

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



TESIS DOCTORAL

**Análisis por elementos finitos de la influencia del diseño de
estructuras sobre implantes en la resistencia mecánica**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Javier Suárez Rivaya

Director

Jaime del Río Highsmith

Madrid

© Javier Suarez Rivaya, 2011

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
Departamento de Estomatología I



**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE
LA INFLUENCIA DEL DISEÑO DE
ESTRUCTURAS SOBRE IMPLANTES EN LA
RESISTENCIA MECÁNICA**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO
DE DOCTOR POR**

Javier Suárez Rivaya

Bajo la dirección del Doctor:

Jaime Del Río Highsmith

Madrid 2011



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I

(PRÓTESIS BUCOFACIAL)

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS
FINITOS DE LA INFLUENCIA DEL
DISEÑO DE ESTRUCTURAS SOBRE
IMPLANTES EN LA RESISTENCIA
MECÁNICA**

TESIS DOCTORAL

JAVIER SUAREZ RIVAYA

2011

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS
FINITOS DE LA INFLUENCIA DEL
DISEÑO DE ESTRUCTURAS SOBRE
IMPLANTES EN LA RESISTENCIA
MECÁNICA**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor en
Odontología por la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

Javier Suárez Rivaya

Director:

Prof. Dr. D. Jaime Del Río Highsmith
Catedrático del Departamento de Estomatología I
(Prótesis Bucofacial)
Facultad de Odontología
Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2011

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. D. Fernando del Río de las Heras, bajo su dirección tuve la oportunidad de cursar el Máster de Prótesis Bucofacial y gracias a su paciencia y entusiasmo para transmitir sus conocimientos hizo posible despertar mi interés por la prótesis bucofacial.

Al Prof. Dr. D. Jaime del Río Highsmith, Director de la presente Tesis Doctoral, por su óptima predisposición en la elaboración de la misma, sus consejos, su amistad y su apoyo demostrado durante estos años, tanto en lo profesional como en lo personal.

Al Dr. Alberto Cervera Sabater, por su disposición, sus observaciones y sugerencias fueron decisivas para el desarrollo de esta investigación.

A Ignacio García Blas miembro del Departamento de Ingeniería de Euroortodoncia S.L. por su colaboración en la fabricación de las probetas y su posterior ensayo In-Vitro en una máquina tipo Instron.

A Alfredo Semelas de Analítica y Ofimática S.L. por la aportación de los softwares de diseño imprescindibles para el desarrollo de este trabajo de investigación.

Al centro de proceso de datos del servicio de informática de apoyo a la investigación perteneciente al área de informática y comunicaciones de la U.C.M. que llevó a cabo el análisis estadístico de los datos.

A todos los compañeros y profesores del Departamento de Prótesis de la UCM por la oportunidad que me han dado de poder colaborar con ellos todos estos años.

**A mis padres, Armando y Rosario, mis
hermanos Pablo y Jorge, y a Cristina;
por todos los momentos que no he
compartido con ellos todos estos años.**

- ÍNDICE -

<i>CONTENIDOS</i>	<i>PAGINAS</i>
1. INTRODUCCIÓN.....	10
1.1. ALEACIONES METÁLICAS EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.....	12
1.2. MATERIALES CERÁMICOS EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.....	15
1.3. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES DENTALES.....	17
1.4. MÉTODOS INFORMÁTICOS (ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS)	21
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	27
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	30
4. MATERIAL Y MÉTODO.....	32
4.1. DISEÑO PARAMÉTRICO DE LAS ESTRUCTURAS.....	33
4.2. EXPORTACIÓN DE LA PIEZA Y EL ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO MEDIANTE UN SOFTWARE DE ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.....	37
4.3. FABRICACIÓN DE LAS PROBETAS.....	43
4.4. ENSAYO DE FLEXIÓN.....	45
4.4.1. EQUIPO DE MEDICIÓN.....	45
4.5. DESARROLLO DE UN MODELO PARAMÉTRICO DE UN PUENTE SOBRE IMPLANTES REAL.....	49
4.5.1. DESARROLLO DE LA MANDÍBULA.....	49
4.5.2. DESARROLLO DEL IMPLANTE.....	52
4.5.3. DESARROLLO DEL PILAR PARA PREMOLAR.....	57
4.5.4. DESARROLLO DEL PILAR PARA MOLAR.....	61
4.5.5. PRIMERA FASE DE ENSAMBLAJE.....	67
4.5.6. DESARROLLO DEL TORNILLO.....	74
4.5.7. DESARROLLO DEL CEMENTO.....	77

