La tècnica d'avaluació digital emprada pel programa Matlab es basa en el sistema d'identificació de colors RGB (Red-Green-Blue). La informació obtinguda ens mostra el comportament dels diferents patrons de les franges, determina l'ordre de les franges i explica els esforços resultants de l'aplicació de les forces en les imatges de les resines fotoelàstiques.

Un cop les dades s'han digitalitzat ja es pot portar a terme el processament. El processament de les imatges amb Matlab, i en especial per a la fotoelasticitat, es divideix en quatre parts: adquisició de les dades o imatges, pre-processament, processament principal i post-processament.

El funcionament del sistema RGB emprat pel programa informàtic es basa en la comparació directa de valors RGB (Red-Green-Blue) en cada pixel del material estudiat amb el corresponent del color calibrat emmagatzemat en una taula.(Fig. 5.23.). Aquesta taula va ser establerta prèviament i calibrada cuidadosament indicant el valor de la franja N_i i els seus valors (R_i, G_i, B_i) . És, segons aquests valors, on es va establir l'ordre de la franja i els seus valors (R_i, G_i, B_i) mesurats en un punt j del material.

Color	RGB triplet	Opacity value											Hex triplet
		100%	90%	80%	70%	60%	50%	40%	30%	20%	10%	0%	
Blue	0, 0, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#0000FF
Cyan	0, 255, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#00FFFF
Green	0, 255, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#00FF00
Magenta	255, 0, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#FF00FF
Red	255, 0, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#FF0000
Orange	255, 150, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#FF9600
Yellow	255, 255, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#FFFF00
White	255, 255, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FFFFFF
Gray	127, 127, 127	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	7F7F7F
Black	0, 0, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	000000

Fig. 5.32. Imatge de la taula RGB emprada pel programa MatLab.

5. MÈTODE

5.11. Còfies metàl·liques

Les 6 còfies metàl·liques per a les 3 corones metall-ceràmica i les 3 corones metall-composite es van confeccionar mitjançant la tecnologia CAD-CAM, és a dir, mitjançant un disseny virtual de les còfies i una confecció, en aquest cas, per sinterització. Per a poder fer el disseny virtual es va escanejar un dels pilars rectes dels implants CS-CPK64. Es va triar fer un escanejat tàctil fent servir l'escàner tàctil DS-10 (Renishaw, New Mills, Regne Unit). El funcionament de l'escàner tàctil consisteix en una galga de precisió que ressegueix el contorn del pilar de l'implant. Comença a escanejar per la zona del marge i va resseguint el pilar en sentit ascendent fins a la zona més coronal. (Fig. 5.24.).

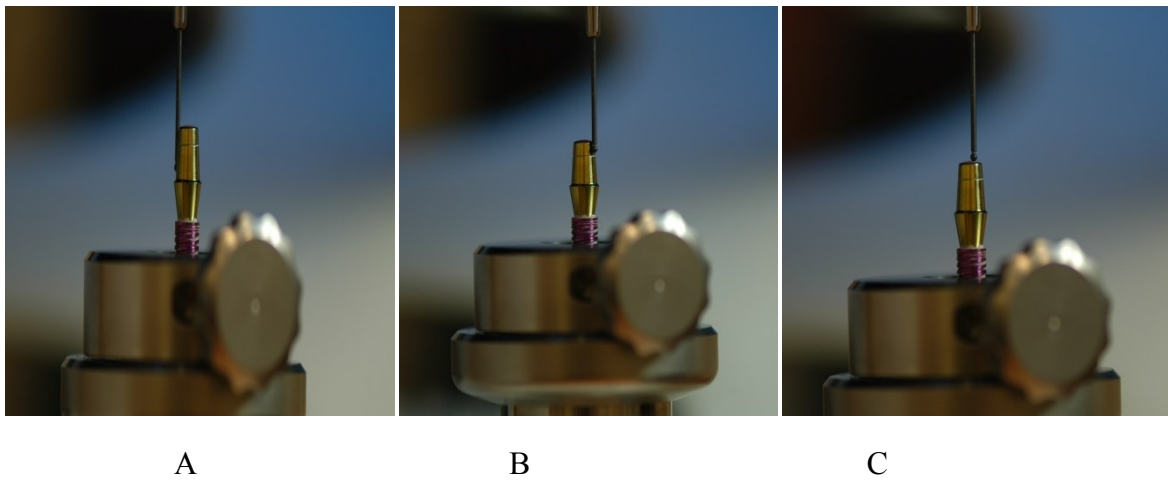


Fig. 5.24. Seqüència d'escanejat del pilar CS-CPK64 amb l'escàner tàctil DS20.

- A) Escanejat del marge del pilar
- B) Escanejat de la part central del pilar
- C) Escanejat de la part coronal del pilar

Un cop escanejat el pilar apareixen les imatges en format STL (Fig. 5.25.) obtingudes a la pantalla de l'ordinador i aquí és on es dissenya, un cop passades les imatges a format CAD (Fig. 5.26.), la còfia que es vol fabricar. Es van resseguir els contorns dels marges i es va donar la forma i volum desitjats. La forma que es va decidir fer és la d'una còfia per a una dent premolar. (Fig. 5.27.).

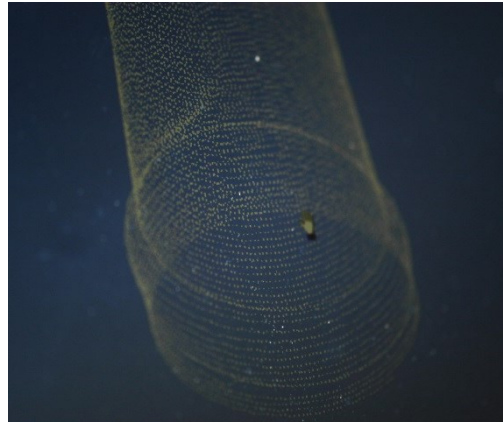


Fig. 5.25. Imatge en format STL de l'escanejat del pilar CS-CPK64.



Fig. 5.26. Imatge en format CAD del pilar CS-CPK64



Fig. 5.27. Disseny de les còpies per a ser produïdes mitjançant el sinteritzat.

La informació obtinguda de l'escanejat i del disseny de la còfia s'envià via e-mail a Renishaw (New Mills, Regne Unit). El procés de fabricació d'aquestes còfies va ser mitjançant sinterització per làser de pols de metall de Cr- Co.

5.11.1. Sinterització de les còfies metàl·liques

El sinteritzat és el mètode pel qual, mitjançant una font de calor, en aquest cas un raig làser, s'uneixen petites partícules de metall entre sí. (Fig. 5.28.). El metall en forma de pols es diposita dins un recipient al qual hi va incidint el raig làser. La unió de les partícules de pols de metall es realitza per capes que es van sobreposant. Cadascuna de les capes de metall té un gruix de 0,02-0,03 mm. La suma de totes i cadascuna de les diferents capes obtingudes per la fusió de la pols de metall per l'afecte del raig làser van formant un volum, el resultat del qual és, en el nostre estudi, les diferents còfies metàl·liques.



Fig. 5.28. Sinterització per làser de pols de Cr-Co. (www.renishaw.com)

Les còfies, un cop confeccionades, es van enviar per poder ser carregades amb ceràmica o amb composite al laboratori dental Technos (Mataró, Espanya)

5.12. Corones metàl·liques

Les tres corones totalment metàl·liques de Cr-Co Heraenium Pw (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanya) van ser confeccionades mitjançant la tècnica de la cera perduda. A partir d'una clau de silicona d'addició (Labosil, Protechno, Girona, Espanya) amb la mateixa forma final que les altres corones (metall-ceràmica o metall-composite), es van encerar directament els pilars dels implants CS-CPK64 (MIS Technologies, Bar-Lev, Israel). L'encerat confeccionat es va posar dins del material de revestiment, el qual es va col·locar al forn per a ser fos. Un cop es va tenir la cera fosa del material de revestiment, es va injectar mitjançant una centrifugador el metall fos, en aquest cas el Cr-Co, el qual va ocupar tots l'espai que hi havia deixat la cera. Es va deixar refredar el metall fins a poder ser tret de dins del material de revestiment i posteriorment es va desbastar i polir.

5.13. Corones metall-ceràmica

L'elaboració de les tres corones metall-ceràmica va ser mitjançant la tècnica habitual de corona metall-ceràmica, és a dir, amb l'addició de diferents capes de ceràmica (barreja de pols i líquid) fins a obtenir la forma i mesura de premolar establert. Per a la seva confecció, es va fer servir tant ceràmica de dentina com ceràmica de superfície o esmalt.

El color escollit per a la confecció va ser un color A3 de la guia Vita Classic (Vita, Bad Säckingen, Alemanya).

5.14. Corones metall-composite

La confecció del composite de recobriment de les corones metàl·liques es va fer mitjançant la tècnica de composite compactat amb mufla transparent. Es va realitzar un

encerat de les diferents còpies de metall per a donar l'anatomia de dent premolar, com la resta de corones. Es van posicionar dins d'una mufla transparent de metacrilat i recobertes de silicona transparent d'alta duresa. Un cop endurida la silicona transparent, es va treure la cera deixant un espai buit a la silicona transparent. Aquest espai es va omplir completament de composite de tipus dentina i esmalt. Sense polimeritzar el material, es va tancar la mufla transparent i tot el conjunt de mufla amb el composite en el seu interior, es va exposar a llum halògena per a la seva fotopolimerització. Un cop passats 180 segons de la fotopolimerització es van treure de la mufla i es va realitzar el polit del composite amb fresas i pastes de polir.

Per a la confecció de les corones metall-composite es va fer servir composite de dentina i esmalt, amb color A3'5.

5.15. Còpies de fibra de carboni

Les còpies de fibra de carboni es van confeccionar a partir d'un encerat de la forma i mida que es necessitava per a posteriorment posar-hi el composite. L'encerat es va posar en una mufla metàl·lica on hi havia una silicona d'addició de consistència molt dura (Labosil; Protechno, Girona, Espanya). Es va tancar la mufla metàl·lica i es va esperar a l'enduriment complert de la silicona. Un cop endurida la silicona es va obrir la mufla metàl·lica i es va poder treure l'encerat de dins de la mufla. En l'espai que ens va deixar l'encerat a dins de la silicona, es va anar posant la fibra de carboni Bio Carbon Bridge System (MicroMedica, Palestro, Itàlia). La fibra de carboni que es va fer servir es presenta en dues consistències: pols-líquid i filaments. Ambdós productes es fan servir simultàniament. Es va barrejar la pols de fibra de carboni amb el líquid catalitzador en un recipient fins a tenir una consistència de pasta espessa i es va anar posant mitjançant una espàtula dins la mufla en l'espai que havia deixat l'encerat. Simultàniament, les fibres o filament de fibra de carboni es van barrejar amb la resina epoxi amb un pinzell i es van anar introduint dins de la mufla perpendicularment al sentit longitudinal dels implants. Es van fer diferents capes combinades de fibra en pasta i fibra en filaments. Un cop es va omplir completament l'espai deixat per l'encerat a la silicona de fibra de carboni, es va tancar la mufla i es va posar al forn Space Lab

(MicroMedica, Palestro, Itàlia) durant 3 hores amb temperatures variables, tal com es mostra a la Taula 5.

40 min: 50°C
40 min: 60°C
30 min: 70°C
30 min: 80°C
40 min: 90°C

Taula 5. Diferents temperatures i temps d'enduriment de la fibra de carboni.

En acabar aquest procés es van treure de la mufla les diferents còpies de fibra de carboni i es van polir mitjançant freses de tungstè.

5.15.1. Corones fibra de carboni-composite

Per carregar el composite, de color A3'5 de dentina i esmalt, es va seguir el mateix procés de confecció que les corones de metall-composite, és a dir, mitjançant l'ús de mufla transparent amb silicona transparent, compactació del composite en bloc, polimerització amb llum halògena i polit final.

5.16. Cimentat de les corones

Cadascuna de les corones es van cimentar als pilars de titani CS-CPK64. Prèviament al cimentat, cadascun dels pilars de titani, es van cargolar als implants C1 a una força de 30 N fet servir la clau dinamomètrica MT-RIO40 de la casa comercial MIS (MIS Technologies, Bar-Lev, Israel). (Fig. 5.29.).



Fig. 5.29. Clau dinamomètrica MT-RIO40 (MIS Technologies, Bar-Lev, Israel)

5.17. Muntatge de les mostres

Un cop vàrem tenir les diferents corones confeccionades, es va començar a preparar les diferents mostres per l'estudi. (Fig. 5.30.)

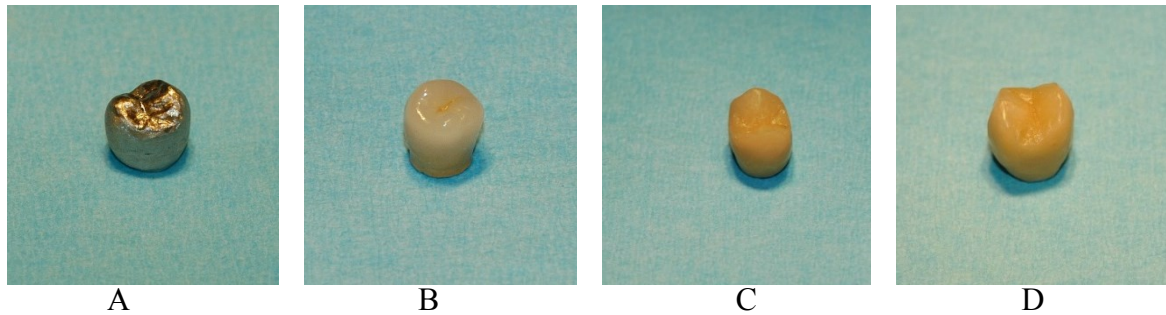


Fig. 5.30. Corones acabades abans de començar a confeccionar les mostres.

A) Metall B) Metall-ceràmica C) Metall-composite D) Fibra carboni-composite



Fig. 5.31. Totes les mostres de l'estudi abans de muntar els motlles i abans de ser cimentades les corones.

5.17.1. Motlles de plàstic

Es van fabricar els motlles de plàstic en forma de caixa rectangular de base 30 mm i alçada de 20 mm.

5.17.2. Col·locació de l'implant al motlle

La col·locació dels implants es va fer realitzant una perforació d'un diàmetre igual al de l'implant en una de les bases del rectangle. Es va col·locar l'implant a la

base enroscant-lo fins arribar a la part més coronal de l'implant, deixant el pilar cimentable fora del rectangle, en la part externa del motlle. Per a poder-lo fixar a aquesta base en la seva posició correcte i evitar qualsevol tipus de moviment es va fer servir una silicona d'addició de consistència alta col·locada al voltant del pilar protèsic. D'aquesta manera l'implant va quedar posicionat dins del motlle rectangular i el pilar cimentable va quedar en la seva part externa fixat per la silicona.(Fig. 5.32)



Fig. 5.32. Mostres abans de ser carregades amb la resina fotoelàstica. Es pot observar cadascun dels motlles amb els implants en el seu interior i com, mitjançant un petit bloc de silicona agafant el pilar cimentable, els implants queden fixats en el seu interior.

5.17.3. Confecció i buidat de la resina

Per a omplir els motlles amb la resina fotoelàstica i així poder quedar els implants en el seu interior, es va seguir les instruccions del fabricant de la resina Epoxi WWAS/WWB4 (Resineco, Barcelona, Espanya).

Mitjançant una bàscula manual de precisió es van obtenir 100 part de resina base i 40 parts de resina catalitzadora. Abans de fer la barreja de la resina base amb la resina catalitzadora, es van escalfar ambdues resines a uns 35-40 °C durant 30 minuts, sota una font de llum calenta. Es va afegir la resina catalitzadora a la resina base en un recipient seguint les proporcions del fabricant (Fig. 5.33) i es va barrejar manualment amb una

espàtula de plàstic molt lentament fins a obtenir una coloració transparent i textura homogènia.(Fig. 5.34.)

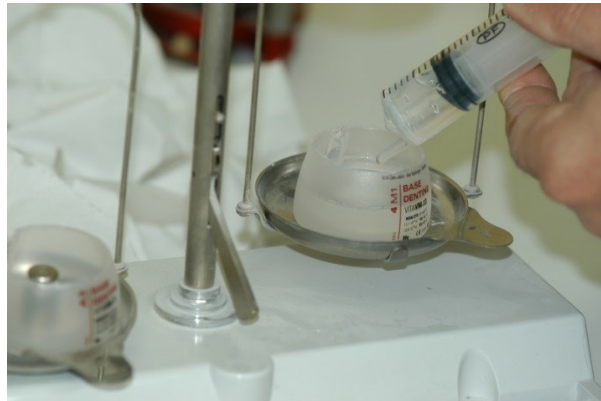


Fig. 5.33. Pesat per a posterior barreja de la resina epoxi (base + catalitzador) segons pes amb una xeringa de plàstic.

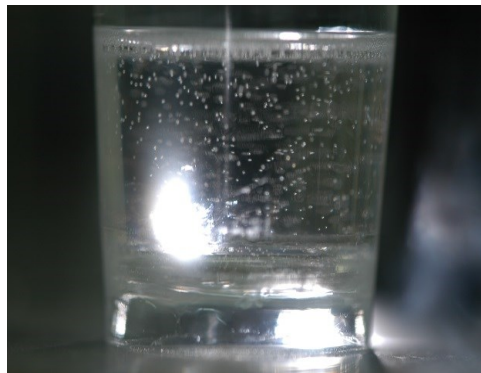


Fig. 5.34. Barreja obtinguda abans de posar-la a la campana de buit.

Un cop feta la barreja manual es va posar la barreja obtinguda dins d'una campana de buit per eliminar la major part de bombolles d'aire durant 3 min aproximadament. (Fig. 5.35.)

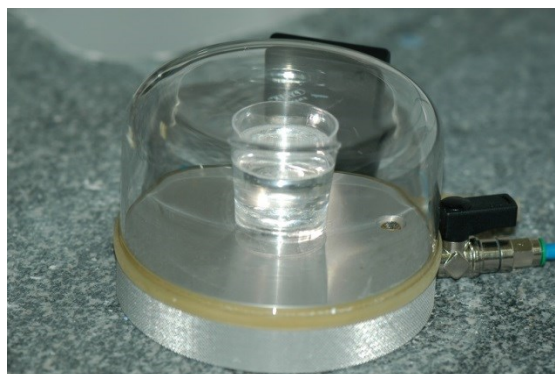


Fig. 5.35. Barreja obtinguda de la resina dins de la campana de buit Diagram (Diagram, Forli, Itàlia)

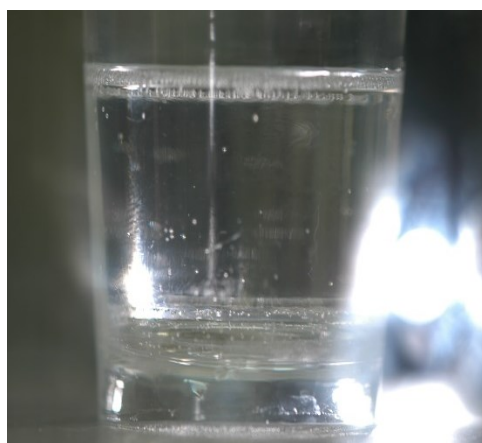


Fig. 5.36. Barreja obtinguda després de posar-la a la campana de buit.

S'observa la disminució de la quantitat de bombolles d'aire del seu interior.

Tot seguit es va posar la barreja obtinguda en els diferents motlles de plàstic fins a cobrir els implants fent servir una xeringa de plàstic. El fer servir una xeringa de plàstic va ser per afavorir la correcta manipulació de la resina ja barrejada i poder-la dipositar curosament dins dels diferents motlles.(Fig. 5.37.)



Fig. 5.37. Fotografia on s'observa omplir un dels motlles de les mostres amb la xeringa de plàstic.

Cadascuna de les mostres es va tornar a posar dins de la campana al buit durant 2 minuts més.(Fig. 5.38.)

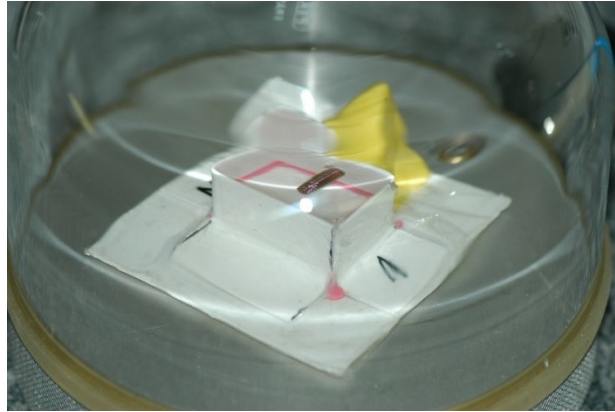


Fig. 5.38. Un dels motlles amb la resina ja buidada dins de la campana de buit.

El temps de manipulació de la resina ja barrejada va ser de 1 hora. El temps final de curat va ser de 24 hores a 22 °C aproximadament. Un cop es van tenir totes les mostres fetes, és a dir, la resina endurida amb els implants posats, es van desmuntar els motlles de plàstic per a poder realitzar el cimentat de les corones amb el ciment Premier. Per a desmotllar-los, es va fer un tall amb un bisturí a un dels angles del motlle i es va obrir fins a poder enretirar els blocs de resina amb els implants col·locats en el seu interior.(Fig. 5.39)

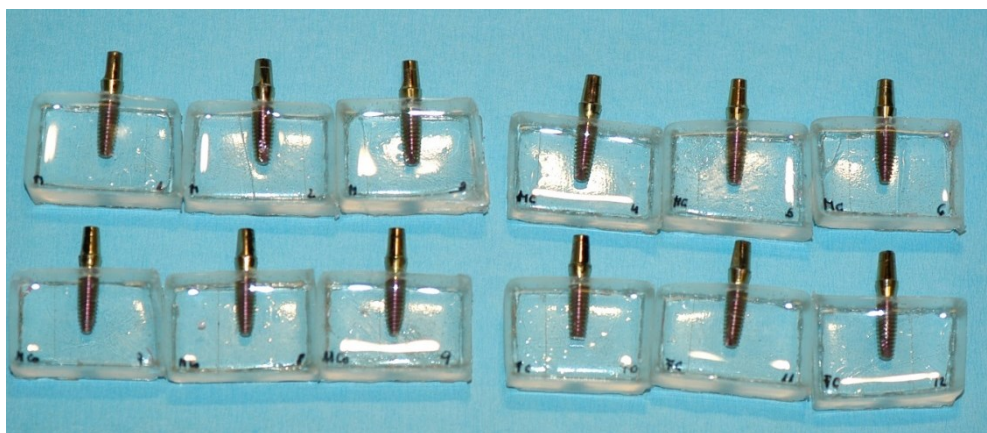


Fig. 5.39. Mostres obtingudes després de deixar endurir la resina i haver-les tret dels motlles de plàstic.

5.17.4. Cimentat de les corones

Les diferents corones, tant les metàl·liques, les metall-ceràmica, les metall-composite i les fibra de carboni-composite es van cimentar als pilars dels implants CS-CPK64 mitjançant el ciment Premier. (Fig. 5.40). Un cop es va posar el ciment dins de la corona, es va distribuir per les parets internes amb una espàtula metàl·lica i, tot seguit, es van posicionar sobre els pilars dels implants. Posteriorment es va deixar endurir el ciment. El material sobrant es va eliminar amb una boleta de cotó previ el seu enduriment.



Fig. 5.40. Seqüència del cimentat d'una de les mostres.