4.5.8. DESARROLLO DE LA ESTRUCTURA.....	82
4.5.9. FASE DE ENSAMBLAJE FINAL.....	96
4.5.10. PARÁMETROS DE LOS MODELOS.....	100
4.6. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS.....	102
5. RESULTADOS.....	104
5.1. DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS.....	104
5.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	104
5.2.1. ESTADÍSTICA INFERENCIAL POR $ FV $ Y $ FINV $	105
5.2.2. ESTADÍSTICA INFERENCIA POR $ FINV $ Y DESPLAZAMIENTO.....	113
6. DISCUSIÓN.....	121
7. CONCLUSIONES.....	131
8. BIBLIOGRAFÍA.....	133

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

La pérdida dentaria supone una alteración no solo de la estética dentofacial, sino además funciones tan esenciales como la masticación, la deglución y la fonación. A lo largo de la historia el hombre ha empleado diversos procedimientos y materiales para solventar estas pérdidas¹.

La restauración de dientes ausentes por piezas artificiales implantadas en los huesos maxilares supuso una revolución en todos los tratamientos restauradores. Este fenómeno consiste en la osteointegración descrita por Bränemark en 1965 como “la conexión directa estructural y fisiológica entre el hueso vivo ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional”².

Las primeras restauraciones protésicas sobre implantes comenzaron a realizarse en 1965 en casos de edentulismo total mandibular³. A medida que se fueron haciendo estudios las indicaciones se fueron ampliando hasta las restauraciones unitarias. La prótesis sobre implantes se ha desarrollado tanto en los últimos años que resulta tan predecible como cualquier otro procedimiento restaurador convencional para reponer dientes ausentes. Misch CE³, defiende que cuando realizamos un puente parcial fijo de 3 unidades y realizamos una planificación correcta y un diseño adecuado, la tasa de supervivencia a 10 años está entre el 70 y el 75%. Sin embargo, un implante unitario a los 10 años tiene una tasa de supervivencia entre el 90 y 95%. Teniendo en cuenta lo anterior y los estudios revisados podemos afirmar que las prótesis parciales fijas sobre implantes tienen una tasa de supervivencia a los 10 años igual o superior a las prótesis parciales fijas sobre dientes⁴⁻⁸.

Es importante entender el implante como un elemento de anclaje de una restauración protésica y no como un simple sustituto de un diente perdido. Garber y Belser⁹ han establecidos las bases del concepto de cirugía guiada protésicamente; es decir, los

implantes son una extensión de la prótesis diseñada de forma adecuada. Por tanto, es el prostodoncista el que debe guiar al cirujano en la posición correcta de los implantes.

Hoy día estamos en un momento importante en el desarrollo de la prótesis sobre implantes en el que se está produciendo la aparición de numerosos estudios sobre nuevos materiales, diseños y componentes de anclaje.

Para conseguir una rehabilitación protésica duradera es necesario realizar unos diseños correctos, no solo armónicos con el contorno gingival; además, que nos garanticen la resistencia mecánica de la estructura. La aparición de nuevos materiales restauradores, como las cerámicas dentales de alta resistencia, nos está obligando a desarrollar nuevos diseños de las estructuras que garanticen la supervivencia clínica de las rehabilitaciones.