- (A) Distribució del ciment dins de la corona un cop col·locat el ciment amb el dispensador de xeringa.
- (B) Eliminació del ciment sobrant amb un cotó
- (C) Verificació de la correcta posició de la corona

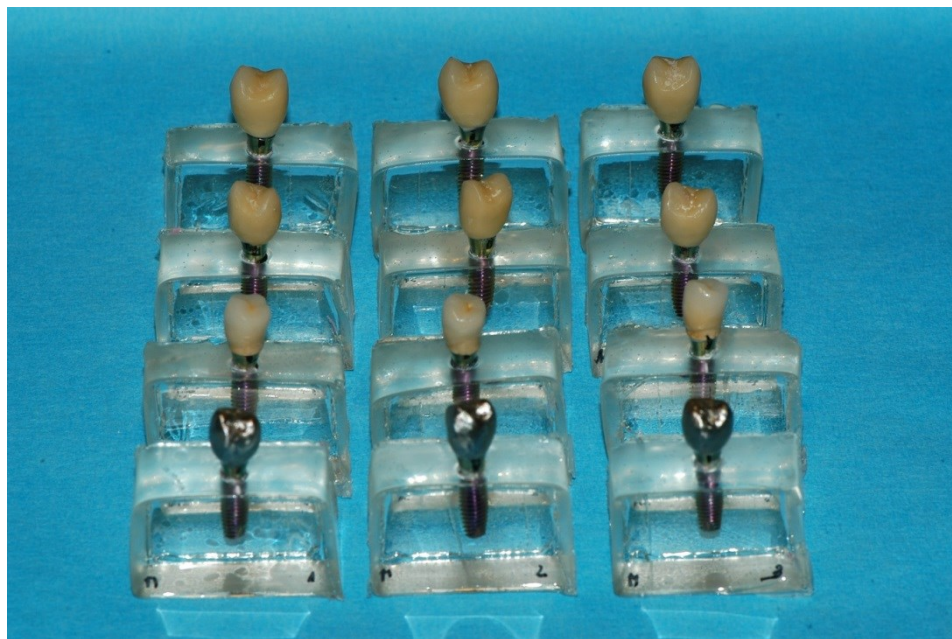


Fig. 5.41. Visió de totes les mostres obtingudes.

Per a obtenir una millor qualitat de les mostres es van aplanar les seves bases dels blocs de resina. Per això es va fer servir una màquina elèctrica de polit amb un disc diamantat a poques revolucions i refrigerat per aigua per evitar l'escalfament de la resina.

5.18. Desenvolupament de l'assaig

L'estudi es va realitzar utilitzant la màquina d'assaigs universals Quasar 5 (Galdabini, Cardano al Campo, Itàlia). Totes les mostres es van posar sobre el suport de la màquina per aplicar les forces compressives, de manera que aquestes forces fossin aplicades de forma paral·lela i centrada a l'eix dels implants. (Fig. 5.42.).

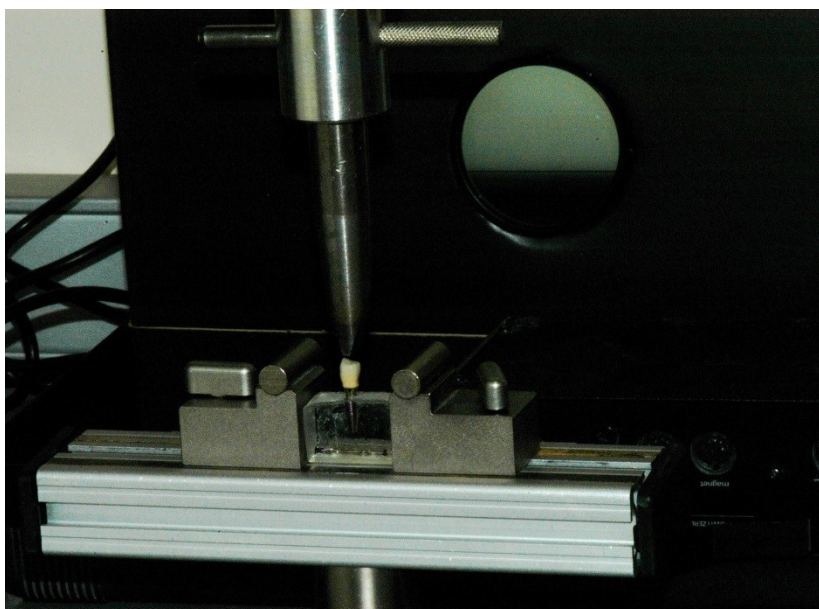


Fig. 5.42. Assaig amb una de les mostres emprant la màquina d'assaigs universal Galdabini Quasar 5.

Es pot observar al fons la font de llum polaritzada (Negatocopi Handyline, Kaiser, Alemanya) i davant seu, una pantalla negra amb el filtre polaritzat Kenko 67 (Tokio, Japó).

A cada una de les mostres es va aplicar una força compressiva de 100, 200 i 300 N. L'aplicació d'aquesta força es va realitzar seguint els passos programats a la màquina

d'assaigs Galdabini: força de 100, 200 i 300 N. En el moment de l'aplicació de les forces, es van realitzar tres fotografies amb la càmera fotogràfica reflex-digital Canon EOS 60D, una a cada moment de la força aplicada de 100, 200 i 300 N. Prèviament, s'havia fet una fotografia de cada mostra abans de l'aplicació de cap força. Per poder fer les fotografies, es va posar un filtre de llum polaritzada circular Hoya 62 a l'objectiu de la càmera de fotografia reflex-digital Canon EOS 60D i un altre filtre, Kenko 67, davant de la llum polaritzada, és a dir, davant del negatoscopi Handyline.

Per a poder veure millor l'enfoc de les imatges i poder centrar millor els diferents models de les mostres, es va muntar un monitor Samsung (Dageu, Corea del Sud) connectat a la càmera de fotografies. (Fig.5.43.)

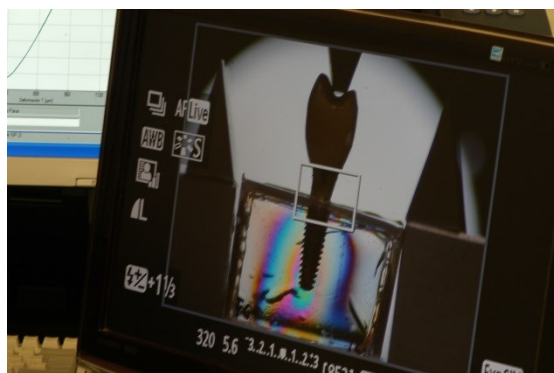


Fig. 5.43. Monitor Samsung amb unes de les imatges d'una de les mostres.

Un cop aplicades les forces verticals de 100, 200 i 300 N a cadascuna de les mostres i fotografiades, les imatges es van bolcar a l'ordinador per a ser analitzades, tant des del punt de vista qualitatiu com quantitatiu.

Totes les mostres van ser fotografiades en el moment que la màquina d'assaigs Galdabini aplicava els 0, 100, 200 i 300 N de força. (Fig. 5.44.)

Cadascuna de les fotografies van ser valorades qualitativament i quantitativament i comparades amb la resta de les fotografies.

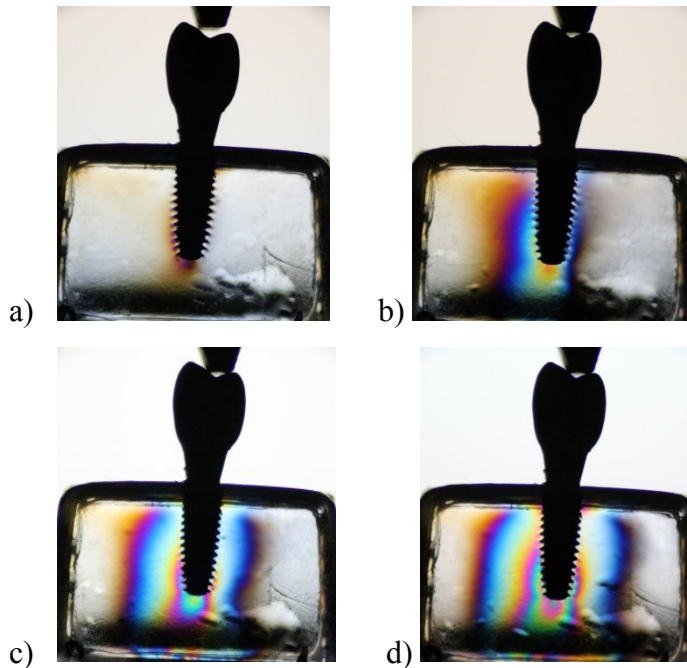


Fig. 5.44. Exemple de fotografia obtinguda en el moment previ a l'aplicació de forces (a) i en el moment de l'aplicació de 100 (b), 200 (c) i 300 (d) N de força.

Totes i cadascuna de les mostres, per poder ser avaluades des d'un punt de vista qualitatiu, van ser estudiades al llarg de tot el cos de l'implant, centrant-nos, especialment, en la seva zona més coronal i apical i es va fer servir la taula de color RGB. (Fig. 5.45.). (Fig. 5.46.).

Color	RGB triplet	Opacity value											Hex triplet
		100%	90%	80%	70%	60%	50%	40%	30%	20%	10%	0%	
Blue	0, 0, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	#0000FF
Cyan	0, 255, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	00FFFF
Green	0, 255, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	00FF00
Magenta	255, 0, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FF00FF
Red	255, 0, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FF0000
Orange	255, 150, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FF9600
Yellow	255, 255, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FFFF00
White	255, 255, 255	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	FFFFFF
Gray	127, 127, 127	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	7F7F7F
Black	0, 0, 0	#FF	#E5	#CC	#B2	#99	#7F	#66	#4C	#33	#19	#00	000000

Fig. 5.45. Taula de colors RGB.

Negre	0	
Gris	0,28	
Blanc	0,45	N 0
Groc pàl·lid	0,60	↓
Taronja	0,80	
Vermell opac	0,90	↓
Púrpura (*)	1,00	N 0,5
Blau fosc	1,08	↓
Blau-verd	1,22	
Verd-groc	1,39	
Taronja	1,63	
Rosa-vermell	1,87	↓
Púrpura (*)	2,00	N 1,5
Verd	2,35	↓
Verd-groc	2,50	
Vermell	2,65	↓
Vermell-verd (*)	3,00	N 2,5
Verd	3,10	↓
Rosa	3,65	↓
Rosa-verd (*)	4,00	N 3,5
Verd	4,15	

Fig. 5.46. Valoració numèrica de la taula de colors RGB quan el fons de la fotografia és blanc.

Amb aquesta taula es va observar el número i color de les franges i la seva relació numèrica segons la taula RGB.

Per a l'estudi de les forces aplicades des del punt de vista quantitatiu, es va fer servir el programa informàtic Matlab.

5.19. Estudi qualitatiu

Per a portar a terme l'estudi qualitatiu es va agafar una fotografia de cadascuna de les diferents mostres: tres de les corones metàl·liques, tres de les corones metall-ceràmica, tres de les metall-composite i tres de les de fibra de carboni-composite sota diferents forces: 100, 200 i 300 N. A les fotografies es va valorar la presència dels diferents colors al voltant dels implants. Segons cadascun dels colors i seguint la taula de colors RGB, es va poder avaluar, qualitativament, les forces rebudes en cadascuna de les zones dels implants, tant en la zona més coronal com en la zona mitja i apical, encara que per a l'estudi ens vàrem centrar, principalment, en la zona més coronal i la més apical de l'implant, (Fig. 5.47.) observant tant el nombre de franges isocromàtiques com els seus colors i, per tant, els seus valors RGB.

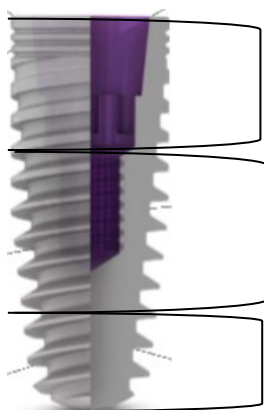


Fig. 5.47. Zones de l'implant on s'ha centrat l'estudi. (www.mis-implants.com)

5.20. Estudi quantitatiu

Per a portar a terme l'estudi quantitatiu es va utilitzar una imatge aleatoria de cadascuna de les diferents mostres: una de les corones metal·liques, una de les corones metall-ceràmica, una de les metall-composite i una de les de fibra de carboni-composite de la força de 300 N.

Per a l'estudi quantitatiu de les franges isocromàtiques, es va fer servir el programa informàtic Matlab. Amb aquest programa es van processar i post-processar les imatges de les mostres obtingudes després de l'assaig de laboratori i d'una proveta de calibratge, a partir de la qual es va realitzar la valoració quantitativa de les franges isocromàtiques i, per tant, de les forces transmeses a la resina en les diferents tipus de mostres.

El primer pas per poder analitzar i processar les imatges obtingudes en l'estudi, va ser la confecció i anàlisi d'una mostra de la resina fotoelàstica utilitzada (Epoxi WWAS/WWB4; Resineco, Barcelona, Espanya) en forma de barra de 20x12 mm (Fig. 5.48). Una cop confeccionada la barra se li va aplicar una força perpendicular en dos punts separats per tal de generar-hi franges isocromàtiques (Fig. 5.49) i poder-ne fer un calibratge per ser utilitzada com a referència per l'anàlisi de les franges isocromàtiques obtingudes de les diferents mostres.

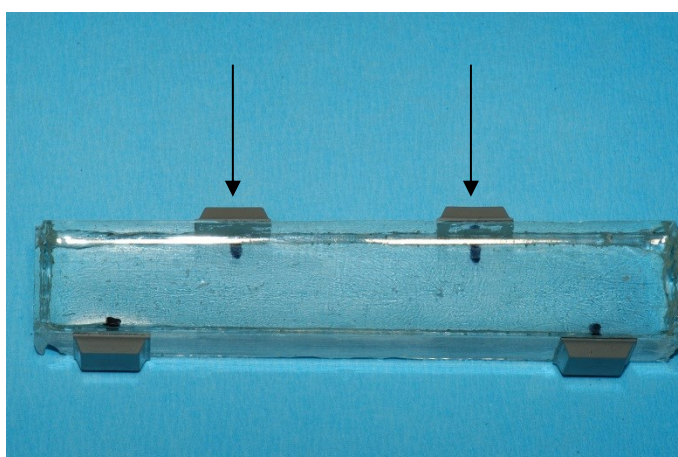


Fig. 5.48. Barra de resina fotoelàstica preparada per aplicar-hi forces i per poder-ne fer el calibratge amb el programa Matlab.

Calibration image

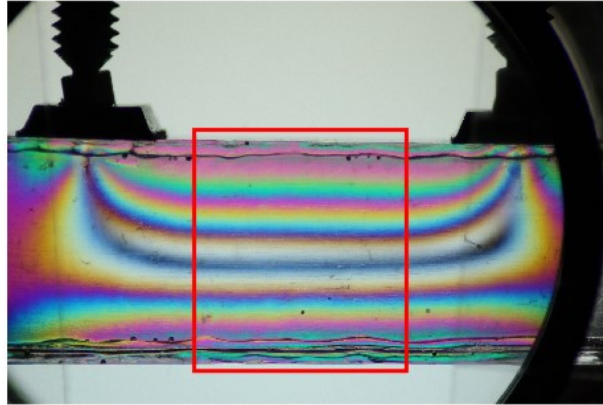


Fig. 5.49. Barra de resina en el moment d'aplicar una de força de 444 N per obtenir les franges isocromàtiques per el calibratge.

La càrrega aplicada sobre la barra va ser de 444 N i l'esquema de la seva aplicació es mostra en la figura 5.50 A. Les franges isocromàtiques obtingudes en la barra es van analitzar mitjançant una escriptura (*script*) pròpia que es va desenvolupar amb el programari Matlab 2014b. Els valors d'entrada al programari (Fig. 5.50 B) van ser els corresponents a la geometria de la proveta o barra de resina (20x12mm), la càrrega aplicada (444 N), la distància entre el punt d'aplicació de la càrrega i el recolzament (20mm) i la constant fotoelàstica de la resina (17.40 N/mm).

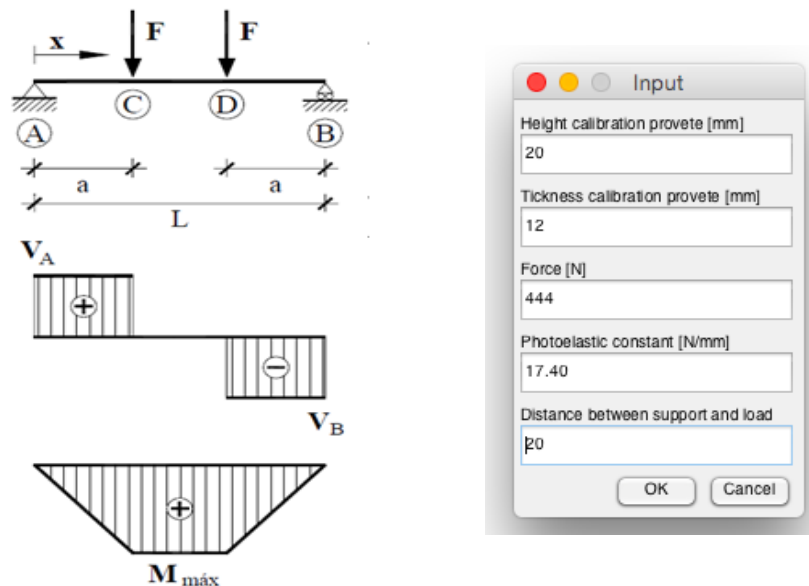


Fig. 5.50. A) Esquema de la flexió en quatre punts aplicats a la proveta per aconseguir un moment flector constant a la zona central. B) Entrada de dades el programari Matlab 2014b per l'obtenció de la matriu de calibratge.

A partir de la imatge de la barra amb les franges es va escollir una zona on hi hagués una distribució lineal de les franges i perpendiculars a la direcció de les forces aplicades (Fig. 5.51.). Aquesta zona, anomenada regió d'interès o ROI (acrònim en anglès de *region of interest*) es va utilitzar per portar a terme el calibratge.

El calibratge es va realitzar en la disposició de polaritzador circular (lents circulars) i en fons blanc (llum polaritzada, en aquest cas un negatoscopi). D'acord amb això, els ordres d'isocromàtiques són els corresponents a $N= 0,5; 1,5; 2,5; 3,5 \dots$, que es distribueixen linealment en la zona de compressió i tracció. La posició $N=0$, color blanc, és la línia neutra de tensió zero. (Fig. 5.51.).

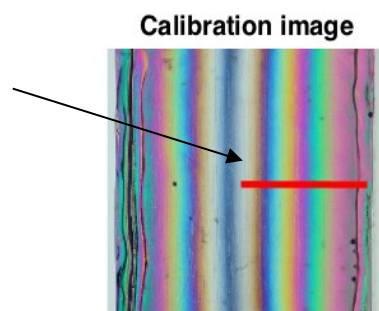


Fig. 5.51. Imatge de la zona de la barra de resina on s'observen les franges isocromàtiques (ROI) i la línia marcada d'on es va prendre la informació de valors N .

Cadascun dels diferents colors que travessa la línia marcada en vermell correspon a un valor N , que va del $N=0$ (color blanc) fins a $N=3,25$ (color rosa). Es va agafar la part de la barra de resina marcada amb la línia vermella i el programa informàtic va dissenyar automàticament la gràfica, tenint en compte de començar des del punt $N=0$ i donant els valors RGB a cada píxel trobat. (Fig. 5.52.)

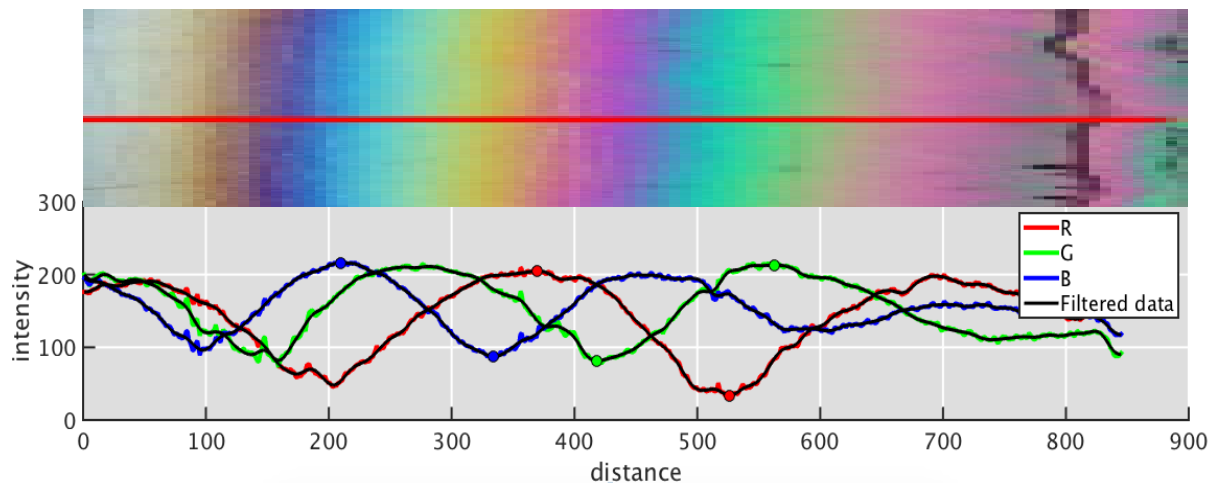


Fig. 5.52. Traç del perfil d'intensitats RGB per a la línia seleccionada des de $N=0$ a $N=3.25$ amb una constant fotoelàstica del material $f=17.40$ N/mm. La distància (*distance*) ve donada en pinxels i la intensitat (*intensity*) en valors RGB (0 a 255).

Cada punt, píxel de color de la línia, conté una quantitat de vermell, verd i blau que determina els valors RGB de la taula de calibratge. (Taula 6.).

N	Rc	Gc	Bc
0,000	169,0	193,0	196,9
0,005	169,4	192,8	196,5
0,011	170,3	192,4	195,6
0,016	170,8	192,3	195,3
0,022	171,9	192,4	194,9
0,027	172,4	192,7	194,9
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.
3,196	138,7	114,3	136,1
3,201	137,1	115,2	135,5
3,207	133,6	117,5	134,2
3,212	131,9	118,9	133,5
3,217	128,5	121,8	132,1
3,223	126,9	123,3	131,3
3,228	125,4	124,8	130,6
3,234	122,9	127,4	129,2
3,239	121,9	128,6	128,4
3,245	120,3	130,4	127,1
3,250	119,8	131,2	126,6

Taula 6. Fragment inicial i final de la taula de calibratge per usar com a Look-Up Table (LUT) en l'algoritme de mètode de Three Fringe Photoelasticity (TFP), que mostra la relació numèrica entre l'ordre d'isocromàtica, N, i els valors de les intensitats RGB.

Per fer la lectura de la taula anterior (Taula 7) de colors RGB s'utilitzà el mètode Three Fringe Photoelasticity (TFP). Aquest mètode utilitza un programa que s'aplica sobre la taula de colors RGB i fa la lectura de tots els píxels de la imatge fins a trobar el valor R, G i B del píxel i donar-li el valor N corresponent. Aquest mètode requereix també un mecanisme anomenat LUT (*Look-Up Table*) que permet al programa anterior realitzar el recorregut per a tota la taula RGB fins a localitzar el valor N de cada píxel de color. El resultat de l'aplicació del mètode TFP és una representació gràfica amb els valors N a cada punt de la línia. (Fig. 5.53.).

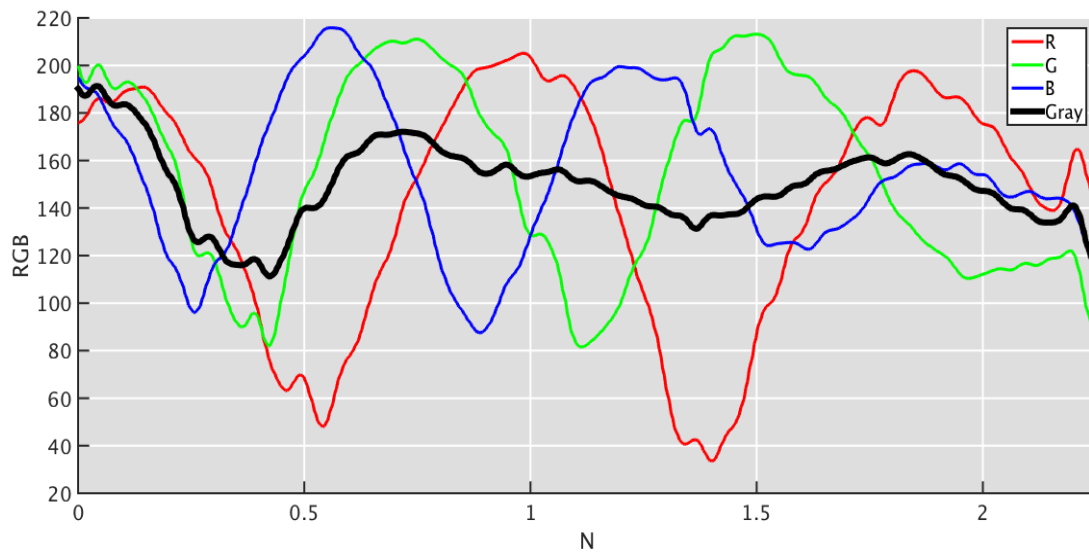


Fig. 5.53. Representació gràfica de la taula de calibratge on es mostra la relació numèrica entre l'ordre d'isocromàtica, N, i els valors de les intensitats RGB.

La línia grisa (*Gray*), representa el valor mig dels tres colors RGB obtinguts. Els valors N de 0.5, 1.5 i 2.5 corresponen als colors púrpura que ens determinen els diferents blocs de colors N i tenen un valor RGB de 140.

Amb aquest calibratge i el programa Matlab es va fer l'anàlisi colorimètrica de les diferents mostres (una imatge per cada material). Per portar a terme això es van realitzar 3 línies vermells perpendiculars a la llargada de l'implant: una a nivell de la part final de la connexió, una a nivell mig de l'implant i una just per sota de la part més apical de l'implant. Amb l'obtenció dels valors RGB de cada línia, el programa ens mostra unes gràfiques (Fig. 5.54.) on s'aprecien els diferents valors de N segons la seva posició i distància de l'implant.

Three Fringe Photoelasticity (TFP). Input image: MET 1 NET 300[N]

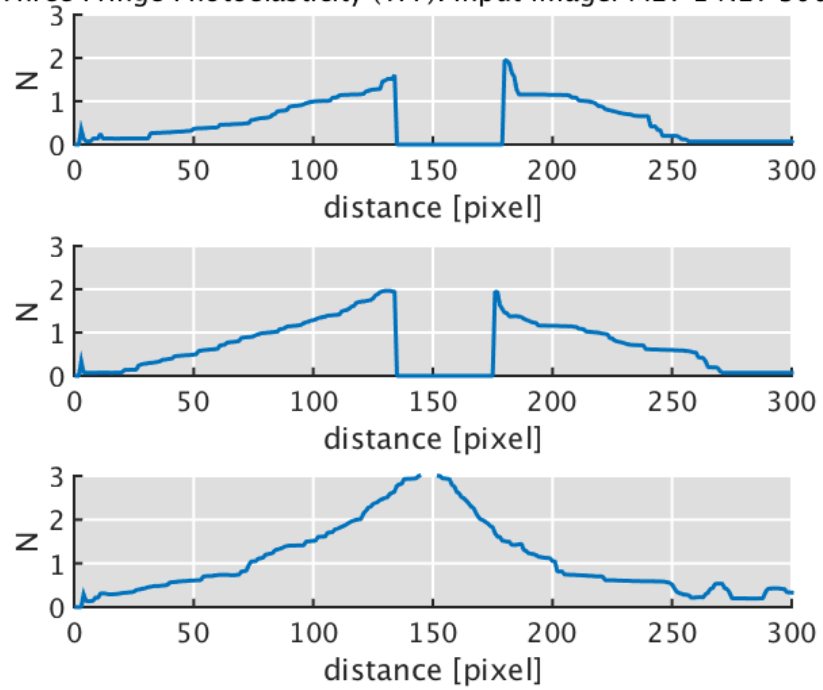


Fig. 5.54. Mostra de la representació gràfica de les forces aplicades a una mostra.

6. RESULTATS

Segons les anàlisis subjectives de les fotografies per a un resultat qualitatiu i seguint la metodologia explicada anteriorment per a obtenir els resultats quantitius, expliquem a continuació els resultats obtinguts.

6.1. Anàlisi qualitativa de les fotografies

6.1.1. Corones metàl·liques

Prèviament a l'aplicació de la força es pot veure, en alguna de les mostres, com existien tensions, encara que mínimes, a la porció més apical de l'implant. (Fig. 6.1.)



Fig. 6.1. Mostra de corona metàl·lica abans de l'aplicació de força.

A l'aplicar 100 N de força sobre la cara oclusiva, es va començar veure una simetria en l'aplicació de les forces, ja que hi havia un costat on les forces eren més intenses que l'altre (Fig 6.2). A més, es podia determinar que hi havia una major concentració de forces en l'apex de l'implant, tot i que començà a veure's una força transmesa en el coll. La quantitat de la força transmesa en les tres mostres on es va aplicar una força de 100 N sobre la corona metàl·lica es detalla a la Taula 7.

Metall 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Taronja N 0,5 • Coll: Taronja N 0
Metall 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau-verd N 0,5 • Coll: Blau-fosc N 0,5
Metall 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 0,5 • Coll: taronja N 0



Taula 7. Fig. 6.2.

A l'augmentar la força a 200 N, en les tres mostres estudiades, augmentava la simetria de la distribució de les forces en ambós costats de l'implant (Fig 6.3). També es veu com augmentava la força transmesa a l'àpex i al coll, sempre predominant la força a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 200 N es detalla a la Taula 8.

Metall 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5
Metall 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: verd N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5
Metall 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5



Taula 8. Fig. 6.3.

A l'augmentar la força a 300 N, en les tres mostres estudiades, augmentava la simetria de la distribució de les forces en ambós costats de l'implant (Fig 6.4). També es veia com augmentava la força transmesa a l'àpex i al coll i continuava predominant la força a la zona de l'àpex dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 300 N es detalla a la Taula 9.

Metall 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Rosa N 2,5 • Coll: Púrpura 1,5
Metall 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5
Metall 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell-verd N 2,5 • Coll: Púrpura N 1,5



Taula 9. Fig. 6.4.

Les forces aplicades, en totes les seves intensitats, donen una major concentració a la zona apical que a la zona coronal. En totes tres mostres, s'observa una força transmesa a la zona coronal igual, havent-hi una lleugera diferència en la força transmesa a la zona apical d'una de les mostres (mostra 1) tot i que molt lleugera. (Fig. 6.5.)

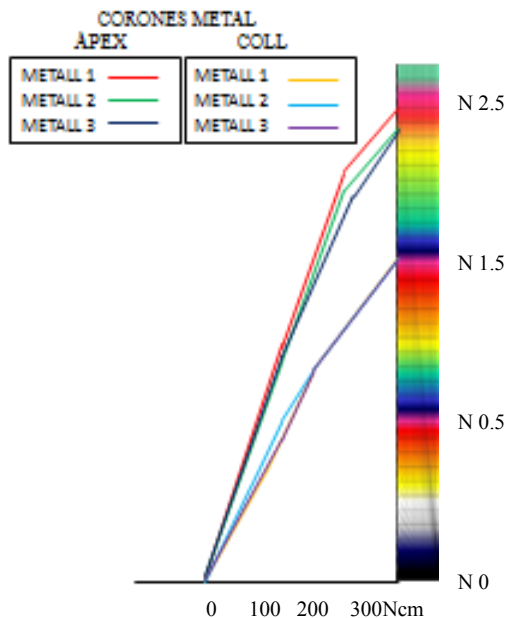


Fig. 6.5.

Fig.6.5. Representació gràfica de les forces transmeses en les diferents càrregues aplicades 100, 200 i 300 N en relació al colors de l'ASTM (American Society of Testing Material) dels colors RGB, representats en una columna.

6.1.2. Corones metall-ceràmica

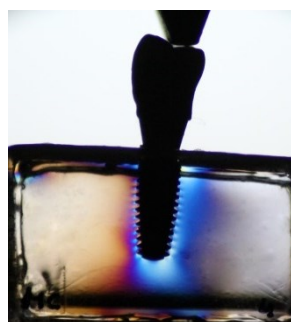
Prèviament a l'aplicació de la força es podia veure com existien tensions, encara que molt lleument, a la porció més apical de l'implant. (Fig.6.6.)



Fig. 6.6. Mostra de corona metall-ceràmica abans de l'aplicació de força..

A l'aplicar 100 N de força sobre la cara oclusiva de la corona, es va començar veure una simetria en l'aplicació de les forces, encara que hi havia un costat on les forces eren més intenses que l'altre (Fig 6.7). A més, es podia observar com hi ha una major concentració de forces en l'apex de l'implant, encara que es va començar a veure una força transmesa en el coll de l'implant. La quantitat de la força transmesa en les tres mostres de corones metall-ceràmica de l'estudi on es va aplicar una força de 100 N es detalla a la Taula 10.

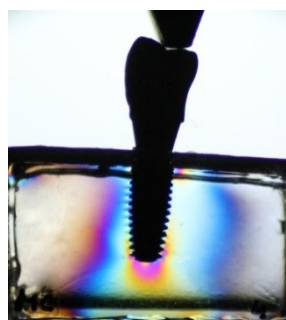
Metall-ceràmica 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Blanc N 0
Metall-ceràmica 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Blanc N 0
Metall-ceràmica 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Blanc N 0



Taula 10. Fig. 6.7.

A l'augmentar la força aplicada a 200 N, en les tres mostres estudiades, augmentava la simetria de la distribució de les forces transmeses en ambós costats de l'implant (Fig 6.8). També es podia observar com va augmentar la força transmesa a l'apex i al coll, encara que hi predominava la força transmesa a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 200 N es detalla a la Taula 11.

Metall-ceràmica 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Púrpura N 1,5 • Coll: Taronja N 0
Metall-ceràmica 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd N 1,5 • Coll: Taronja N 0
Metall-ceràmica 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd N 1,5 • Coll: Taronja N 0



Taula 11. Fig. 6.8.

A l'augmentar la força aplicada a 300 N en les totes les mostres estudiades en les corones metall-ceràmica, augmentava la simetria de la distribució de les forces en ambós costats de l'implant (Fig 6.9). També es podia apreciar com augmentava la força transmesa a l'apex i al coll i hi continuava predominant la força transmesa a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 300 N es detalla a la Taula 12.

Metall-ceràmica 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Púrpura 1,5
Metall-ceràmica 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5
Metall-ceràmica 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5

Taula 12.

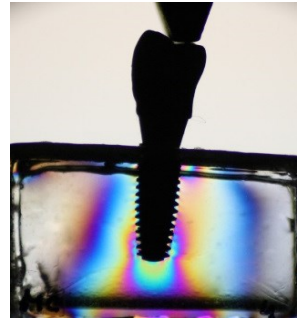


Fig. 6.9.

Les forces aplicades, en totes les seves intensitats, donen una major concentració a la zona apical que a la zona coronal. En les mostres de metall-ceràmica, es dona una característica que no es dona en la resta de materials i és que amb l'aplicació de la força de 200 N, en totes tres mostres, hi ha una disminució de la força transmesa a la zona coronal per, posteriorment, augmentar de forma significativa a l'aplicar els 300 N de força, acabant, en totes les mostres, en uns valors molt similars.(Fig. 6.10.).

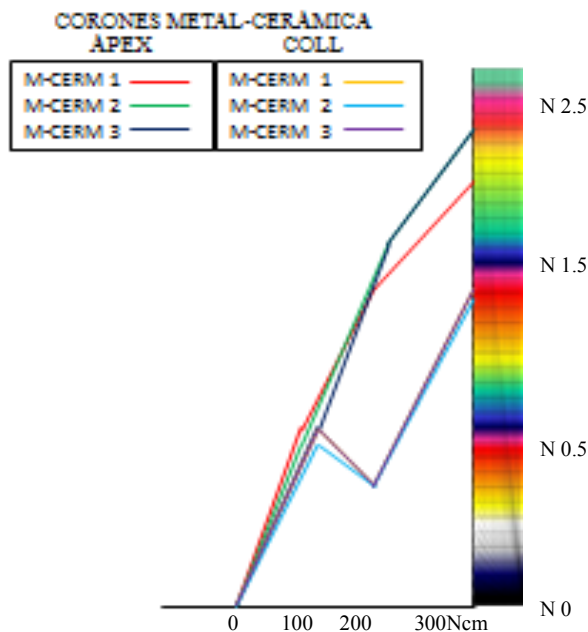


Fig. 6.10.

Fig.6.10. Representació gràfica de les forces transmeses en les diferents càrregues aplicades 100, 200 i 300 N, en relació al colors de l'ASTM (American Society of Testing Material) dels colors RGB, representats en una columna.

6.1.3. Corones metall-composite

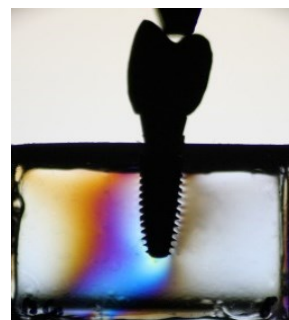
Prèviament a l'aplicació de la força es podia veure com existien unes mínimes tensions a la porció més apical de l'implant.(Fig. 6.11)



Fig. 6.11. Mostra de corona metall-composite abans de l'aplicació de força.

A l'aplicar una força de 100 N sobre la cara oclusiva de la corona metall-composite, es començà a veure una simetria en l'aplicació de les forces, tot i que hi havia una presència de franges isocromàtiques en un costat més que en l'altre. (Fig 6.12). A més, podíem observar com es concentraven més forces transmises a nivell apical de l'implant que a la seva part més coronal. La quantitat de la força transmesa en les tres mostres de corones metall-composite on es va aplicar una força de 100N es detalla a la Taula 13.

Metall-composite 1	<ul style="list-style-type: none">• Àpex: Blau-verd N 0,5• Coll: Púrpura N 0,5
Metall-composite 2	<ul style="list-style-type: none">• Àpex: Blau-verd N 0,5• Coll: Púrpura N 0,5
Metall-composite 3	<ul style="list-style-type: none">• Àpex: Blau-groc N 0,5• Coll: Púrpura N 0,5



Taula 13.

Fig. 6.12.

A l'augmentar la força aplicada a 200 N, en les tres mostres estudiades, s'observava com augmentava la simetria de la distribució de les forces transmeses en ambós costats de l'implant (Fig 6.13) encara que continuava havent-hi més força transmesa a un costat que a l'altre. També es podia observar com anava augmentant la força transmesa, tant a l'àpex com a la seva part apical, encara que hi predominava la força transmesa a aquesta zona apical. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 200 N es detalla a la Taula 14.

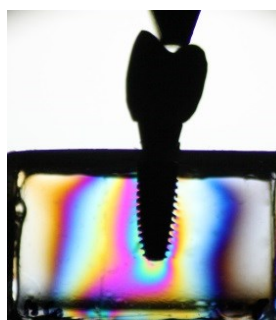
Metall-composite 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Púrpura N 1,5 • Coll: Taronja N 0
Metall-composite 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Púrpura N 1,5 • Coll: Taronja N 0,5
Metall-composite 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd N 1,5 • Coll: Taronja N 0



Taula 14. Fig. 6.13.

A l'augmentar la força aplicada a 300 N, en les totes les mostres estudiades en les corones metall-composite, s'apreciava com augmentava la simetria de la distribució de les forces en ambós costats de l'implant (Fig 6.14). També augmentava la força transmesa a l'àpex i al coll tot i que hi continuava predominant la força transmesa a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 300 N es detalla a la Taula 15.

Metall-composite 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura 1,5
Metall-composite 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5
Metall-composite 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5



Taula 15. Fig. 6.14.

Les forces aplicades, en totes les seves intensitats, donen una major concentració a la zona apical que a la zona coronal. En totes tres mostres, els valors transmesos a la zona apical i coronal són iguals.(Fig. 6.15.)

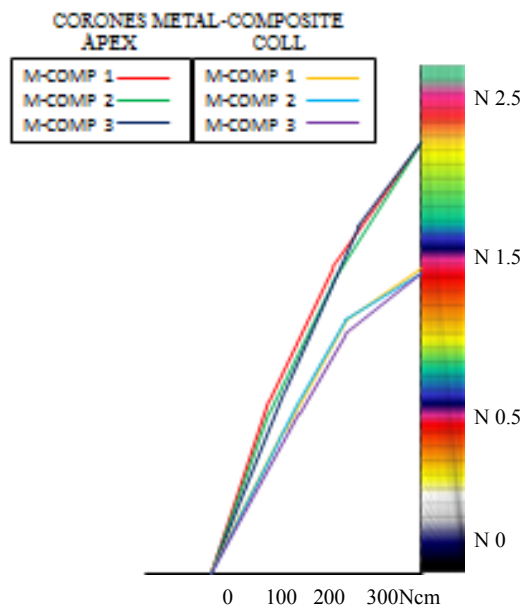


Fig. 6.15.

Fig.6.15. Representació gràfica de les forces transmeses en les diferents càrregues aplicades 100, 200 i 300 N, en relació al colors de l'ASTM (American Society of Testing Material) dels colors RGB, representats en una columna.

6.1.4. Corones fibra de carboni-composite

Prèviament a l'aplicació de la força es podia observar com existien tensions, encara que mínimes, a la porció més apical de l'implant. (Fig. 6.16.)

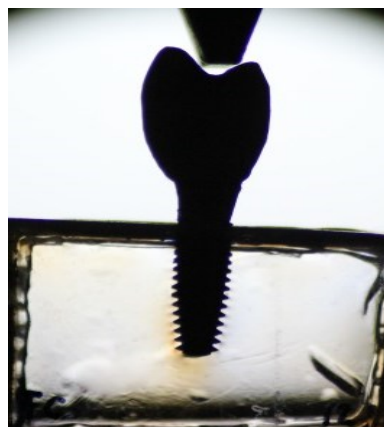


Fig. 6.16. Mostra de corona fibra de carboni-composite abans de l'aplicació de força.

A l'aplicar 100 N de força sobre la cara oclusiva de la corona de fibra de carboni-composite, s'inicià una simetria en la transmissió de les forces, encara que hi havia un costat on les forces eren més apreciables que a l'altre (Fig 6.17). A més, també podíem veure com hi havia una major concentració de forces transmeses a l'àpex de l'implant, encara que es començà a veure una força transmesa en la seva part més coronal. La quantitat de la força transmesa en les tres mostres de corones fibra de carboni-composite de l'estudi on es va aplicar una força de 100N es detalla a la Taula 16.

Fibra carboni-composite 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Blau fosc N 0,5
Fibra carboni-composite 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Blau fosc N 0,5
Fibra carboni-composite 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Blau fosc N 0,5 • Coll: Púrpura N 0,5

Taula 16.

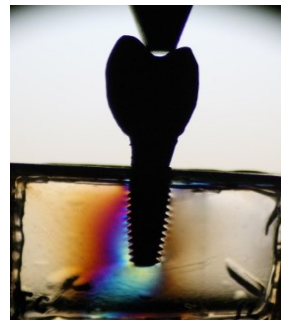


Fig. 6.17.

A l'augmentar la força aplicada a 200 N, en les tres mostres estudiades, va augmentar la simetria de la distribució de les forces transmeses en ambós costats de l'implant (Fig 6.18). També podíem observar com augmentava la força transmesa a l'àpex i al coll, tot i que hi predominava la força transmesa a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 200 N es detalla a la Taula 17.

Fibra carboni-composite 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Púrpura N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5
Fibra carboni-composite 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5
Fibra carboni-composite 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Púrpura N 1,5 • Coll: Blau-verd N 0,5

Taula 17.

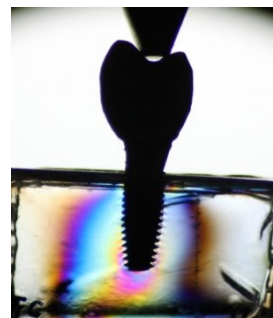
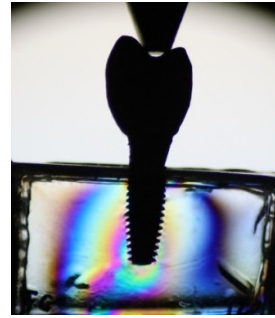


Fig. 6.18.

A l'augmentar la força aplicada a 300 N, en totes les mostres estudiades amb les corones de fibra de carboni-composite, augmentà la simetria de la distribució de les forces en ambós costats de l'implant (Fig 6.19). També es va poder apreciar com augmentava la força transmesa a l'àpex i al coll i predominant-hi la força transmesa a la zona apical dels implants. La quantitat subjectiva de força transmesa a l'aplicar 300 N es detalla a la Taula 18.

Fibra carboni-composite 1	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Púrpura N1,5
Fibra carboni-composite 2	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Vermell N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5
Fibra carboni-composite 3	<ul style="list-style-type: none"> • Àpex: Verd-groc N 1,5 • Coll: Púrpura N 1,5



Taula 18.

Fig. 6.19.

Les forces aplicades, en totes les seves intensitats, donen una major concentració a la zona apical que a la zona coronal. Es pot observar com una de les mostres, mostra 2, ens va donar un valor lleugerament superior de N de la força transmesa a l'àpex de l'implant que les altres dues. En canvi, totes tres mostres ens van donar valors iguals en la zona coronal. (Fig. 6.20.)

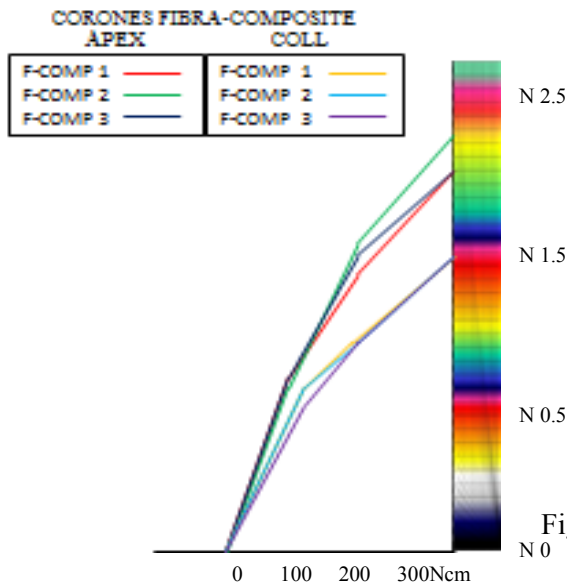


Fig. 6.20.

Fig.6.20. Representació gràfica de les forces transmeses en les diferents càrregues aplicades 100, 200 i 300 N, en relació al colors de l'ASTM (American Society of Testing Material) dels colors RGB, representats en una columna.

Comparativa de les imatges obtingudes

En les següents imatges (Fig. 6. 21.) podem observar una mostra de cadascuna de les corones fabricades per a l'estudi on hi podem comparar la transmissió de les forces aplicades a 300 N.