Los diseños realizados para la fabricación de estructuras metálicas han seguido siempre requisitos técnicos de laboratorio y nunca necesidades mecánicas debido a que al no poder analizar su comportamiento precarga se diseñaban sobredimensionadas empíricamente, empleando además materiales de gran rigidez que se colaban obteniendo estructuras no homogéneas.

1.1 ALEACIONES METÁLICAS EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

Un metal, según “The Metals Handbook” de 1992, se define como una “sustancia química, opaca y brillante que es buena conductora del calor y la electricidad, y cuando está pulida refleja muy bien la luz”¹⁰.

Una aleación es una sustancia con propiedades metálicas que consta de dos o más elementos químicos, siendo, al menos uno de ellos, un metal. Los metales también se pueden definir según sus propiedades de calidad y cantidad, como su brillo,

maleabilidad, ductilidad, conductividad eléctrica, conductividad térmica, gravedad específica y capacidad para producir un sonido cuando se golpea¹⁰.

La utilización de metales puros es muy limitada en odontología porque suelen ser muy blandos y tienden a corroerse muy rápidamente. Para mejorar sus propiedades mecánicas, los metales más utilizados en ingeniería y en odontología son mezclas de dos o más elementos metálicos o, en algunos casos, de uno o más metales y/o no metales¹⁰⁻¹².

1.1.1 CLASIFICACIÓN DE LAS ALEACIONES DENTALES

Existen cientos de aleaciones dentales disponibles en el mercado que podemos clasificar según su composición química en aleaciones de metales nobles y aleaciones de metales no nobles.

A) Aleaciones de metales nobles

Los metales nobles se ubican en la parte central de la tabla periódica y generalmente sus propiedades físicas hacen necesario que sean combinados entre sí o con metales no nobles para mejorar su comportamiento mecánico. Estos metales son el oro, platino, paladio, iridio, rutenio, osmio, rodio y plata.

Dentro de este grupo se dividen en “aleaciones de alto contenido en oro”, aquellas que poseen al menos un 40% en peso de oro y un 60% en peso de otro metal noble, siendo las más empleadas las aleaciones de Oro-Platino y Oro-Paladio; y “aleaciones de bajo contenido en oro” que son aquellas que contienen al menos un 25% en peso de metales nobles, fueron desarrolladas para disminuir los costes de las anteriores, siendo las más empleadas las aleaciones de Paladio-Cobre y Paladio-Plata¹⁰⁻¹².

B) Aleaciones de metales no nobles

Aparecieron como consecuencia del elevado coste que suponían las aleaciones de metales nobles. Las empleadas son:

- Aleaciones Níquel-Cromo.- contienen > 60% en níquel y entre el 16 y 27% de Cromo para mejorar las propiedades mecánicas.
- Aleaciones Cromo-Cobalto.- contiene > 60% en peso de cobalto y > 30% en peso de cromo.
- Aleaciones Ni-Ti
- Aleaciones en base de titanio.- se empezaron a utilizar para la fabricación de implantes dentales pero se ha ampliado su uso y pueden convertirse en una alternativa a las aleaciones de metales nobles (Tabla 1)¹⁰⁻¹².

Tipo ASTN	Límite de impureza (Peso %)					Propiedades mecánicas		
	N (max.)	Fe (max.)	O (max.)	C (max.)	H (max.)	Resistencia a la tensión (MPa)	Resistencia (0.2%)	Elongación (%)
Grado I	0,03	0,2	0,18	0,1	0,015	240	170	24
Grado II	0,03	0,3	0,25	0,1	0,015	340	280	20
Grado III	0,05	0,3	0,35	0,1	0,015	450	380	18
Grado IV	0,05	0,5	0,40	0,1	0,015	550	480	15
Grado V	0,05	0,4	0,20	0,08	0,012	895	828	10

Tabla1: ASTM = American Society for Testing and Materials

1.2 MATERIALES CERÁMICOS EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES

Las restauraciones totalmente cerámicas llevan muchos años en desarrollo. Las primeras cerámicas introducidas por Land C.H.¹³⁻¹⁸ en 1903 nos permitían confeccionar coronas anteriores totalmente cerámicas pero con una tasa de fractura muy alta.