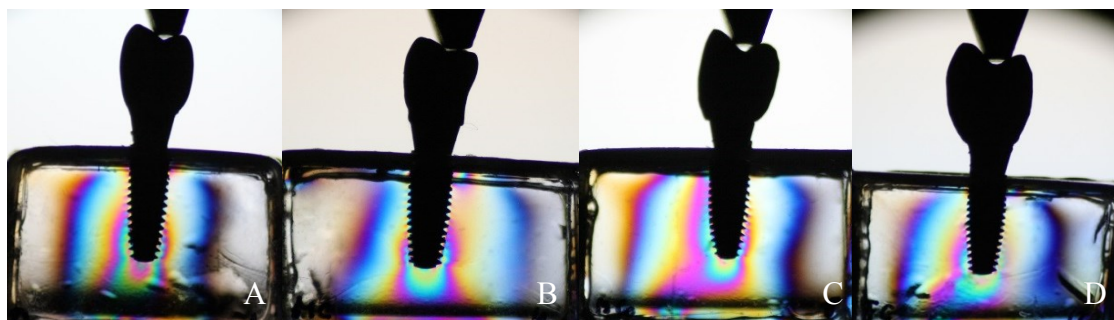


Fig. 6.21. Imatges d'una mostra de cadascun dels materials emprats a 300 N de força aplicada. A) Metall. B) Metall-ceràmica. C) Metall-composite. D) Fibra de carboni-composite.

En aquestes imatges ampliades (Fig. 6. 22.), es va poder apreciar una major intensitat i presència de franges isocromàtiques en les corones de metall principalment, apareguint en la seva totalitat la frange de color púrpura i apareguint el següent color vermell-verd. En la resta d'imatges, es va poder apreciar com la frange púrpura només s'incinua, especialment en la de fibra de carboni, donant, en aquest cas, unes franges menys marcades, més difuses que en la resta de materials. Es va poder apreciar que, en tots els casos, hi ha un punt de màxima expressió de les franges isocromàtiques en l'extrem més apical dels implants.

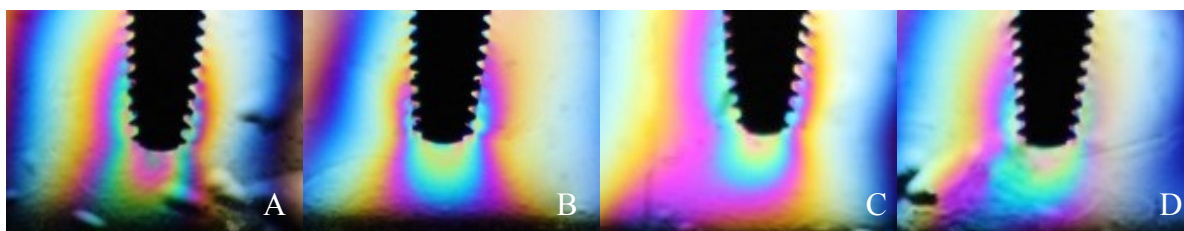


Fig. 6.22. Ampliació de les mostres en la seva zona apical. A) Metall. B) Metall-ceràmica. C) Metall-composite. D) Fibra de carboni-composite

6.2. Anàlisi quantitativa de les fotografies

Mitjançant l'ús del programa informàtic Matlab, es va realitzar la quantificació de les imatges obtingudes en una mostra de cada material amb l'aplicació de 300 N de força.

6.2.1. Corones metàl·liques

Podem observar en la imatge (Fig. 6.23.) una mostra de corona metàl·lica amb l'aplicació de 300 N de força.



Fig. 6.23. Disposició de la càrrega de la proveta MET 300 N

Per a l'estudi quantitatiu es van marcar tres línies horitzontals (Fig. 6.24.): una a nivell de la part final de la connexió, una a nivell de la meitat de l'implant i una a nivell apical.

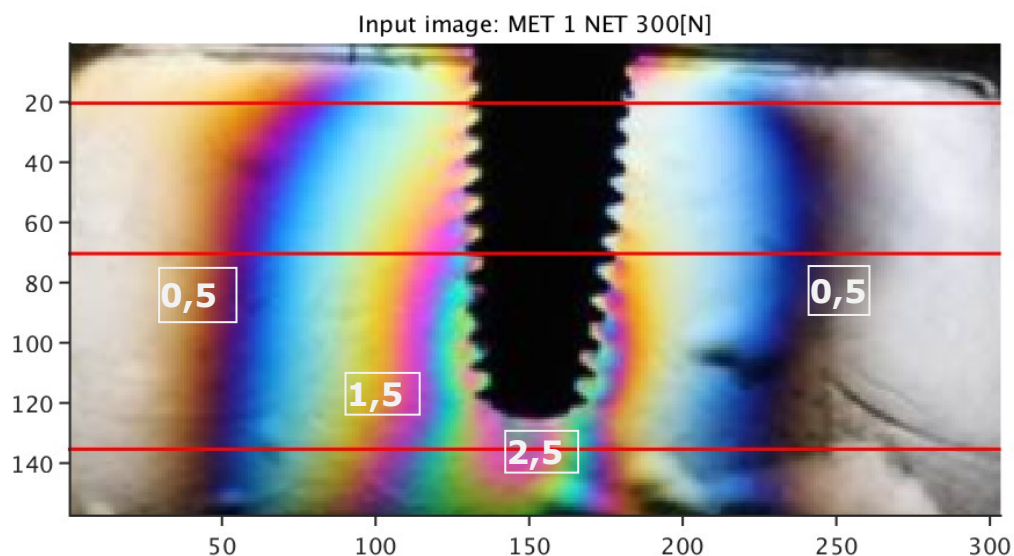


Fig. 6.24. Selecció de les tres línies d'estudi: zona cervical, intermèdia a la meitat de l'implant i zona de l'àpex. La imatge ha estat preprocessada amb un filtre espacial tipus Gaussià amb una màscara de dimensió 3x3. Isocromàtiques $N=0,5$ i $N=1,5$ i $N=2,5$ en la zona de l'àpex.

Amb les imatges obtingudes i a nivell de les línies marcades, s'obté, mitjançant el programa Matlab les gràfiques (Fig. 6.25.) que ens mostren els nivells de color RGB (Vermell, Verd, Blau) segons la distància a l'implant calculat en píxels. Cada una de les tres gràfiques, corresponen a la línia més coronal, a la línia mitja i a la línia apical. Es pot observar que a la part central de les gràfiques coronal i mitja, els valors RGB són igual a 0, ja que correspon al color negre, color amb el que es veu la imatge de l'implant. En canvi, a la part apical, hi ha valors RGB al llarg de tota la línia, ja que aquesta està marcada per sota de l'àpex.

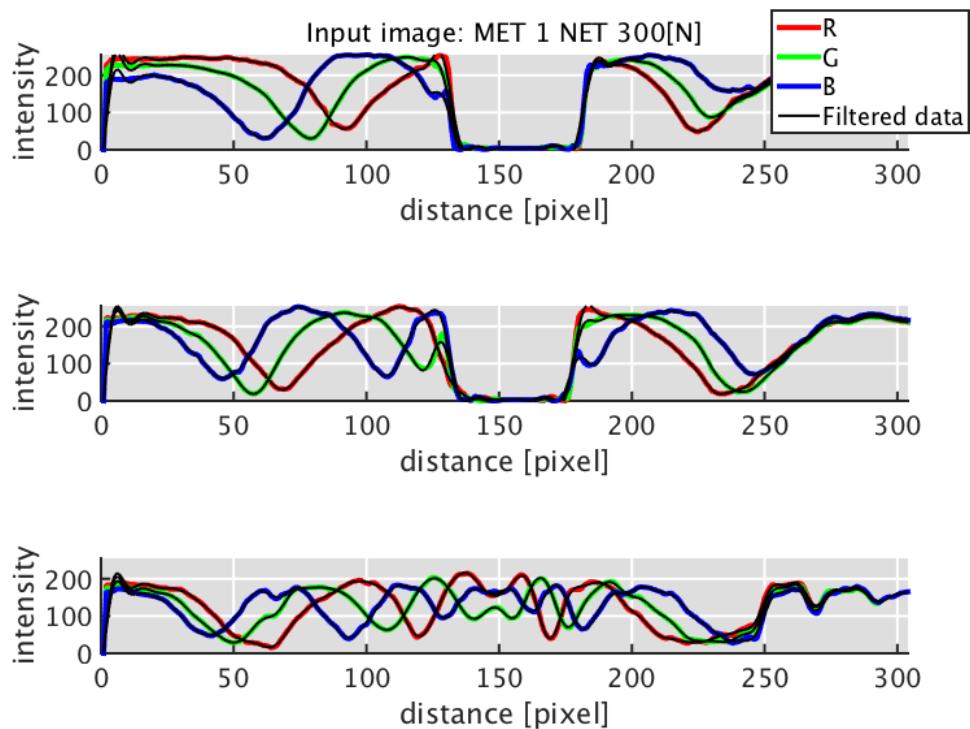


Fig. 6. 25. Perfils d'intensitat per les línies seleccionades. Es mostra el perfil obtingut sense filtrar i amb filtrat temporal no causal tipus Butterworth d'ordre $n=5$ i freqüència de tall normalitzada $F_c=0.099$ [Hz].

Amb l'anàlisi dels valors RGB, es confeccionen les gràfiques (Fig. 6.26.) on s'observa la intensitat (Valor N) de cada línia marcada a la imatge d'estudi i la seva variació d'intensitat a mesura que s'allunya de l'implant. Com es pot observar el màxim valor d'intensitat es dona en la part apical, arribant a $N=3$, mentre que a la part coronal i mitja tot just arriben a $N=2$.

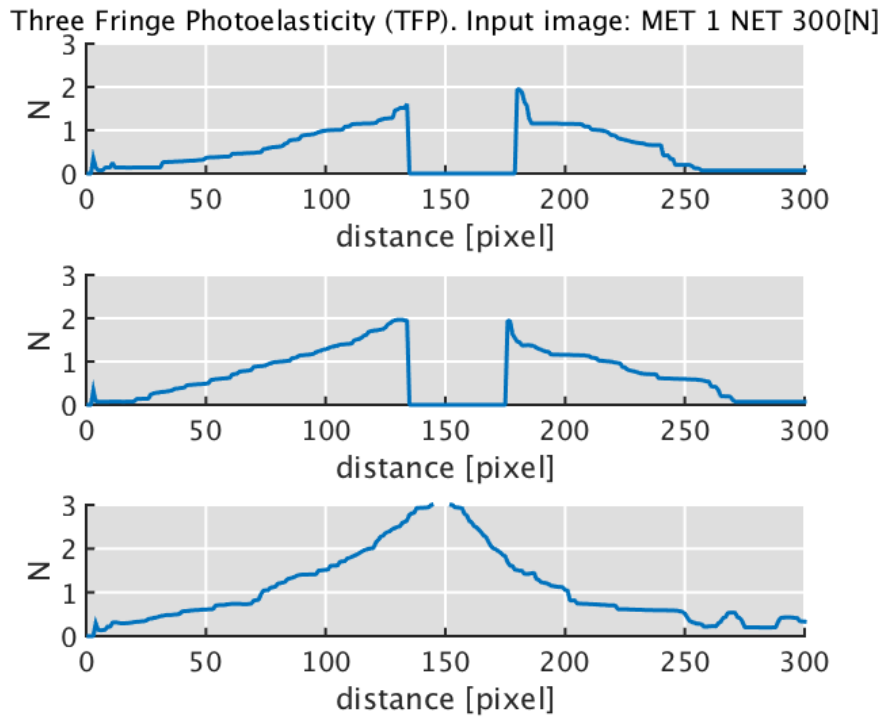


Fig. 6.26. Reconstrucció de l'ordre isocromàtic amb el mètode de Three Fringe Photoelasticity (TFP) amb cerca segons la Look-Up Table (LUT) de calibratge.

6.2.2. Corones metall-ceràmica

Podem observar en la imatge (Fig. 6.27.) una mostra de corona metall-ceràmica amb l'aplicació de 300 N de força.

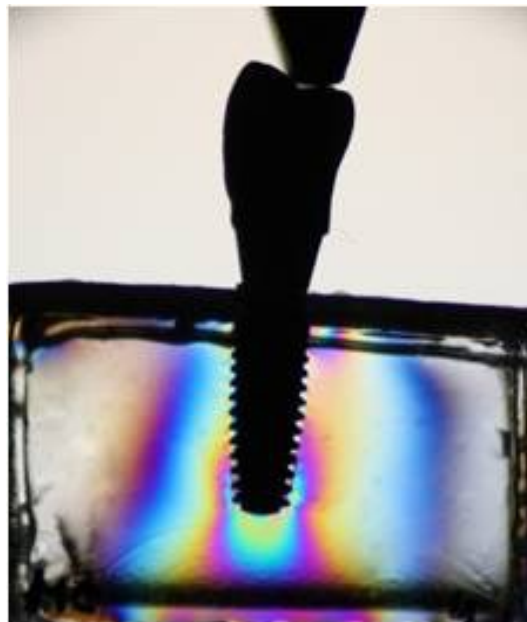


Fig. 6.27. Disposició de la càrrega de la proveta MCER 300 N.

Per a l'estudi quantitatiu hem marcat tres línies horitzontals (Fig. 6.28.): una a nivell de la part final de la connexió, una a nivell de la meitat de l'implant i una a nivell apical.

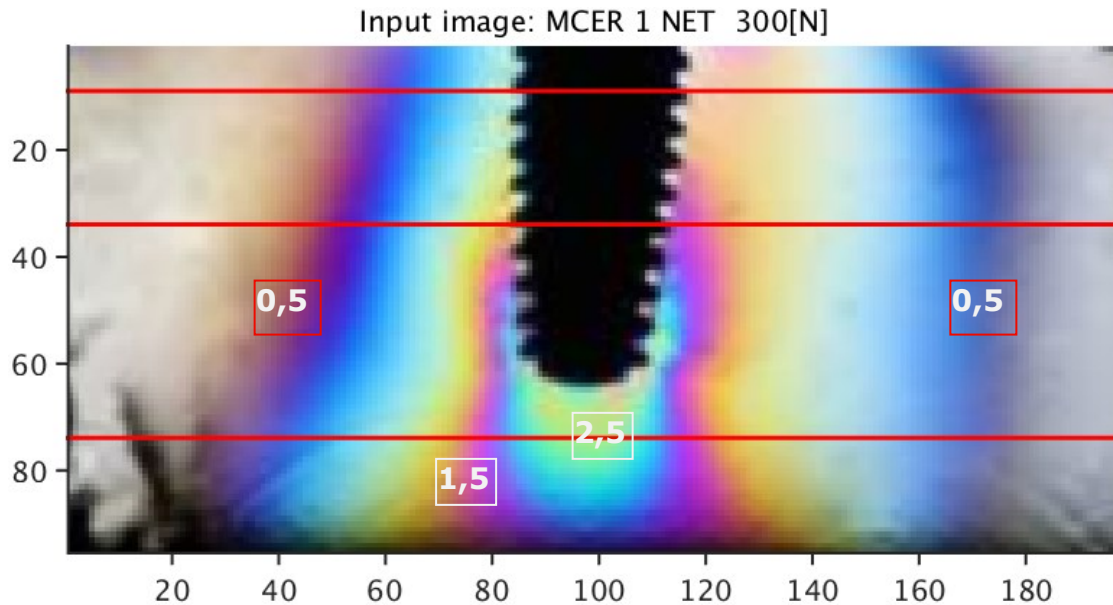


Fig. 6.28. Selecció de les tres línies d'estudi: zona cervical, intermèdia a la meitat de l'implant i zona de l'apex. La imatge ha estat preprocessada amb un filtre espacial tipus Gaussià amb una màscara de dimensió 3x3. Isocromàtiques $N=0,5$, $N=1,5$ i $N=2,5$ en la zona de l'apex.

Amb les imatges obtingudes i a nivell de les línies marcades, s'obté, mitjançant el programa Matlab les gràfiques (Fig. 6.29.) que ens mostren els nivells de color RGB (Vermell, Verd, Blau) segons la distància a l'implant calculat en píxels

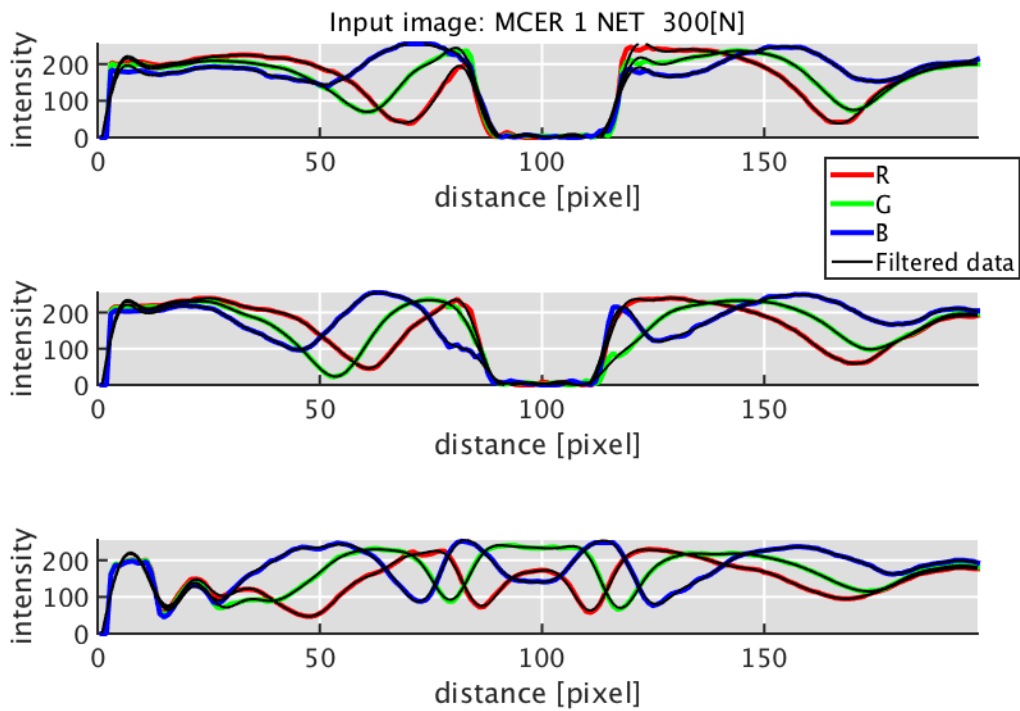


Fig. 6.29. Perfils d'intensitat per les línies seleccionades. Es mostra el perfil obtingut sense filtrar i amb filtrat temporal no causal tipus Butterworth d'ordre $n=5$ i freqüència de tall normalitzada $F_c=0.099$ [Hz].

Amb l'anàlisi dels valors RGB, es confeccionen les gràfiques (Fig. 6.30.) on s'observa la intensitat (Valor N) de cada línia marcada a la imatge d'estudi i la seva variació d'intensitat a mesura que s'allunya de l'implant. Com es pot observar el màxim valor d'intensitat es dona en la part apical, arribant a $N=2.5$, mentre que a la part coronal tot just arriba a $N=1$ i la part mitja a $N=2$.

Three Fringe Photoelasticity (TFP). Input image: MCER 1 NET 300[N]

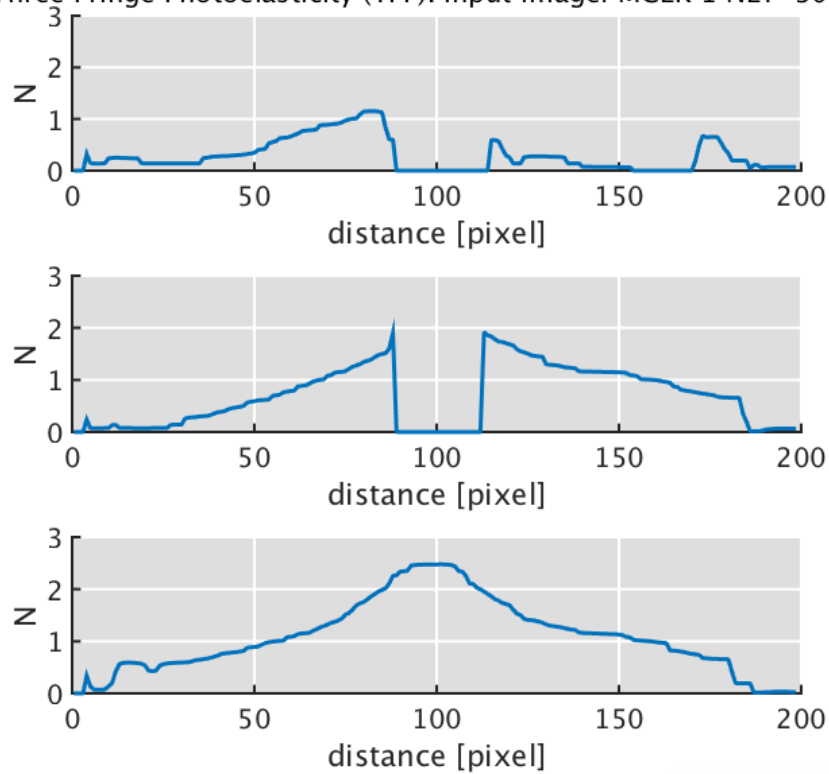


Fig. 6.30. Reconstrucció de l'ordre isocromàtic amb el mètode de Three Fringe Photoelasticity (TFP) amb cerca segons la Look-Up Table (LUT) de calibratge.

6.2.3. Corones metall-composite

Podem observar en la imatge (Fig. 6.31.) una mostra de corona metall-composite amb l'aplicació de 300 N de força.

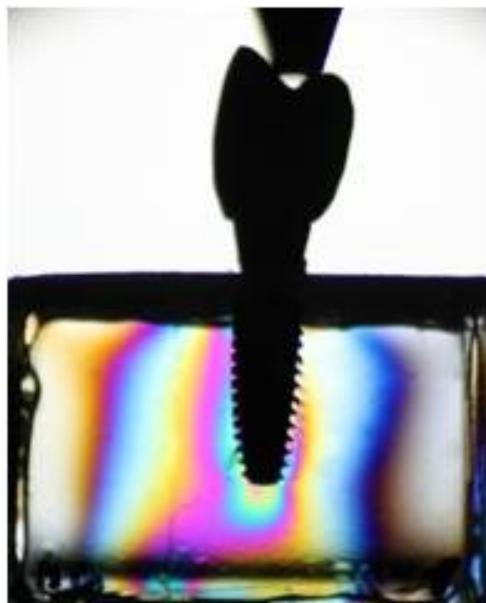


Fig. 6.31. Disposició de la càrrega de la proveta MCOM 300 N.

Per a l'estudi quantitatiu hem marcat tres línies horitzontals (Fig. 6.32.): una a nivell de la part final de la connexió, una a nivell de la meitat de l'implant i una a nivell apical.

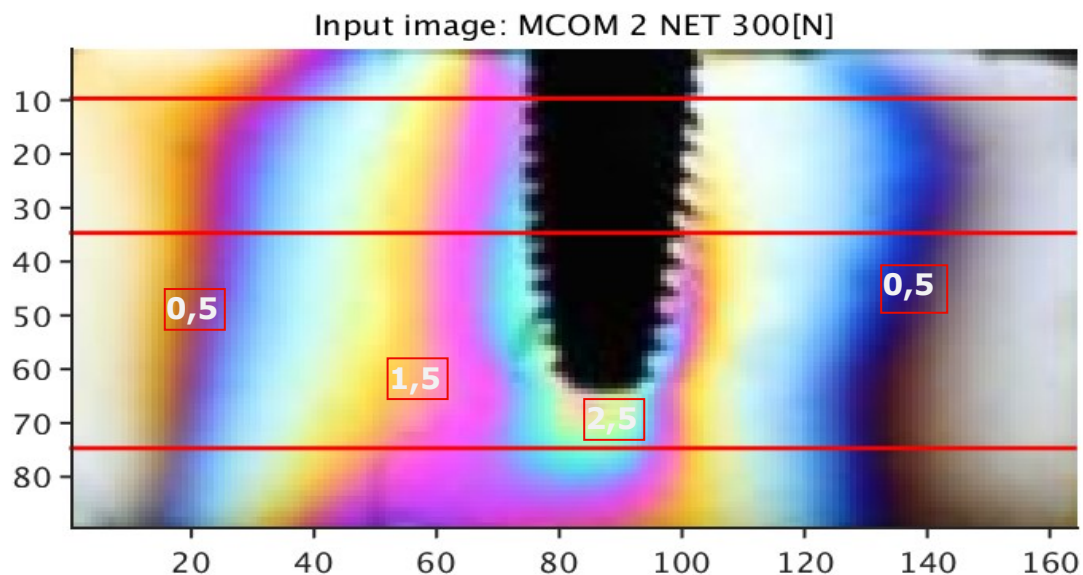


Fig. 6.32. Selecció de les tres línies d'estudi: zona cervical, intermèdia a la meitat de l'implant i zona de l'àpex. La imatge ha estat preprocessada amb un filtre espacial tipus Gaussià amb una màscara de dimensió 3x3. Isocromàtiques $N=0,5$ i $N=1,5$ i just l'aparició de $N=2,5$ en la zona de l'àpex.

Amb les imatges obtingudes i a nivell de les línies marcades, s'obté, mitjançant el programa Matlab les gràfiques (Fig. 6.33.) que ens mostren els nivells de color RGB (Vermell, Verd, Blau) segons la distància a l'implant calculat en píxels.

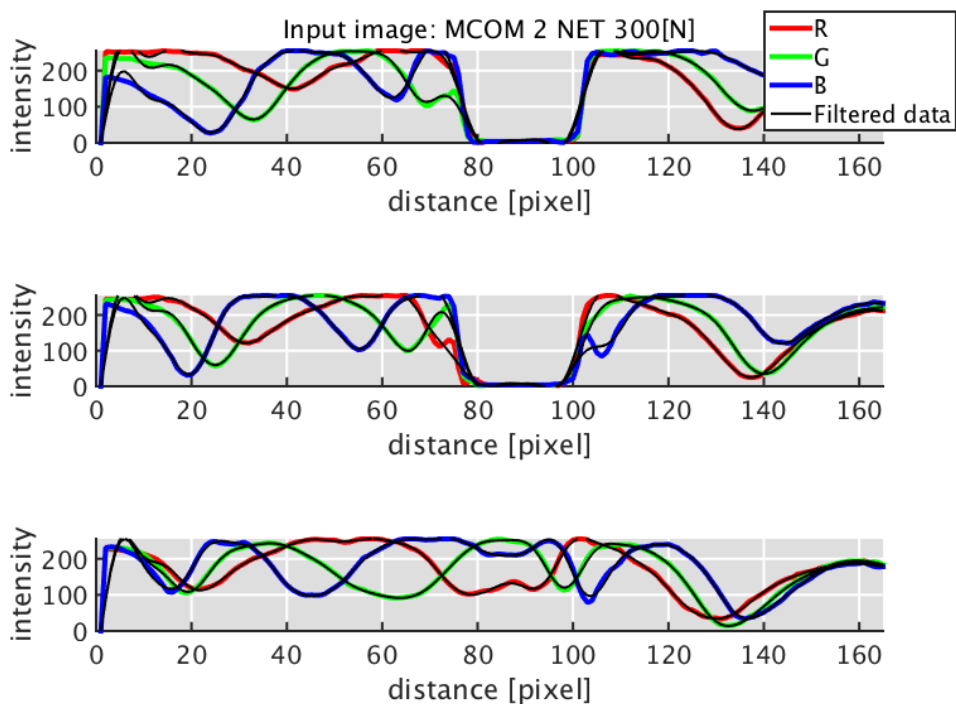


Fig. 6.33. Perfils d'intensitat per les línies seleccionades. Es mostra el perfil obtingut sense filtrar i amb filtrat temporal no causal tipus Butterworth d'ordre $n=5$ i freqüència de tall normalitzada $F_c=0.099$ [Hz].

Amb l'anàlisi dels valors RGB, es confeccionen les gràfiques (Fig. 6.34.) on s'observa la intensitat (Valor N) de cada línia marcada a la imatge d'estudi i la seva variació d'intensitat a mesura que s'allunya de l'implant. Com es pot observar el màxim valor d'intensitat es dona en la part apical, arribant a sobrepassar el valor de $N=2$, mentre que a la part coronal i mitja tot just arriben a $N=2$.

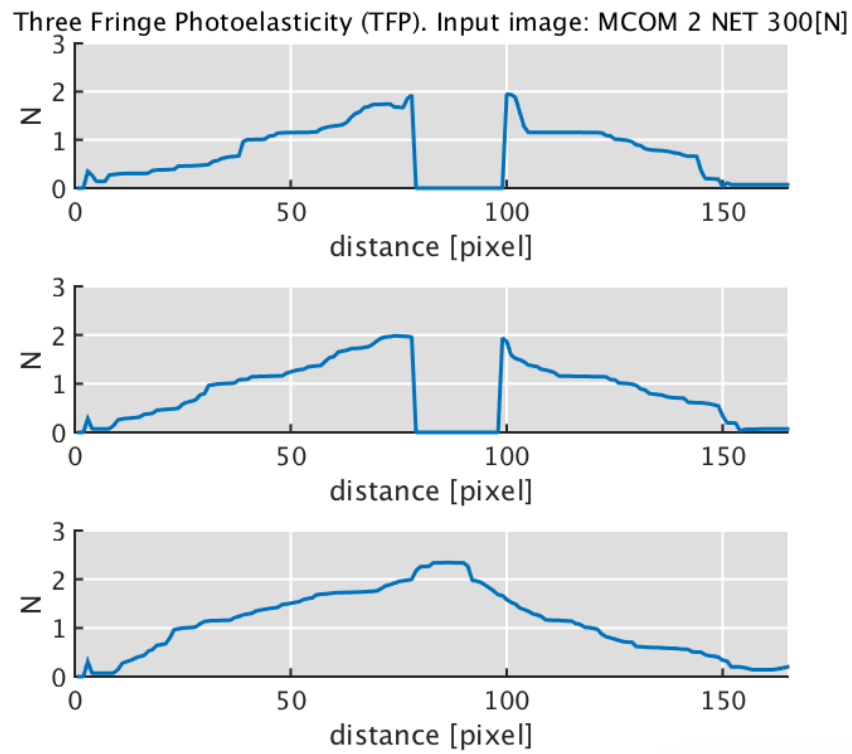


Fig. 6.34. Reconstrucció de l'ordre isocromàtic amb el mètode de Three Fringe Photoelasticity (TFP) amb cerca segons la Look-Up Table (L UT) de calibratge.

6.2.4. Corones fibra de carboni-composite

Podem observar en la imatge (Fig. 6.35.) una mostra de corona metall-composite amb l'aplicació de 300 N de força.

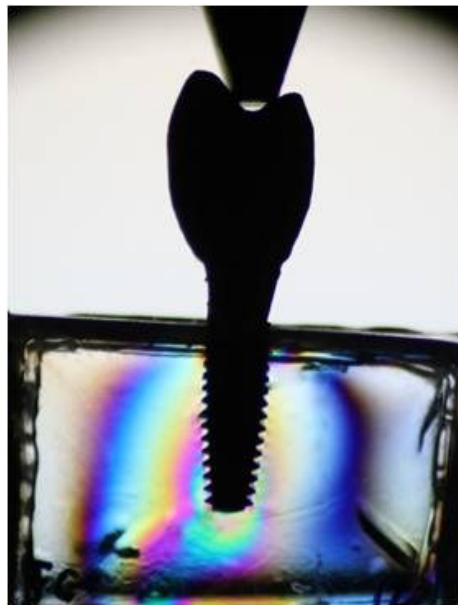


Fig. 6.35. Disposició de la càrrega de la proveta FIBRA 300 N.

Per a l'estudi quantitatiu hem marcat tres línies horitzontals (Fig. 6.36.): una a nivell de la part final de la connexió, una a nivell de la meitat de l'implant i una a nivell apical.

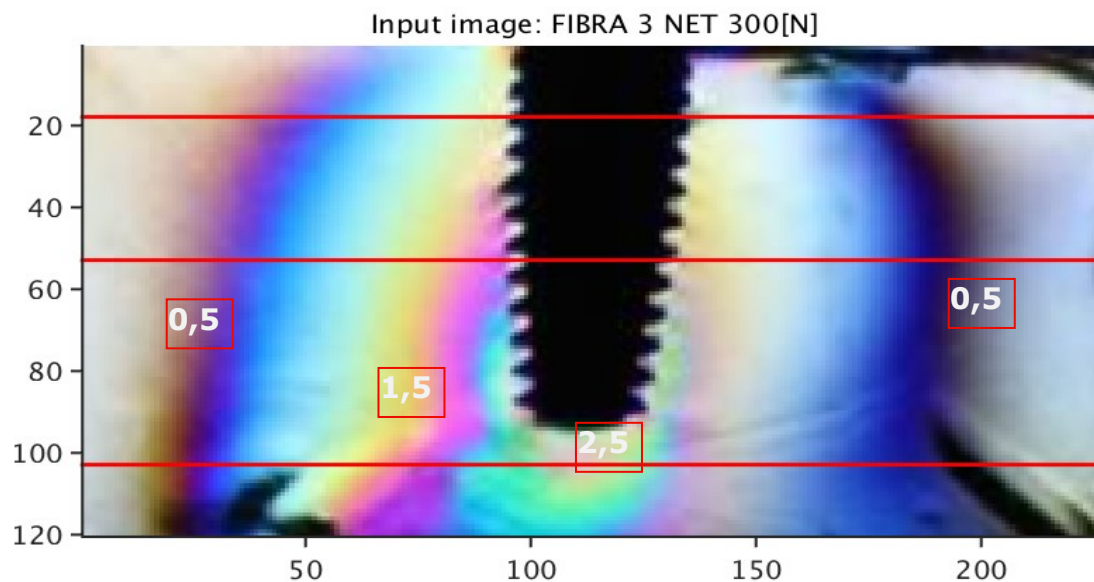


Fig. 6.36. Selecció de les tres línies d'estudi: zona cervical, intermèdia a la meitat de l'implant i zona de l'àpex. La imatge ha estat preprocessada amb un filtre espacial tipus Gaussià amb una màscara de dimensió 3x3. Isocromàtiques $N=0,5$ i $N=1,5$ i just l'aparició de $N=2,5$ en la zona de l'àpex.

Amb les imatges obtingudes i a nivell de les línies marcades, s'obté, mitjançant el programa Matlab les gràfiques (Fig. 6.37.) que ens mostren els nivells de color RGB (Vermell, Verd, Blau) segons la distància a l'implant calculat en píxels.

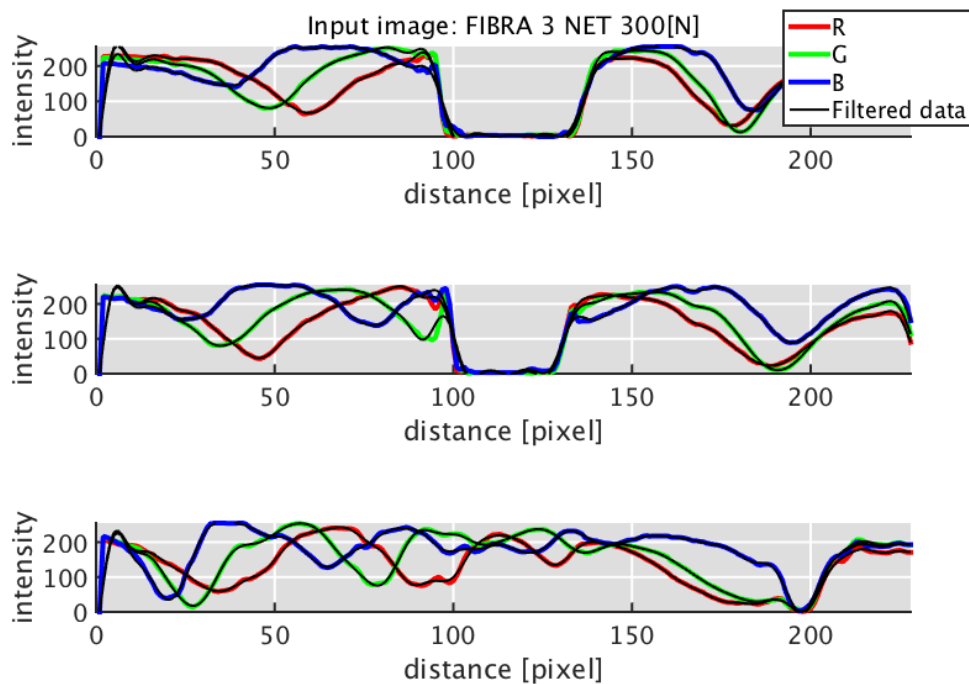


Fig. 6.37. Perfils d'intensitat per les línies seleccionades. Es mostra el perfil obtingut sense filtrar i amb filtrat temporal no causal tipus Butterworth d'ordre $n=5$ i freqüència de tall normalitzada $F_c=0.099$ [Hz].

Amb l'anàlisi dels valors RGB, es confeccionen les gràfiques (Fig. 6.38.) on s'observa la intensitat (Valor N) de cada línia marcada a la imatge d'estudi i la seva variació d'intensitat a mesura que s'allunya de l'implant. Com es pot observar, el màxim valor d'intensitat es dona en la part apical, arribant a nivell de N propers a 3, mentre que a la part coronal tot just arriba a $N=1$ i la part mitja a $N=2$.

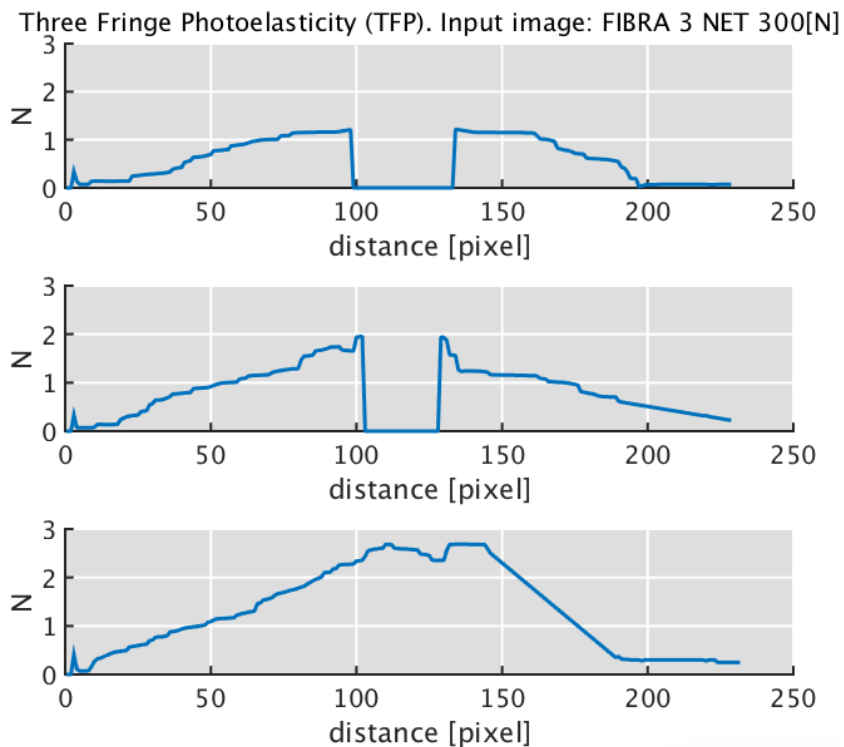


Fig. 6.38. Reconstrucció de l'ordre isocromàtic amb el mètode de Three Fringe Photoelasticity (TFP) amb cerca segons la Look-Up Table (LUT) de calibratge.

6.3. Anàlisi estadística de la valoració quantitativa

A la Taula 19 es mostren els valors N (valors de l'ordre d'isocromia que és indicatiu de la intensitat de la força) màxims i mitjans dels diferents materials emprats per a confeccionar les diferents corones de l'estudi.

Vam poder observar valors molt similars en tots els diferents materials, amb un petit valors màxim de $N=3.114$ corresponent a la corona metàl·lica. En quan als valors mitjans, també són tots molt similars, amb molt poca variació, amb una mitja màxima de 1.321 corresponent a la corona de fibra de carboni-composite.

Tipus corona	METALL	METALL-CERAMICA	METALL-COMPOSITE	FIBRA-COMPOSITE
N_{\max}	3,114	2,480	2,344	2,686
N_{mean}	1,097	1,091	1,101	1,321

Taula. 19. Valor de l'ordre d'isocromàtica màxim, N_{\max} , i l'ordre d'isocromàtica mitjà, N_{mean} , segons els 4 tipus de corona i pel cas d'un resultat significatiu de cadascuna.

A la figura 6.39 es representa gràficament les variacions màximes existents entre les corones estudiades quantitativament constantant uns valors màxims entre 2.344 i 3.114.

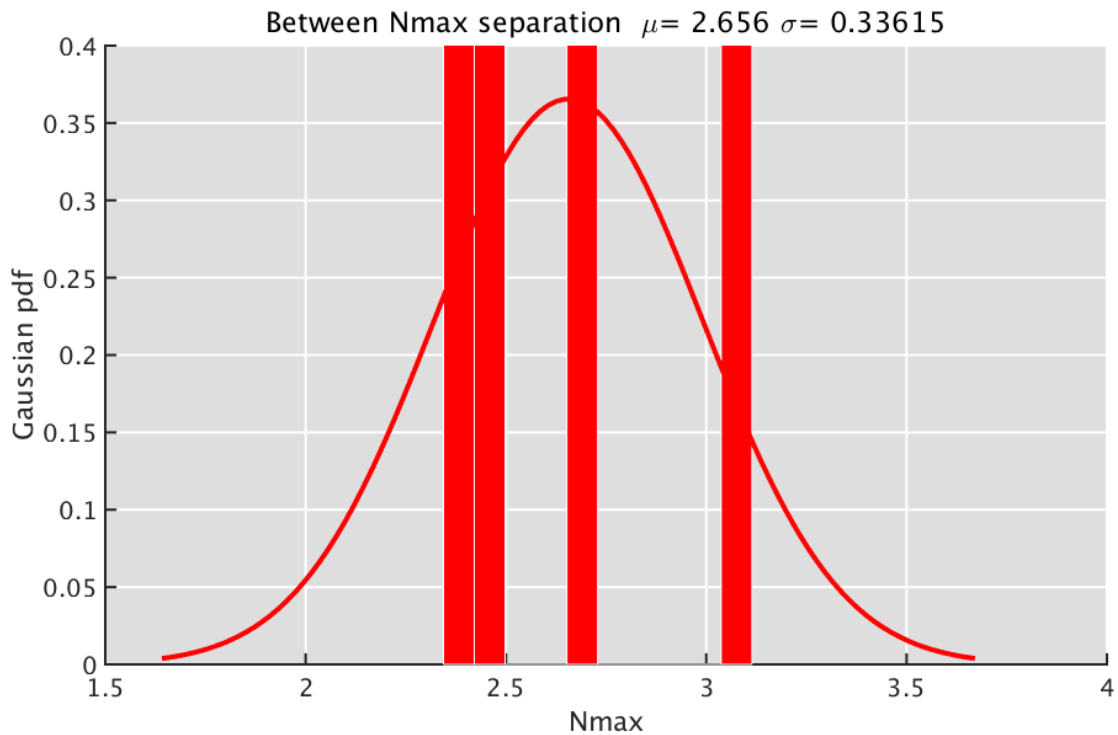


Fig. 6.39. Variació dels valors “entre la mostra” (*between variance*) de l’ordre d’isocromàtica màxim, N_{\max} , segons els 4 tipus de corona els quals presenten una distribució de probabilitat normal o Gaussiana $\sim N(\mu=2,656, \sigma=0,33615)$.

A la Taula 20 s’observa els valors màxims i mitjans de les tres mostres de corones metàl·liques emprades en l’estudi (Met 1, 2 i 3). Podem detectar un valor màxim de $N=3.114$ i $N=2.496$, per les corones mostra met 1 i met 3, respectivament, mentre que els valors mitjans són molt similars, entre 1.015 i 1.149.

	MET 1	MET 2	MET 3
N_{\max}	3,114	2,346	2,496
N_{mean}	1,097	1,015	1,149

Taula. 20. Valor de l'ordre d'isocromàtica màxim, N_{\max} , i l'ordre d'isocromàtica mitjà, N_{mean} , exclusivament pel cas de la corona metàl·lica. Són la totalitat de les tres mostres. Metall 1, 2 i 3.

A la Fig. 6.40. es pot observar la gràfica on s'observa els valors màxims de les corones metàl·liques després de l'aplicació dels 300 N de força. Dues de les forces màximes són molt similars, mentre que la tercera té uns valors lleugerament superior.

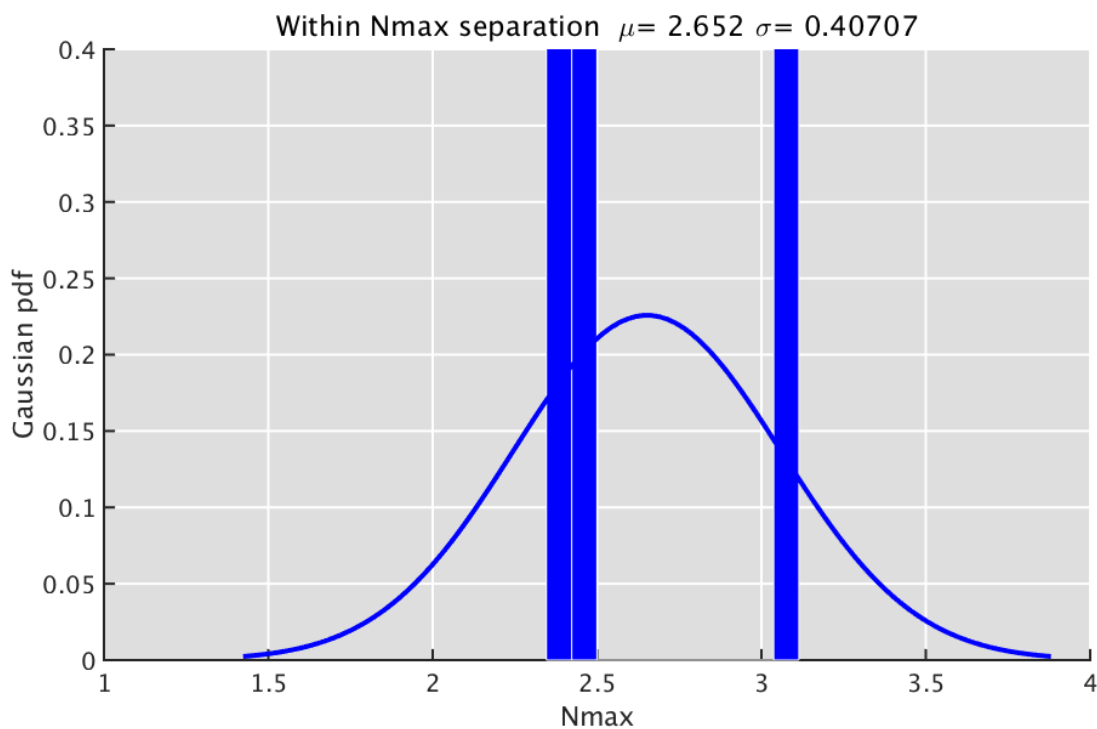


Fig. 6.40. Variació dels valors “dins la mostra” (within variance) de l'ordre d'isocromàtica màxim, N_{\max} , exclusivament pel cas de la corona metàl·lica que presenta una distribució de probabilitat normal o Gaussiana $\sim N(\mu=2,656, \sigma=0,40707)$.

A la gràfica següent (Fig. 6.41.) s'observa la distribució de la variació dels valors de l'ordre d'isocromàtica màxim, N_{\max} , de les mostres de corona metàl·lica i de les mostres dels diferents materials estudiats, constatant-se la seva similitud.

Es pot observar que hi ha força similitud entre elles. La dispersió inherent a l'assaig podria emascarar les possibles conclusions de l'estudi.

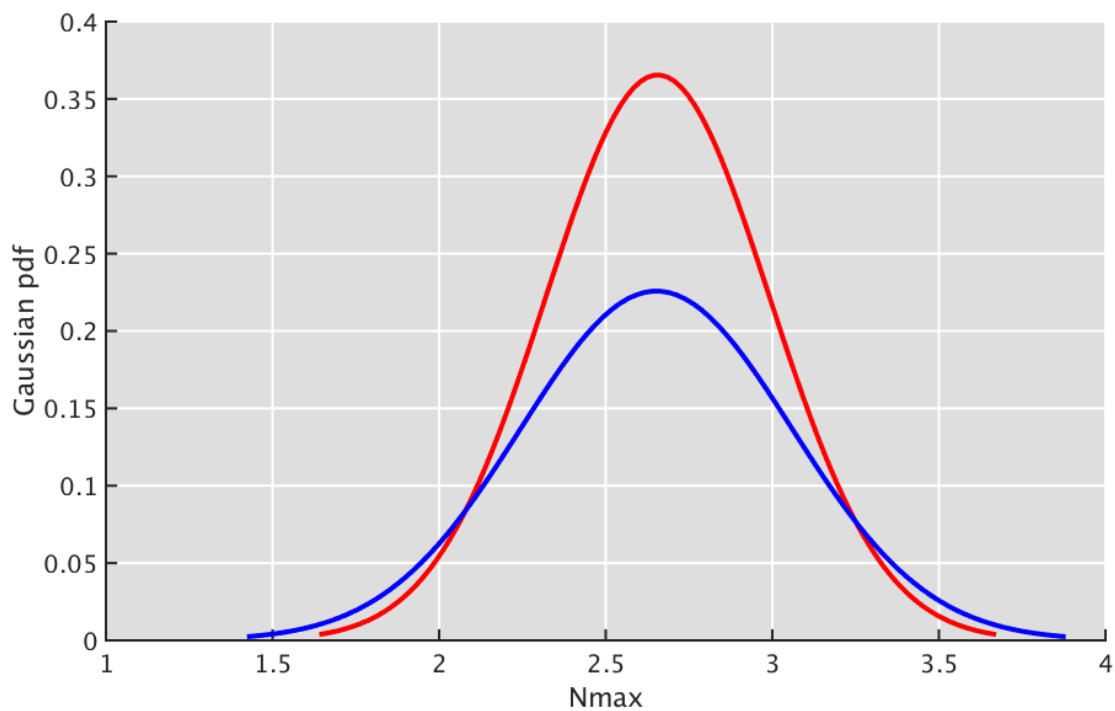


Fig. 6.41. Comparativa de les distribucions de probabilitat normal; pel cas *between variance* (vermell) i pel cas *within variance* (blau).

7. DISCUSSIÓ

Des de que el professor Brånemark va proposar emprar els implants dentals com a mitjà de substitució de les dents perdudes, la progressió ha estat imparable, no ha deixat d'evolucionar.³³ L'ús dels materials rehabilitadors i dels tipus de connexions dels implants també han sofert una evolució al llarg dels anys.¹³

El present estudi pretén determinar el comportament de la connexió de l'implant dental C1 (MIS Technologies, Bar-Lev, Israel) i comparar la transmissió de les forces oclusives a l'os periimplantari segons diferents materials rehabilitadors: corones metàl·liques de Cr-Co, corones metall-ceràmica, corones metall-composite i corones fibra de carboni-composite.

En aquest estudi in-vitro s'ha realitzat una valoració qualitativa i quantitativa en resines fotoelàstiques de les forces transmeses pels diferents tipus de corones al voltant de l'implant MIS C1.

7.1. DISCUSSIÓ DE LA METODOLOGIA

7.1.1. Dificultats de l'estudi

La metodologia seguida per la preparació de les mostres per l'ús de la tècnica de les resines fotoelàstiques, ha requerit ser desenvolupada prèviament a la seva execució, per anar superant constantment la manca d'informació rebuda pels pocs estudis existents en la matèria i en que cap tenia uns objectius similars als del present estudi. Això ha comportat desenvolupar una metodologia nova per a realitzar estudis amb resines fotoelàstiques. Les dificultats es van centrar en obtenir les mostres, en la correcta aplicació i valoració de les forces.

Dificultat en obtenir les mostres.

En cap dels estudis que feien servir resina fotoelàstica^{21,23,24,44-48} especificaven la metodologia de confecció de les diferents mostres. Només especificaven que eren de resina fotoelàstica i el nombre de mostres. La dificultat ha estat trobar el mètode adequat per poder tenir les mostres on la resina estigués ben elaborada i buidada amb

l'implant i les corones col·locades al seu lloc. Les primeres mostres es van realitzar emprant uns cubilets de metacrilat fets a mida on després es va buidar la resina amb l'implant. El problema que es va tenir va ser que la resina, un cop buidada dins dels cubilets, presentava unes franges isocromàtiques molt marcades abans de l'aplicació de cap força. Eren franges residuals de la manipulació i buidat de la resina. Després es va intentar col·locar els implants en resina fotoelàstica ja endurida, metacrilat i policarbonat. El problema va ser que en el moment de la perforació del material per a poder posar l'implant en el seu lloc enroscant-lo directament, també apareixien aquestes franges isocromàtiques inherents a la manipulació del material. Després d'haver provat aquestes tècniques, es va optar per aconseguir un buidat de la mostra en horitzontal, és a dir, on la resina fos buidada dins d'una cavitat que fos més ampla que profunda i tenint ja en el seu interior l'implant col·locat. D'aquesta manera es va aconseguir obtenir una resina fotoelàstica que no presentava forces residuals significatives inicials causades per la manipulació de la resina.

Per evitar l'aparició de bombolles d'aire en la resina fotoelàstica i que la barreja fos homogènia es va optar per emprar una campana de buit. També el fet de calentar la resina, base i catalitzador per separat, a una temperatura de 35-40 °C, va facilitar de forma important la seva manipulació i va minimitzat l'aparició de bombolles d'aire.

Dificultat en l'aplicació de la força oclusiva.

El fet de fer servir unes mostres amb forma de premolar, suposava una dificultat per a poder aplicar les forces oclusives de la màquina d'assaigs universals de forma completament vertical, és a dir, de forma axial a l'eix de l'implant. Es va pensar en fer un tap o suport adaptat a la cara oclusiva dels premolars i aplicar-hi allà les forces, però això hagués comportat interposar un material entre la punta d'aplicació de la força de la màquina d'assaigs universal i les corones dels implants. Finalment, es va optar per aplicar la força directament, encara que pogués comportar, com així va passar, que la força s'apliqués més en una part de la corona que en l'altra, provocant una asimetria de les franges isocromàtiques i unes petites variacions dels resultats entre els propis materials.

Per a la confecció de les corones metall-composite i fibra de carboni-composite, es va fer servir, per a la càrrega del composite, la tècnica del composite compactat, és a dir, un composite fotopolimeritzat en bloc i dins d'una mufla transparent. Aquesta mateixa tècnica la fan servir Conserva²⁹ i cols. i Menini³⁰ i cols. Ambós estudis, comparen mostres confeccionades amb aquesta tècnica i mostres confeccionades amb la tècnica habitual de fotopolimerització del composite per capes. En ambdós casos, els resultats conclouen que la força aplicada es transmet més en les mostres de composite compactat que en les de composite per capes. Els altres dos estudis on comparen materials rehabilitadors, Gracis i cols.³¹ i Bijjargi i cols²⁸. no especifiquen la tècnica de confecció de les mostres de composite.

Pel que fa al motiu de l'aplicació de 100, 200 i 300 N de força, cal dir que en els articles obtinguts en la recerca bibliogràfica per a realitzar l'estudi, es va trobar una gran varietat de forces aplicades, des de 1 N⁴⁹ fins a 1.000 N¹¹⁹. En el nostre estudi es va començar aplicant 100 N de força, ja que era un dels valors més emprats, però es va veure que, amb la resina utilitzada, el nombre de línies isocromàtiques i la seva visibilitat no era l'adequada per a poder obtenir les dades necessàries per a donar una resposta a la qüestió plantejada. A més, les forces fisiològiques estan entre els 200 i 400 N, arribant a valors parafuncionals de fins a 1.000 N.¹³³ També vàrem voler comprovar l'evolució de les forces i la seva transmissió a l'implant a mesura que s'anava aplicant la força a les corones dels implants. Per això es vàren fer fotografies a 100, 200 i 300 N.

Entre les forces de 200 i 300 N, forces que sí que van donar franges isocromàtiques adequades, es va agafar el valor de 300 N per la valoració quantitativa amb el programa Matlab. Aplicant forces de 500 N, la resina es deformava. A més, clínicament, aquest tipus de força difícilment és realitzada per persones rehabilitades amb implants, a menys que siguin forces parafuncionals.¹³³

7.1.2. Valoració qualitativa i quantitativa de les forces transmeses al teixit periimplantari

En aquest estudi s'ha volgut quantificar les franges isocromàtiques de les imatges obtingudes. És per això que es va fer servir un programa informàtic d'enginyeria, el Matlab. És una aportació de l'estudi a aquesta tècnica de les resines fotoelàstiques.

La transmissió de les forces oclusives a l'os periimplantari ha estat estudiat mitjançant l'ús de les resines fotoelàstiques per diferents autors, tanmateix orientat a valorar l'efecte d'aquestes forces sobre l'os periimplantari en diferents tipus de connexions i no segons diferents tipus de materials restauradors com en el nostre estudi. Cehreli i cols.²³ van aplicar forces oclusives verticals i obliqües a tres marques diferents d'implants, amb tres tipus diferents de connexions. Comprovaren el diferent comportament d'una mateixa connexió segons si la força aplicada era vertical o obliqua, trobant una major concentració de les forces en l'apex de l'implant en les forces verticals i menys en les forces obliqües, que augmentaven en la zona més coronal. Da Silva i cols.⁴⁷ van estudiar el comportament d'implants amb connexió externa i connexió interna d'una mateixa marca comercial en unió dent-implant. Van fer servir una estructura metàl·lica de tres unitats: una dent pilar-una dent pòntica i un implant. Valoraven la transmissió de les forces segons si la connexió de l'implant a la dent era rígida o semi-rígida i van concloure que la millor connexió en aquest tipus d'estructures entre dents i implants era la connexió externa de l'implant i rígida entre dent-implant. Tonella i cols.²¹ van analitzar el comportament de tres tipus diferents de connexions (externa, interna i interna amb con-morse) d'una mateixa casa comercial segons si la pròtesi era cimentada o cargolada, conclouent que les corones cimentades dissipaven millor les forces transmeses. Bernades i cols.²⁴ van comparar també la connexió externa i interna de dos tipus d'implants d'una mateixa marca comercial d'implants. Van constatar que la transmissió de les forces verticals donava un resultat molt similar entre ambdues connexions, sent diferents en el cas de les forces obliqües. Abreu i cols.¹¹⁸ varen aplicar forces verticals a un implant amb connexió con-morse. La particularitat d'aquest estudi era que l'aplicació d'aquesta força vertical es realitzava tant al centre de la corona, com a la seva part mesial i distal. En aquest estudi, a més d'utilitzar la resina

fotoelàstica com els altres autors citats, van fer servir també unes galgues extensiomètriques. Rossi i cols.⁴⁸ varen comparar tres tipus de connexions: una connexió externa i una interna d'un mateix fabricant i una interna d'un altre fabricant. També van demostrar diferències de comportament. Cebrian-Carretero i cols.¹²³ van valorar el comportament de diferents plaques i cargols d'osteossíntesi de titani en una mandíbula fabricada en resina fotoelàstica.

Hi ha molts estudis que han utilitzat la tècnica de les resines fotoelàstiques^{21,23,24,26,47,48,118,123} però no varem trobar cap estudi on s'hagi utilitzat aquesta tècnica per estudiar la transmissió de forces atès el material rehabilitador.

Els pocs estudis que s'han centrat a valorar aquesta transmissió de forces atès el material rehabilitador estètic utilitzen altres mitjans. Gràcis i cols.³¹ van estudiar diferents materials de rehabilitació amb implants de connexió externa amb una màquina dissenyada per ells mateixos, no amb resines fotoelàstiques com nosaltres. Van concloure que els materials de resina, composta o acrílica, transmetien menys forces que els materials ceràmics o metàl·lics. Conserva i cols.²⁹ també van constatar els mateixos resultats quan van comparar diferents materials rehabilitadors estètics, resinosos i ceràmics, amb un aparell dissenyat i construït per la Universitat de Gènova. Amb el mateix aparell, Menini i cols.³⁰ van comparar la transmissió de forces a l'aplicar 100 cicles masticatoris amb nou materials rehabilitadors diferents: zircònia, dos tipus de ceràmiques, un aliatge d'or, tres tipus diferents de composites i dues resines acríliques. Van concloure que el material que més transmetia la força oclusiva a l'implant era la zircònia, seguit de les ceràmiques, l'or, el composite i les resines acríliques. Bijjargi i cols.²⁸ van utilitzar una espècie d'implant cilíndric sense cap tipus de connexió específica com a model d'elements finits 2D per comparar diferents materials: metalls, ceràmiques i resines compostes i acríliques. Amb aquest tipus de metodologia també van demostrar que els materials de resina transmetien les forces oclusives en menor mesura que els altres materials estudiats.

En el nostre estudi varem utilitzar un test in-vitro com en pràcticament tots els estudis de forces aplicades sobre implants dentals^{22-24,26,28,31,48,50}. Bassit i cols.¹¹⁷ ho van estudiar in-vivo en cinc pacients col·locant galgues extensiomètriques en corones de

premolars, de ceràmica o composite, sobre implants de connexió externa tipus Brånemark. Van concloure igualment que les corones confeccionades amb material de composite transmetien menys les forces oclusives que les de ceràmica. Tot i això, els autors manifestaren nombroses limitacions que podrien dificultar l'extrapolació dels resultats en altres estudis com són el número reduït de pacients, la dificultat per controlar les forces aplicades pels diferents pacients i en corones amb anatomies diferents i el poc control del punt d'aplicació i del temps d'aplicació de la força oclusiva a la corona.

L'ús de resines fotoelàstiques i d'elements finits en els estudis de càrrega en odontologia i cirurgia maxil·lofacial està molt estès.¹³⁴ La dificultat de reproduir, mitjançant models in-vitro, les característiques de l'os mandibular/maxil·lar és un factor que afecta a ambdues tècniques. En cap d'elles es pot simular la diferència i característiques de l'os cortical i os medul·lar.¹³⁴ El desavantatge més important d'utilitzar resines fotoelàstiques és el fet de tenir només la informació en dues dimensions de l'espai, sense poder tenir la informació en tot el volum del cos de l'implant. També és complicat obtenir una anàlisi quantitativa, per tant s'ha d'utilitzar un mètode informàtic que aportí els valors numèrics o gràfics.¹³⁴ Per fer estudis mitjançant elements finits és necessari comptar amb un ordinador que pugui processar la informació i la dificultat de poder transmetre les característiques pròpies dels materials emprats: implant, metall, ceràmica, composite...¹³⁴ En el cas que ens afecta al nostre estudi, les mètriques pròpies de l'implant i de la seva connexió en particular, tenen uns valors que no són proporcionats per la casa comercial, ja que són secrets industrials. Per tant, al no poder obtenir els valors mètrics exactes dels implants, comporta que, per a fer els estudis en 2D/3D, s'han de dissenyar uns models aproximats. En estudis d'elements finits 2D Bijjargi i cols.²⁸ fan servir un implant sense una connexió específica i Demenko i cols.⁵⁰ i Wang i cols.⁴⁹ per a l'estudi en 3D fan servir implants cilíndrics de titani on la connexió de l'implant queda molt allunyada de la zona periimplantària per a facilitar els resultats davant de la manca d'aquests models fidedignes.

Meriç i cols.²⁷ van comparar la transmissió de forces amb dos sistemes d'implants amb el coll polit i amb microespires, respectivament. Van fer servir resines

fotoelàstiques i elements finits 3D, obtenint conclusions similars amb ambdues tècniques, no trobant diferències significatives. Bacchi i cols.³² també varen utilitzar ambdues tècniques per a comparar el comportament de pròtesis parcials fixes de tres unitats implantosoportades confeccionades amb diferents materials i amb diferents graus de desajusts en la seves connexions. En les seves conclusions, afirmen que tots dos sistemes els reportaren els mateixos resultats, amb diferències no significatives. En traumatologia, Farah i cols.¹³⁵ varen estudiar les forces que rep un fèmur humà natural. Al realitzar l'estudi d'element finits, es varen trobar amb la dificultat de discernir el que era os medul·lar i os cortical al moment d'introduir a l'ordinador les dades necessàries per a fer el model d'estudi. Per realitzar l'estudi amb resines fotoelàstiques només van haver de recobrir el fèmur amb la resina. Rossi i cols.¹²⁴ varen estudiar la transmissió de les forces aplicades al cos i branca mandibular. En aquest cas, tampoc van poder diferenciar entre os cortical i medul·lar a l'hora de confeccionar el model d'elements finits per l'ordinador. Amb la resina fotoelàstica tampoc van poder diferenciar els dos tipus d'os.

Per tant, veient que ambdós sistemes eren adequats per a poder realitzar l'estudi, ens vàrem decantar per les resines fotoelàstiques donada la seva assequibilitat i pensant en futurs projectes, tot i sabent les mancances i dificultats que comporten. Però el fet de ser més econòmiques i que no requerien una tecnologia tant complexa com en el cas dels elements finits 2D i en especial els 3D, van ser els factors que ens van fer decidir per les resines fotoelàstiques.

7.2. DISCUSSIÓ DELS RESULTATS

Si s'observen les gràfiques de les forces aplicades a cada material, es pot assenyalar que els models obtinguts i l'assaig que s'ha realitzat, tenen una reproductibilitat, tot i que hi ha petites discrepàncies en les mostres, tant entre els propis materials com entre materials entre sí. Tots els valors donats pels diferents materials, tant al coll de l'implant com en el seu àpex, tenen uns valors molt similars. Només en el cas de la mostra de metall-ceràmica 1 i fibra de carboni-composite 2, presenten una variació de la força observada. Aquesta variació, en si, tampoc suposa un canvi molt

evident respecte a la resta de les mostres. Hi ha una variació d'un o dos tons de color. Això suposa que la variació o desviació de les diferents mostres de cada material són mínimes i per tant que amb la petita mostra que disposem, 3 mostres per grup, tenim suficient per disposar d'uns resultats aplicables a la població amb un 95% de confiança.

La distribució de les forces obtingudes a l'assaig té un component molt marcat en tots els materials estudiats: en tots els casos, la força transmesa en la zona apical dels implants és superior a la força transmesa al coll dels implants.

Aquest fet no concorda amb la majoria d'estudis trobats a la literatura que refereixen que hi ha una major presència de forces en la part més coronal que en la part més apical, tot i que s'ha de fer unes puntualitzacions de cada estudi. Dels autors que així ho afirmen, Demenko i cols.⁵⁰ van fer servir implants cilíndrics impactats allunyant la connexió de la zona periimplantària, fent que l'implant es comportés com un implant monobloc, sense connexió. Bijjargi i cols.²⁸ van fer servir un model d'implant sense especificar el tipus de connexió ni la seva marca comercial. Ambdós estudis van fer servir elements finits i no resines fotoelàstiques com en el nostre estudi. Maeda i cols.²⁵ van emprar una connexió externa tipus Brånemark i una connexió interna i van concloure que la diferent connexió de l'implant comporta una diferent concentració de les forces, sent major en la part coronal en les connexions externes i més distribuïda al llarg de l'implant fins a la zona apical en els de connexió interna. En el mateix sentit van concloure Rossi i cols.⁴⁸ on també van fer una diferenciació entre connexions internes i externes. Merz i cols.²⁰ tot i que comparen una connexió externa tipus Brånemark i una connexió interna, només es van centrar en estudiar la part més coronal dels implants i van demostrar que les forces es centren en el cargol de fixació en la connexió externa i es reperteixen més al llarg de l'implant en la connexió interna. Cehreli i cols.²³ en el seu estudi, a més de fer una comparació de connexions externes-internes, també les comparen segons l'eix d'aplicació de les forces. En aquest estudi, van concloure que si la força és aplicada en un eix vertical, tant si la connexió és interna com si és externa, les forces es distribueixen al llarg de l'implant amb una part apical amb molta concentració de forces. En canvi, si la força aplicada és seguint un eix oblic, aquesta força transmesa, independentment del tipus de connexió, es concentra més en la part coronal de l'implant. Tonella i cols.²¹ també van comparar connexions internes i

externes i van concloure que la distribució de les forces, independentment de la connexió, es comporta amb una concentració de les forces al llarg de l'implant i en la seva part més apical.

Per tant, un cop analitzats els diferents estudis, en els casos on hi ha una comparativa entre connexions internes i externes i amb una aplicació de les forces en un eix longitudinal, podem afirmar que els nostres resultats coincideixen en aquesta línia: una major concentració de les forces al llarg de l'implant fins a la part apical en el cas d'utilitzar una connexió interna, com en el nostre estudi. La connexió de l'implant C1 és una connexió interna a fricció tipus con-morse amb una profunditat de 2 mm, cosa que comporta que la unió entre l'implant i el pilar sigui molt rígida i estable. Aquest pot ser un factor molt important per generar aquesta transmissió de les forces al llarg de l'implant fins a la seva part més apical.

En l'assaig realitzat hem constatat que les forces que s'aplicaven a les diferents corones es centraven més al costat de l'implant de la vessant interna de la cúspide vestibular. Això és degut a la forma anatòmica de la corona i al fet de fer servir una punta de la màquina d'assaigs universal estàndard. Això segurament ha sigut la causa que en els resultats a poca càrrega (100 N) haguem trobat una distribució de forces a la resina fotoelàstica asimètrica. A mesura que s'augmentava la força aplicada, la distribució de les forces s'anaven centrant, fent-se més simètriques. El motiu d'aquest canvi en la distribució de les forces és el fet que, un cop començada l'aplicació de les forces, la punta de la màquina d'assaigs universal, s'anava recol·locant al centre de la corona i anava tocant la vertent interna de les cúspides vestibular i palatina al mateix temps, pel que aplicava la força més centradament a l'eix de l'implant. A la literatura revisada no es veu aquest comportament, doncs no fan servir corones anatòmiques.

Demenko i cols.⁵⁰ i Maeda i cols.²⁵ no van fer cap corona clínica, sinó que van dissenyar un additament cilíndric de superfície plana, sense anatomia dental. Cehreli i cols.²³ i Rossi i cols.⁴⁸ tampoc van fer servir una corona amb forma anatòmica, sinó que van utilitzar un pilar transepitelial de forma piramidal i part superior plana. Merz i cols.²⁰ utilitzaren una tècnica similar, col·locant una bola metàl·lica a sobre del transepitelial i Menini i cols.³⁰ i Conserva i cols.²⁹ van fer servir unes estructures dels

diferents materials estudiats en forma esfèrica allargada. Bijjargi i cols.²⁸ van fer servir una corona clínica de molar amb un transepitelial.

Altres estudis com el de Tonella i cols.²¹ van estudiar estructures de més d'una dent, en concret ponts de tres unitats amb una dent pòntica, on l'aplicació de la força es va fer en diferents parts del pont, fent servir una cunya metàl·lica similar a la que hem fet servir en el nostre estudi.

Tot i que les imatges obtingudes en el nostre estudi no són tant simètriques com en els estudis anteriorment citats, creiem que el fet de donar una forma anatòmica a les corones dels diferents materials, pot donar un valor afegit als resultats obtinguts i pot aproximar-se més al que de debò passa clínicament.

En el nostre estudi vàrem constatar que les màximes forces transmeses a nivell dels àpexs dels implants es donen a les corones metàl·liques concentrant-se a nivells de vermell N2,5. La següent dada d'intensitat se'ns dona a les corones metall-ceràmica, seguides de les metall-composite i, les que menys forces reben a nivell apical, són les de fibra de carboni-composite. Aquestes dades són iguals que tots els estudis que han experimentat amb diferents materials. Així, Gracis i cols.³¹ on utilitzà corones de metall (or), or-ceràmica, ceràmica, composite fotopolimeritzable i resina acrílica, van concloure que les forces transmeses van de més a menys seguint aquest mateix ordre. Conserva i cols.²⁹ van determinar que la transmissió de les forces és major en el cas de les corones de ceràmica i menor en el cas de les de composite, sent el material que menys transmet la força aplicada la resina acrílica. En la mateixa direcció Bijjargi i cols.²⁸ on comparaven el zirconi, la ceràmica, el metall, el composite i la resina acrílica van concloure que l'ordre esmentat és el de la transmissió de forces. Cal observar que en aquest cas, l'autor va observar que la transmissió de les forces és superior en el cas de la ceràmica que en el del metall (Cr-Co), contradient els altres estudis nombrats anteriorment. Menini i cols.³⁰ van comparar la zircònia, dues ceràmiques, un aliatge d'or, tres tipus diferents de composites i dues resines acríliques. L'ordre de més a menys impacte oclusiu: zircònia, ceràmica Empress2, aliatge d'or, ceràmica Finesse, composite Experience, composite Adoro, composite Signum, i les dues resines acríliques, l'Easytemp2 i AcryPlusV. En tots els casos, coincideixen amb els resultats

obtinguts en el nostre estudi on les mostres en les que s'han emprat materials de composite són els que menys transmeten les forces al material del voltant de l'implant.

En el nostre estudi, la transmissió de les forces a nivell coronal són molt similars en tots els materials, excepte en les corones metàl·liques, on s'observa una major transmissió de les forces.

Veient que els resultats en tots aquests estudis esmentats són molt similars i que, des del punt de vista qualitatiu, el nostre estudi dona uns valors comparables, podríem fer una reflexió que Gracis i cols.³¹ ja es van fer l'any 1991. Gracis es preguntava si la diferència d'impacte oclusiu rebut per l'implant dental, que varia segons el material de rehabilitació, podia tenir una rellevància clínica i sobre la magnitud màxima de força oclusiva que podia comprometre la interfase os-implant.

Tenint en compte que una de les problemàtiques que presenten els implants avui en dia és la periimplantitis i segons Duyck i cols.⁷ la sobrecarga oclusiva no comporta una pèrdua d'os periimplantari excepte en el cas d'haver-hi una inflamació gingival, podríem intuir que les restauracions metall-composite i les de fibra de carboni-composite podrien comportar una reducció de l'afectació per periimplantitis en casos de sobrecarrega oclusiva, tot i que en el cas de les corones unitàries i amb la connexió tipus con-morse de l'implant C1, aquesta menor transmissió de les forces és poc significativa pel que hem pogut comprovar.

Des del punt de vista quantitatiu, els resultats són similars als resultats qualitatius.

La valoració de les forces transmeses a les diferents mostres de l'estudi han estat valorades amb la força aplicada de 300 N exclusivament, ja que era on les imatges ens permetien fer una millor aplicació del programa informàtic i d'on es podia treure més informació.

Un punt important a tenir en compte a l'hora de valorar els resultats quantitius, és el fet de la posició espacial de la línia que ens marca la zona estudiada.

S'ha intentat posicionar la línia de cada tram, coronal, mig i apical, en la mateixa posició en tots els casos, però petites discrepàncies en l'exacte disposició, fa que els resultats puguin variar. Aquesta qüestió és important per a poder veure diferències entre el mètode qualitatiu i el quantitatiu. Mentre que en el qualitatiu es va fer una observació global de les diferents zones, en la valoració quantitativa es realitzà en una zona molt delimitada, en una línia. Per tant, les gràfiques obtingudes ens van fer la valoració de la zona marcada per la línia dibuixada.

En les gràfiques obtingudes i mostrades en els Resultats (gràfiques 6.26, 6.30, 6.34 i 6.38) i que corresponen a les zones coronal i mitja de l'implant, s'observa una zona amb valor $N=0$. Aquestes parts de les gràfiques corresponen a la zona de la línia que passa per sobre de l'implant, on a la fotografia correspon al color negre, color amb valor 0 a la taula RGB.

Zona coronal.

En la zona més coronal a la que correspon la part final de la connexió de l'implant, es va trobar una transmissió de les forces molt similars, amb algunes variacions en els materials de fibra de carboni-composite i metall-ceràmica, valors que tot just arriben a $N=1$, mentre que les gràfiques corresponents a metall i metall-composite, ens donen valors que s'apropen a $N=2$. A mesura que ens anem allunyant de l'implant, s'aprecia una disminució de les forces transmeses. Tal com s'ha comentat anteriorment, depenent de la centralitat de la força aplicada, s'observen petites diferències de les forces transmeses.

Zona mitja.

En la zona mitja de l'implants veiem una gran similitud en totes les mostres estudiades, independentment del material rehabilitador. En tots els casos s'observen forces transmeses que arriben a valors de $N=2$, així com una disminució d'aquestes forces transmeses a mesura que ens anem allunyant de l'implant. En aquesta zona de l'implant, és on es pot observar una major similitud entre les forces transmeses als

diferents materials, sent de poca rellevància les seves diferències. Podríem dir que és una zona de l'implant poc significativa des del punt de vista de la transmissió de les forces aplicades.

Zona apical.

En la zona apical s'ha posat la línia per sota de l'apex de l'implant, cosa que comporta que els valors de N siguin tots positius, ja que no agafa el color negre (cos de l'implant). En la comparativa de les diferents gràfiques, podem veure com en la mostra de metall hi ha una major transferència de forces aplicades arribant a superar molt lleument el valor de $N=3$, mentre que en la resta de les gràfiques, es pot veure unes forces transmeses molt similars, arribant tot just a valors de $N=2$.

Tenenint en compte aquests resultats, es fa evident que la zona que reb més força transmesa és la zona apical.

7.3. DISCUSSIÓ DE LES LIMITACIONS DE L'ESTUDI

Les limitacions de l'estudi venen donades pel fet que és un estudi in-vitro. Per tant, no podem parlar de "forces oclusives", sinó de forces aplicades per un aparell, en aquest cas una màquina d'assaigs universal, Galdabini Quasar 5 (Galdabini, Cardomo al Campo, Itàlia). Ni tampoc es pot parlar "d'os periimplantari", sinó d'una resina fotoelàstica, Resineco (Resineco, Barcelona, Espanya), que ens aportarà una informació que es pot extrapolar a la situació real.

7.3.1. Mida de la mostra

Dels estudis realitzats amb resines fotoelàstiques no n'hi ha cap que estudiï exactament el que nosaltres hem valorat. Möllersten i cols²⁶. van fer servir 10 mostres de cada model d'implant, tant implants de connexió externa com interna. Cehrelí i cols.²³ van utilitzar una mostra de cadascun dels models d'implants emprats, és a dir,

una mostra d'implant Brånemark, una d'Astra i una d'ITI. Da Silva i cols.⁴⁷ varen emprar dues mostres, una de cada model d'implant, és a dir, una de connexió externa i d'una de connexió interna. Tonella i cols.²¹ varen emprar sis mostres diferents, tot i que cadascuna d'elles era diferent. Van utilitzar tres tipus de connexions diferents (una externa, una interna i una tipus con-morse) i dos tipus d'estructures a estudiar: una cargolada i una cimentada de cada tipus de connexió. Per tant, tot i fer 6 mostres, realment en tenien una de cada varietat. Abreu i cols.¹¹⁸ van utilitzar una mostra de dos tipus d'implants. Rossi i cols.⁴⁸ varen emprar dos models diferents de 3i-Biomet (Florida, EEUU) i tres models diferents de Neodent (Curitiba, Brasil). Disposaven d'una mostra per cada model. Bernades i cols.²⁴ van fer servir uns blocs cilíndrics simulant implants, 4 dels quals tenien connexió externa i quatre més connexió interna.

Si es miren els estudis que comparen els comportament de diferents materials, Menini i cols.³⁰ varen fer servir 3 mostres de cadascun dels 9 tipus diferents de materials. Gracis i cols.³¹ utilitzaren sis mostres de cadascun dels cinc tipus diferents de materials. Bijjargi i cols.²⁸ van realitzar una mostra de cadascú dels cinc tipus de materials que van estudiar amb elements finits. Conserva i cols.²⁹ van emprar dues mostres dels cinc diferents tipus de materials que varen utilitzar.

Veient el nombre de mostres dels diferents estudis in vitro revisats, tants dels que fan servir resines fotoelàstiques, encara que siguin amb altres finalitats, com dels articles que estudien el comportament de diferents materials en la transmissió de les forces compressives, encara que emprant diferents metodologies, es va decidir fabricar tres mostres de cadascun dels quatre tipus diferents de materials. Posteriorment es va comprovar que eren del tot suficients per treure conclusions vàlides, doncs la variació dels resultats entre mostres eren mínimes.

En el cas de l'estudi quantitatiu, hem agafat una sola de les mostres de cada material per a realitzar l'estudi amb el programa Matlab. El motiu ha estat el fet que entre cada mostra de cada material hi ha petites diferències, encara que poc significatives, degut a l'aplicació de la força. Per tant, amb una sola mostra de cada material, es va valorar que es podien treure conclusions a l'estudi.

7.3.2. Forces aplicades

Les forces aplicades en els diferents estudis revisats de la literatura van des de 1 N⁴⁹ fins a 1000 N.¹¹⁹ Bernades²⁴ aplica una força de 10 N, Rossi⁴⁸ de 13 N, Abreu¹¹⁸ de 20 N, Demenko⁵⁰ de 114 N i Cehreli²³ de 150 N. Tot i que la varietat de forces aplicades és gran la xifra que més es repeteix entre tots els estudis és la de 100 N.^{21,23,28,47,51} Cap dels autors especifica el perquè de l'elecció de les forces aplicades. Sent la força més aplicada als estudis de 100 N hem optat per aplicar 100, 200 i 300 N en el nostre estudi. Segons l'estudi de Keown i cols.¹³³ van concloure que una força de 100 N pot comportar una línia de fractura d'un molar i una de 200 N una fractura d'una paret d'un molar. Shinkai i cols.¹³⁶ en un estudi amb pacients bruxistes, van determinar que les forces oclusives parafuncionals poden arribar, en el cas dels homes, a superar els 1.000 N i en les dones els 664 N de mitja, essent sempre en casos de bruxisme molt sever. Per tant, les forces de 100, 200 i 300 N que hem aplicat en el nostre estudi estan dins de la normalitat fisiològica. A més cal afegir que els pacients rehabilitats amb pròtesis implantosoportades no tenen la sensació de la quantitat d'apretament que fan, pel que cal suposar que poden realitzar forces més altes del que és normal en un pacient amb receptors propioceptius en el lligament periodontal.^{137,138}

El fet d'aplicar una força contínua amb la màquina d'assaigs universal i no una força puntual, ha estat per la naturalesa de les forces oclusives. Segons Graf i cols.¹³⁹ les forces oclusives de contacte puntual suposen uns 17,5 minuts al dia, mentre que les forces parafuncionals, les forces constants, suposen una part molt superior dels temps, variable segons les persones. Els estudis que comparen diferents materials rehabilitadors com és en el cas de l'estudi de Gracis i cols.³¹ apliquen una força puntual amb una bola de metall. Conserva i cols.²⁹ i Menini³⁰ i cols. apliquen unes forces masticatòries funcionals a través d'uns moviments dels materials d'estudi contra una rehabilitació de Cr-Co. Bijjargi i cols.²⁸ fan servir una aplicació estàtica de la força.

En la majoria dels estudis que hem trobat en la bibliografia es realitza una aplicació de les forces oclusives en sentit axial.^{21,23-25,28,47,49,50} A més, en alguns articles, hi ha una aplicació de forces obliqües.^{21,23-25,48-50} La variació de les angulacions de les forces aplicades en aquests estudis van des dels 20° que va aplicar Cehreli,²³ els 45° de

Tonella²¹, Demenko⁵⁰ i Rossi⁴⁸ i els 90° aplicats per Maeda²⁵, Wang⁴⁹ i Norton.²² La magnitud de les forces obliqües aplicades en aquests estudis també són variables, anant dels 1 N que aplica Wang,⁴⁹ els 6,5 N aplicats per Rossi,⁴⁸ els 17,1 i 23,4 N de Demenkov,⁵⁰ els 30 N de Maeda²⁵ i els 100 i 150 N de Cehreli.²³ Norton²² aplica una força obliqua perpendicular a la connexió dels implants fins a la seva fractura. Tampoc, en aquests estudis, cap dels autors especifica el motiu pel qual han escollit les forces obliqües aplicades ni els graus d'inclinació aplicats. En el nostre estudi, el fet de no aplicar una força obliqua, ha estat per raó dels objectius de l'estudi. No es pretenia saber com es transmetia la força oclusiva a la connexió, si no el fet de comparar la transmissió de les forces oclusives tenint en compte els diferents materials rehabilitadors.

En tots els estudis on s'utilitza la tècnica de les resines fotoelàstiques els resultats són qualitatius, excepte en el cas de Bernades i cols.²⁴ on per quantificar els resultats van fer servir una quadrícula mil·limetrada de 61 caselles on van calcular un percentatge, i en l'estudi de Rossi i cols.⁴⁸ on van utilitzar un aparell anomenat Profile Projector Nikon 6C, (Nikon; Tokio, Japó) de mesuració òptica. Cap dels estudis consultats realitzen una valoració quantitativa dels resultats a partir d'un software de càlcul numèric amb anàlisi i visualització de dades, tal com és el cas del Matlab utilitzat en l'estudi .

Una de les conclusions a que arriben alguns dels estudis és que les forces aplicades en els implants es distribueixen, no al llarg de tota la longitud de l'implant, sinó només en els 3-4 primers mm dels implants.^{28,48,50} Cerheli i cols.²³ van concloure que les forces verticals es transmetien més a la zona apical dels implants i les forces obliqües més a la zona coronal, tant en els implants de connexió externa com interna. Maeda i cols.²⁵, Merz i cols.²⁰ i Tonella i cols.²¹ van concloure que les forces es transmeten més en la zona coronal en els implants de connexió externa i més al llarg de tot l'implant, fins al seu àpex, en els de connexió interna. El nostre estudi es basa en veure la distribució de les forces aplicades verticalment als implants segons el material rehabilitador en els 3-4 primers mm de l'implant i a tot el llarg del cos de l'implant fins a l'àpex.

Hi ha alguns autors, com Da Silva i cols.⁴⁷ que van fer servir mitjans informàtics per a millorar la qualitat de les fotografies (Photoshop 7.0; Adobe Systems, San José, USA) i d'altres com Rossi i cols.⁴⁸ que utilitzaren un software específic (Win-TV 4.8; Hauppauge Computer Works, Hauppauge, USA). En el nostre estudi hem optat per avaluar les imatges reals, sense modificacions en les característiques colorimètriques, a fi d'evitar possibles distorsions i alteracions de les dades a extreure.

7.3.3. Taula RGB

En els estudis que fan servir resines fotoelàstiques i que fan servir la taula RGB de l'ASTM^{23,24,48,118,123} apliquen els valors de $N=1$ al color negre. En el nostre estudi, pel fet de fer servir un doble filtre polaritzat circular i havent obtingut les fotografies amb un fons blanc, hem aplicat el valor $N=0$ a partir del color blanc, donant valors 0.5, 1.5, 2.5 i 3.5 als colors que ens delimiten un bloc de colors.¹⁴⁰

7.3.4. Dificultats tècniques del Matlab

El programa informàtic Matlab és un programa de processament d'imatges, per tant, per a poder obtenir uns bons resultats del seu ús, es necessiten dues premisses: uns bons models i unes bones imatges. La presència de bombolles d'aire, irregularitats en la superfície o en l'interior de les mostres, desperfectes que puguin aparèixer durant la seva manipulació, provoquen que, per la imatge obtinguda, les gràfiques surtin alterades. En el moment de la lectura píxel a píxel que fa el programa, aquest capte els diferents colors, donant valors RGB a cada píxel. Però si en un punt hi ha una alteració de la imatge, si hi ha algun píxel que no correspon al color anterior o posterior dins de la taula de colors RGB, la gràfica que obtenim no és homogènia, sinó que presenta una manca de continuïtat, amb uns salt molt grans de valors de N . És per aquest motiu que les mostres es van posar dins d'una campana de buit per eliminar bombolles d'aire i que les imatges van ser netejades de petites irregularitats sense modificar els colors obtinguts. Tot i això, les gràfiques sortien amb petites irregularitats que van necessitar d'una adaptació del programa per a millorar la resolució de les gràfiques, per a buscar unes gràfiques més homogènies.

Un altre punt a tenir en compte és el fet que el programa només agafa línies de píxels, no àrees, pel que la seva interpretació varia molt segons on s'ha decidit posar la línia.

8. CONCLUSIONS

Amb les limitacions del present estudi, es va arribar a les següents conclusions:

1-El comportament de la connexió interna tipus con-morse de l'implant C1 no varia en funció del material rehabilitador en corones unitàries i amb una força aplicada verticalment de 100, 200 i a un màxim de 300 N.

2- S'observa una major presència de forces transmeses a nivell apical i en menor mesura a nivell mig i coronal.

3- Les forces transmeses pels diferents materials, independent de la zona observada, són similars.

4- S'ha desenvolupat una metodologia que ha permès portar a terme una valoració qualitativa i quantitativa mitjançant un programa informàtic (Matlab) de les forces transmeses a la resina fotoelàstica un cop aplicada una força oclusiva sobre les diferents corones.

9. EXPECTATIVES DE FUTUR

1. Estudiar el comportament de diferents tipus de connexions d'implants i, per tant, de diferents marques i models d'implants, tenint en compte el material rehabilitador.
2. Estudiar si les diferents longituds dels implants suposa un comportament diferent i una distribució diferent de les forces oclusives segons el material rehabilitador.
3. Estudiar si aquest comportament i distribució de les forces oclusives diferent segons els material rehabilitador, també es comporta d'igual manera en estructures més grans, on hi ha un nombre superior d'implants.
4. Estudiar el comportament de les forces transmeses en implants zigomàtics on només estan ancorats en la seva part més coronal i apical i amb una longitud de 50 mm aproximadament.

10. REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
2. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(3):161-172.
3. Carranza F NM. *Periodontología clínica*. Ed McGraw Hill Interamericana. 2002.
4. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:95-107.
5. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol*. 2002;73(3):322-333.
6. Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik C, Wichmann MG, Weber HP. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res*. 2006;85(8):711-716.
7. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: A critical review of the literature. *J Oral Rehabil*. 2014;41(10):783-794.
8. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Muller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015;48(1):1-7.
9. Klinge B, Meyle J, Working Group 2. Peri-implant tissue destruction. the third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:108-110.

10. Nguyen-Hieu T, Borghetti A, Aboudharam G. Peri-implantitis: From diagnosis to therapeutics. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(2):79-94.
11. Manfredini D, Bucci MB, Sabattini VB, Lobbezoo F. Bruxism: Overview of current knowledge and suggestions for dental implants planning. *Cranio*. 2011;29(4):304-312.
12. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:95-107.
13. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:202-216.
14. Vigil de Quiñones. ¿Es la conexión externa una opción de tratamiento? *Cient Dent*. 2010;7(3):209-216.
15. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15(8):625-32; quiz 634.
16. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):581-585.
17. Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-94.
18. Rodríguez D. Manual de prótesis sobre implantes. Ed Artes Médicas. 2007:31-41.

19. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):575-579.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-526.
21. Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):401-410.
22. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):290-298.
23. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):249-257.
24. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):781-789.
25. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):75-78.

26. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent.* 1997;78(6):582-591.
27. Meriç G EE. Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: A 3-D FEM study. *Acta Odontol Scand.* 2012 Jan;70(1):61-71.
28. Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: A 2-D finite element analysis. *J Investig Clin Dent.* 2013;4(3):172-177.
29. Conserva E, Menini M, Tealdo T, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont* 2009; 22 (2): 53-55.
30. Menini M, Conserva E, Tealdo T, et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: An in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013;26(6):549-556.
31. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.* 1991;4(3):282-291.
32. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: A three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013;55(3):239-244.

33. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent.* 1992;68(5):737-741.
34. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: Current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):66-75.
35. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont.* 1991;4(1):37-44.
36. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007;97(3):137-140.
37. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(5):719-728.
38. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: Parameters of passive fit. an in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):466-473.
39. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(2):304-318.

40. Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaimi K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: A systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(4):894-904.
41. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-359.
42. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270-276.
43. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(1):51-55.
44. Tonella BP, Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, Ferraco R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011;22(6):2060-2063.
45. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75-78.
46. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011;106(4):266-271.

47. Da Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Junior IR. Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):254-262.
48. Rossi F, Zavanelli AC, Zavanelli RA. Photoelastic comparison of single tooth implant-abutment bone of platform switching vs conventional implant designs. *J Contemp Dent Pract.* 2011;12(2):124-130.
49. Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(2):231-237.
50. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res.* 2011;90(10):1211-1215.
51. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. an axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):286-293.
52. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J.* 2009;28(4):373-381.
53. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(2):249-257.

54. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1276-1284.
55. Schwartz Jr. Dental casting gold. *Dent Items Interest.* 1951;73(9):930.
56. Stebner CM. Role and evaluation of gold foil, silicate cement and acrylic resins in operative dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1956 Dec;53(6):661-6.
57. Masip S. Estudio in vitro de diez aleaciones metálicas utilizadas en prostodoncia en condiciones similares a la cavidad bucal: Análisis de los cambios estructurales en superficie y su interacción electroquímica con el titanio grado II. Tesis Doctoral.
58. Wataha JC MR. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):499-512.
59. Grant A. Dental materials science in dental practice. *Australian Dental Journal.* 1967 Jan;12(3):228-233.
60. ADA. Revised classification system for alloys for fixed prsthodontics. www.ada.org/2190.aspx. 2013.
61. Lewis MB, Klineberg I. Prosthodontic considerations designed to optimize outcomes for single-tooth implants. A review of the literature. *Aust Dent J.* 2011;56(2):181-192.
62. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.

63. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):102-110.
64. Howie DW, Rogers SD, McGee MA, Haynes DR. Biologic effects of cobalt chrome in cell and animal models. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;(329 Suppl)(329 Suppl):S217-32.
65. Evans EJ. Cell damage in vitro following direct contact with fine particles of titanium, titanium alloy and cobalt-chrome-molybdenum alloy. *Biomaterials*. 1994;15(9):713-717.
66. Evans EJ, Thomas IT. The in vitro toxicity of cobalt-chrome-molybdenum alloy and its constituent metals. *Biomaterials*. 1986;7(1):25-29.
67. Despa V CA. Aspects of the mechanical properties of cr-co-mo alloy parts made by selective laser sintering. *The romanian review precision mechanics, optics and mechatronics*. 2014;45.
68. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):256-260.
69. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: A review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1).50-5.
70. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mat science and Engin*. 1998 March;243(1-2):231-236.

71. Pala J BV. Titanium in dentistry: Historial development state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodon Soc.* 2013 Jan;13(2):71-77.
72. Maerten A, Zaslansky P, Mochales C, et al. Characterizing the transformation near indents and cracks in clinically used dental yttria-stabilized zirconium oxide constructs. *Dent Mater.* 2013;29(2):241-251.
73. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25(1):121-128.
74. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
75. Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont.* 2003;16(6):640-646.
76. Nakamura K KT. Zirconia as a dental implant abutment material: A systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;4:299-309.
77. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-798.
78. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: An in vivo human study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292-296.

79. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil.* 2005;32(11):838-843.
80. Premwara T NN. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature. *J Adv Prosthodont.* 2012 may;4(2):76-83.
81. Assal PA. The osseointegration of zirconia dental implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2013;123(7-8):644-654.
82. Aashwini L CX. Dental fiber-post resin base material: A review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(1):60-65.
83. Dikbas I, Tanalp J. An overview of clinical studies on fiber post systems. *ScientificWorldJournal.* 2013;2013.
84. Cardelli P BF. Detrminazione dei parametre di un nuovp vetropolimero. studio sperimentale. *Dental Cadmos.* 2008;78(5):45-53.
85. Cardelli P, Balestra F. Use of new glass polymer for creating metal-free prostheses. *Dental Cadmos.* 2011;79(2):92-100.
86. Boncel S SR. Enhancement of the mechanical properties of directly spun CNT fibers by mechanical treatments. *ACS nano.* 2011 Dec;5(12):9339-44.
87. Pereira JR, de Oliveira JA, do Valle AL, Zogheib LV, Ferreira PM, Bastos LG. Effect of carbon and glass fiber posts on the flexural strength and modulus of elasticity of a composite resin. *Gen Dent.* 2011;59(4):e144-8.

88. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: An in vitro study. *J Endod.* 2013;39(1):96-100.
89. Goodacre CJ. Carbon fiber posts may have fewer failures than metal posts. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10(1):32-34.
90. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):151-157.
91. Bougherara H, Zdero R, Dubov A, Shah S, Khurshid S, Schemitsch EH. A preliminary biomechanical study of a novel carbon-fibre hip implant versus standard metallic hip implants. *Med Eng Phys.* 2011;33(1):121-128.
92. Nakahara I, Takao M, Bandoh S, Bertollo N, Walsh WR, Sugano N. In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res.* 2013;31(3):485-492.
93. Steinberg EL, Rath E, Shlaifer A, Chechik O, Maman E, Salai M. Carbon fiber reinforced PEEK optima--a composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;17:221-228.
94. Liu X, Deng C, Liu J, Li J, Sui G. Research on the extracorporeal cytocompatibility of a composite of HA, carbon fiber and polyetheretherket-one. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi.* 2011;28(6):1159-1164.

95. Rajzer I, Menaszek E, Bacakova L, Rom M, Blazewicz M. In vitro and in vivo studies on biocompatibility of carbon fibres. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(9):2611-2622.
96. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J.* 2014.
97. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845-4869.
98. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB,3rd, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials.* 2006;27(3):324-334.
99. Cougoulic JP SC. Un nouveau matériau "metal-free" en implantologie: Le biopik. *Chirurgie/prothèse Implantologie.* 2010 Nov.
100. Marya K DJ. Polietheretherketone (PEEK) dental implants: A case for immediate loading. *Int J Oral Implnat and Clin Research.* 2011 May;2(2):97-103.
101. Schwitalla A, Muller WD. PEEK dental implants: A review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743-749.
102. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Muller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech.* 2015;48(1):1-7.

103. Becker W, Doerr J, Becker BE. A novel method for creating an optimal emergence profile adjacent to dental implants. *J Esthet Restor Dent.* 2012;24(6):395-400.
104. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):680-682.
105. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, et al. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013;101(7):1209-1216.
106. Kingery WD. *Introduction to ceramics.* John Wiley & Sons. 1960.
107. Chian YM KW. *Physical ceramics: Principles for ceramic science and engineering.* John Wiley. 1997.
108. Li RW, Chow Tak W. Ceramics dental biomaterials and cad/cam technology: State of the art. *J Prostho Research.* 2014(58):208-216.
109. Zhan Y. Overview: Damage resistance of graded ceramic restorative materials. *J Eur Ceram Soc.* 2012 Aug;32(11):2623-32.
110. Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics: A current review. *Compend Contin Educ Dent.* 2014;35(3):161-6; quiz 168.
111. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:84-96.

112. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010;120(11):972-986.
113. Nielsen L LR. Mechanical properties of polymers and composites (2n edition: Revised and expanded). Marcel Dekker. 1994.
114. Anseth KS NS. Polymeric dental composites: Properties and reaction behavior of multimethacrylate dental restorations. Springer-verlog Berlin Heidelberg. 1995.
115. Langenheim JM. Plant resin. EcoBotany. 2003.
116. Molyneux P. Water-soluble synthetic polymers: Properties and behavior. Sidalc. 1983.
117. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(1):17-23.
118. Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: Strain gauge analysis. J Prosthodont. 2012;21(7):535-539.
119. Hansson S. Implant-abutment interface: Biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(1):33-41.
120. Szabo B BI. Finite element analysis. Llibre Willey. 1991.

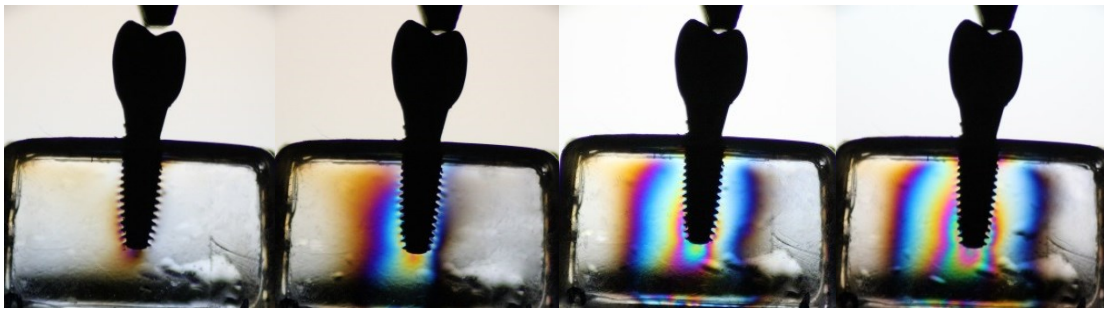
121. Marimon F. Aportación a la automatización en la toma de medidas y procesado de datos sobre modelos fotoelásticos y optomecánicos. 1988 Tesis Doctoral UPC.
122. Patterson EA. Digital photoelasticity: Principles, practice and potential. *Int J Experimental Mechanics*. 2002;38(1):27-39.
123. Cebrián-Carretero JL. Comparación biomecánicas entre los sistemas convencionales y uni-lock en osteosíntesis del ángulo mandibular: Estudio fotoelástico. *Rev esp Cirug Oral y Maxilofac*. Mar 2012;34(1):1-7.
124. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PH. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. *Anat Res Int*. 2014;2014.
125. Amores R. Análisis fotomecánico por transmisión de luz mediante la técnica de procesamiento digital de imágenes en MatLab. Trabajo final de carrera: Universidad Politécnica Nacional Ecuador. 2010.
126. Vilaplana C. Campaña experimental I. preparación de los ensayos. *Universitat Politècnica de Catalunya*. 2003;capítol 3.
127. Carlsson GE. Dental occlusion: Modern concepts and their application in implant prosthodontics. *Odontology*. 2009;97(1):8-17.
128. Klineberg I. Interarch relationships of teeth in occlusion and clinical practice. an evidence-based approach. *Edinburgh Wright/Elsiver*. 2004:3-12.

129. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979;37(4):195-206.
130. Falk H. On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses. *Swed Dent J Suppl.* 1990;69:1-40.
131. Walton T. Occlusion and fixed prosthodontics. occlusion and clinical practice. an evidence-based approach. Edinburgh Wright/Elsiver. 2004:103-7.
132. Wood MR, Vermilyea SG, Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):447-462.
133. Keown AJ, Lee JJ, Bush MB. Fracture behavior of human molars. *J Mater Sci Mater Med.* 2012;23(12):2847-2856.
134. Prado FB, Rossi AC, Freire AR, Ferreira Caria PH. The application of finite element analysis in the skull biomechanics and dentistry. *Indian J Dent Res.* 2014;25(3):390-397.
135. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.* 1973;6(5):511-520.

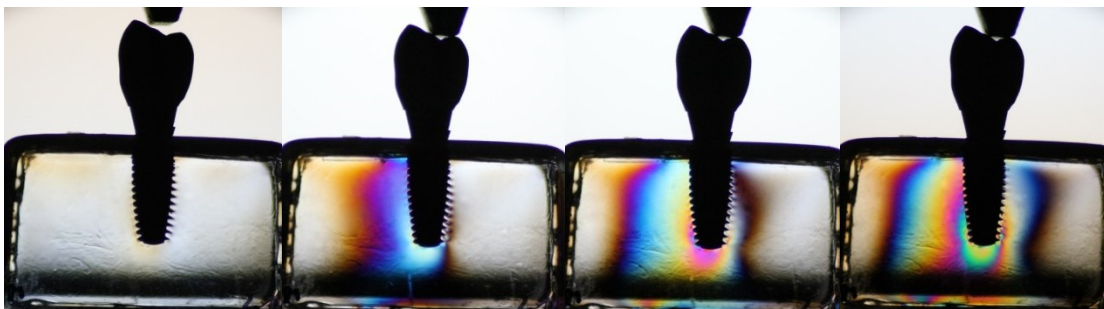
136. Shinkai RS, Lazzari FL, Canabarro SA, et al. Maximum occlusal force and medial mandibular flexure in relation to vertical facial pattern: A cross-sectional study. *Head Face Med.* 2007;3:18.
137. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):185-193.
138. Grieznis L, Apse P, Blumfelds L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija.* 2010;12(3):80-86.
139. Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am.* 1969;13(3):659-665.
140. Gentil A HO. Photoelastic fringe pattern analysis by image processing. 18 th Int Congress of Mechanical Engineering. 2005;6-11.

11. ANEXES

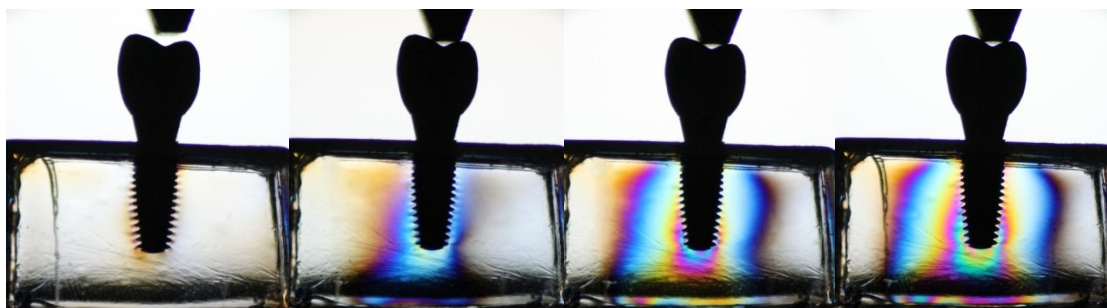
1.Anexe. Fotografies de cadascuna de les 12 mostres: corona abans de l'aplicació de la força, amb 100 N, 200 N i 300 N.



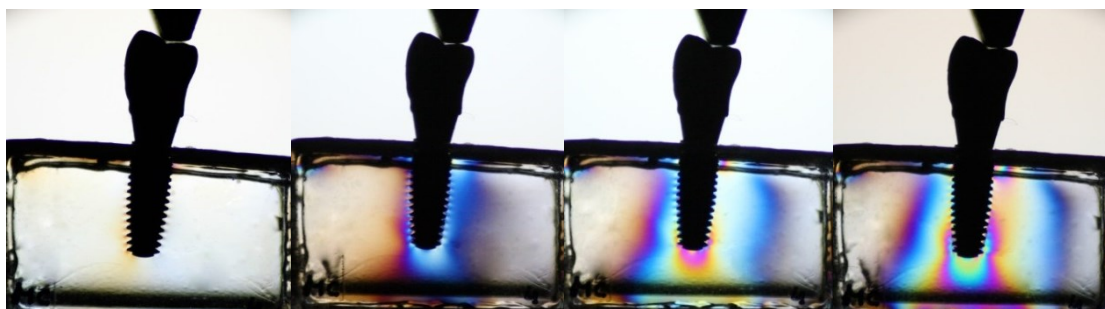
Metall 1



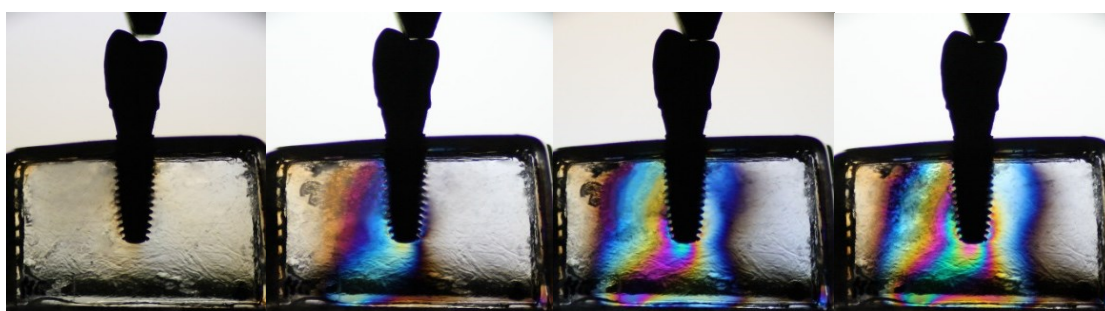
Metall 2



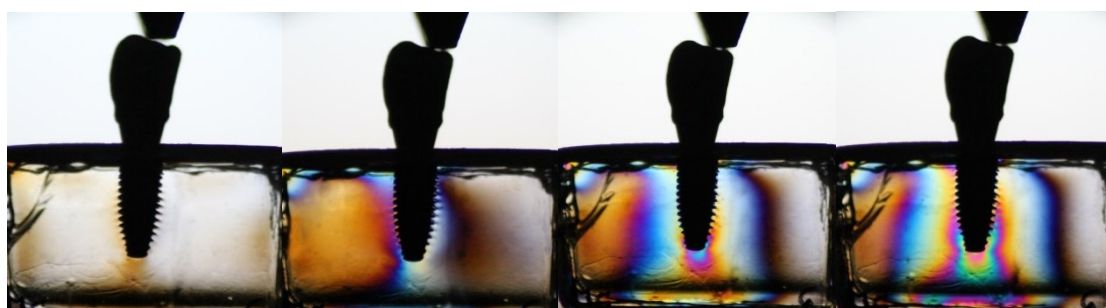
Metall 3



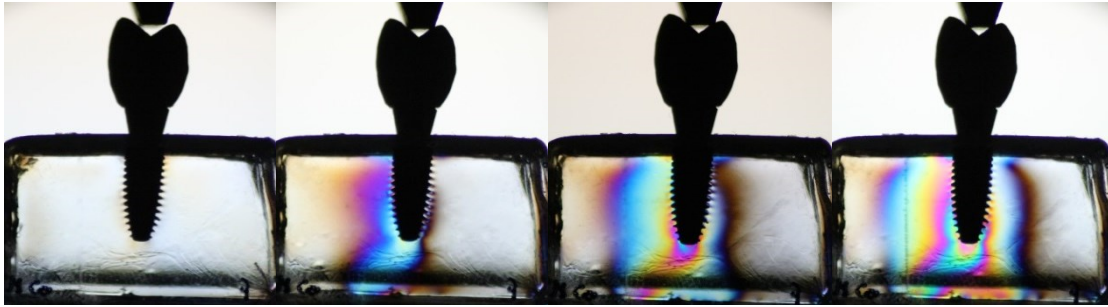
Metall-ceràmica 1



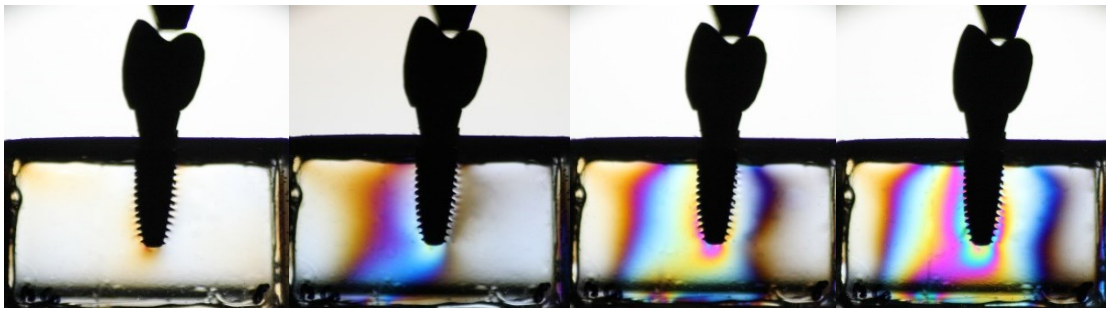
Metall-ceràmica 2



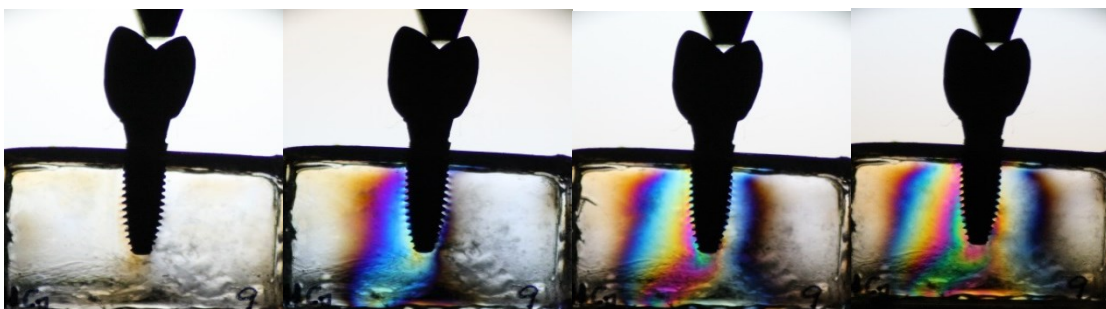
Metall-ceràmica 3



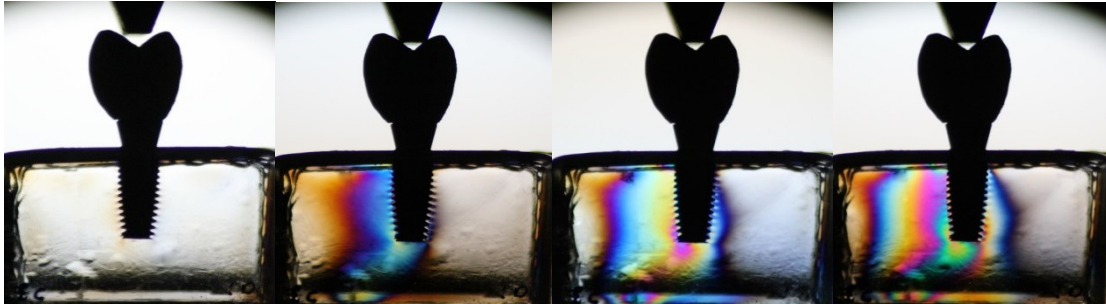
Metall-composite 1



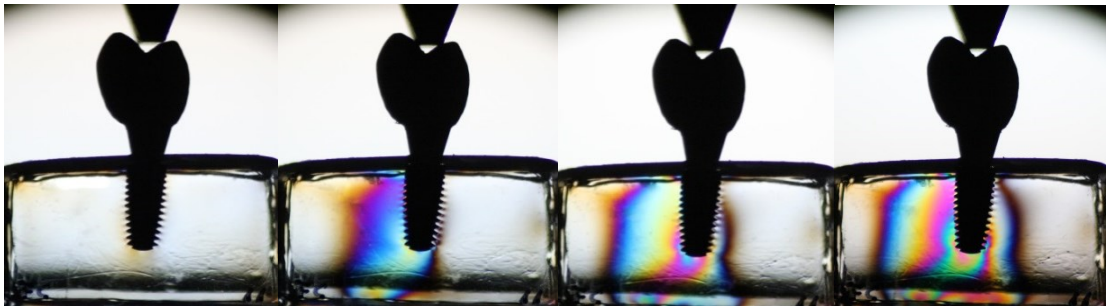
Metall-composite 2



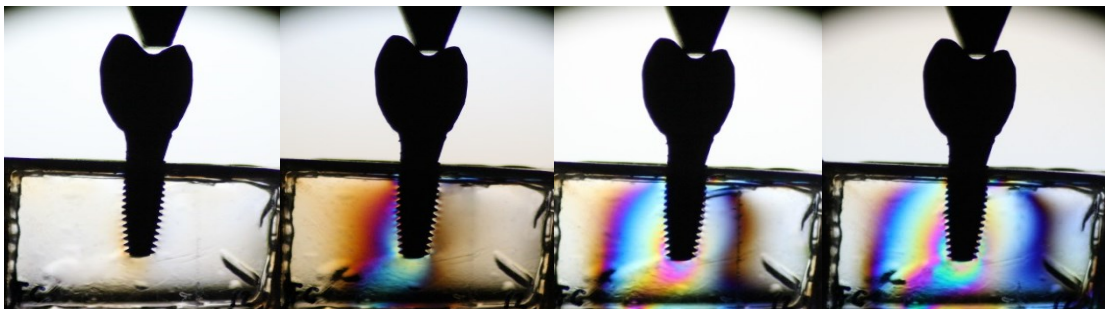
Metall-composite 3



Fibra de carboni-composite 1



Fibra de carboni-composite 2



Fibra de carboni-composite 3

2. Anexe. Aportació de la tesi

L'estudi de la tesi volia aportar llum a la problemàtica de les forces oclusives aplicades als implants dentals, tant des del punt de vista del tipus de connexió de l'implant, com de la seva distribució i intensitat segons el material rehabilitador.

El fet de no trobar a la literatura gaires estudis que comparessin el comportament de les connexions dels implants dentals en general segons el material emprat per a la rehabilitació, va ser el motiu que em va portar a fer aquest estudi.

Els resultats obtinguts en l'estudi qualitatiu i quantitatiu, ens confirmen el fet que, depenent del material emprat, les forces oclusives es transmeten en major o menor intensitat a l'implant, tot i que la seva diferència sigui poc significativa, amb valors molt similars, al menys, en un implant de connexió interna tipus con-morse com és l'estudiat i en corones unitàries.

Tenint en compte que un dels problemes més importants avui en dia és la periimplantitis, malaltia que comporta una pèrdua del suport ossi de l'implant i que aquesta pot està lligada a un excés de càrrega oclusiva amb presència d'inflamació gingival, ens porta a pensar que si s'amorteixen les forces oclusives aplicades als implants amb materials rehabilitadors que les transmetin amb menor intensitat, per poca que sigui, pot comportar una disminució de la prevalència d'aquesta malaltia que afecta als implants dentals.

4. Anexe. Carta d'aprovació de la Tesi



Barcelona, 22 de enero de 2013

Sr. Oriol Cantó Navés
Balmes 319, 4rt D
08006, Barcelona

Estimado Sr.

Por la presente, le comunico que la Comisión Académica del Doctorado en Ciencias de la Salud, en la su sesión del 18 de enero de 2013, y una vez estudiada su solicitud ha acordado:

Se acuerda admitir al Sr. Oriol Cantó Navés al Periodo de Investigación del Doctorado en Odontología.

Se acuerda aprobar el Proyecto de Tesis titulado "In vitro evaluation of the stress over a cone morse implant-abutment connection according to the restorative material" y nombrar al Dr. Josep Cabralosa como Director de la Tesis.

Adicionalmente, se le informa que la normativa de la UIC establece que debe obtener una evaluación favorable del Comité de Ética en la Investigación, antes de la puesta en marcha de la investigación. Deberá aportar esta informe cuando lo obtenga. También deberá aportar una copia de la aprobación del Comité de Ética en la Investigación Clínica (CEIC).

Aprovecho la oportunidad para saludarlo cordialmente,

Jaime Oliver Serrano
Secretario Comisión Académica
Doctorado en Ciencias de la Salud



REGISTRE GENERAL

Serena
0409
Data
23 01 13

Cent vegades cada dia, em recordo a mi mateix que la meva vida interior i exterior depèn del treball d'altres homes, vius i morts, i que m'he d'esforçar a fi de donar, almenys, en la mateixa mesura que he rebut.

Una raó per la què les matemàtiques gaudeixen d'una especial estima sobre la resta de les ciències, és que les seves lleis són absolutament certes i indiscutibles. La resta de les ciències són, fins a cert punt, discutibles i en perill constant de ser derrocades per fets recentment descoberts.

Albert Einstein