En 1957, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines R.F. y Semmelman J.O.¹⁹ desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío, lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire.

En 1965, McLean J.W. y Hughes T.H.²⁰ introducen en el mercado la porcelana aluminosa, más resistente que la feldespática convencional. Estas porcelanas presentaban el problema de una mayor opacidad y de ser más blanquecinas. Para conseguir una estética aceptable se necesitaba un tallado muy agresivo; pero aún así, no resolvían el problema de la desadaptación marginal.

Entre 1980-1990 comenzó el gran desarrollo de las porcelanas dentales con la aparición de las nuevas porcelanas de alta resistencia y baja contracción. Estas porcelanas trataban de solventar los problemas de fragilidad y desadaptación marginal inherentes al método tradicional²¹.

En 1993 con el desarrollo de las cerámicas de alta resistencia se creó una cerámica aluminosa de infiltrado vítreo indicada para la confección de puentes totalmente cerámicos anteriores (*In Ceram Alumina*), con un área mínima recomendada en la sección del conector de 12mm²²²⁻²⁴.

A partir de 1996 la evolución de las cerámicas permitió la aparición de una cerámica de núcleo aluminoso reforzada con Zirconio (*In-Ceram Zirconio*) más resistente que su predecesora (*In Ceram Alumina*). Este tipo de cerámica estaba indicada para la confección de puentes posteriores de hasta tres unidades con una distancia máxima de 10 mm entre los pilares y un área mínima en la sección del conector de 16mm^2 ²⁵⁻²⁸.

En 1998 comenzó a comercializarse una cerámica de vidrio con cristales de disilicato de litio y ortofosfato de litio, recubierta de una cerámica feldespática de baja fusión (*IPS Empress II*). Fue introducida para la confección de puentes anteriores y posteriores hasta un segundo premolar donde el área mínima recomendada en la sección de conector era de 16mm^2 en puentes anteriores y 22.5mm^2 en puentes posteriores. Hoy en día, ya se ha descartado su uso en puentes posteriores por el alto índice de fracturas^{29,}
30.

En la actualidad, están en desarrollo las cerámicas circoniosas de reciente introducción en el mercado. Es una cerámica de núcleo de óxido de Zirconio parcialmente estabilizada con ítrio ($\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ – PSZ) y recubierta de una cerámica feldespática de baja fusión que permite confeccionar puentes de hasta 4 unidades usando conectores de tamaño reducido (7mm^2). Aunque las casas comerciales afirman que este tipo de porcelana no se fractura, la realidad es que si ocurre pero en un porcentaje muy reducido. Es por ello, que aún debemos esperar a los nuevos avances en el diseño de estructuras que nos permitan asegurar una supervivencia clínica aceptable³¹⁻³⁴.

1.3 PROPIEDADES MECANICAS DE LOS MATERIALES DENTALES

Los materiales que se emplean en prótesis sobre implantes para su aplicación clínica han de cumplir unas propiedades mecánicas mínimas para no fracturarse o deformarse durante la masticación.

Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica como “la ciencia física que se ocupa de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan sobre los cuerpos”. Por tanto, las propiedades mecánicas son medidas de la resistencia de un material a la deformación o la fractura al aplicarle una fuerza^{10, 35}.

Cuando aplicamos una fuerza externa a un cuerpo se crea una fuerza interna de igual en magnitud, pero de sentido contrario (*tensión*). Esta vendrá expresada por la ecuación:

$$Tensión = \frac{F}{A},$$

donde “F” es la fuerza aplicada y “A” la sección donde hemos aplicado la fuerza. Por ello, la tensión se define como la fuerza interna por unidad de superficie en un material, igual y opuesta a la fuerza aplicada por unidad de superficie, es decir:

$$T = \frac{F (N)}{S (m^2)} \text{ (Pa)}$$

Esta fuerza aplicada sobre un cuerpo, va a llevar siempre a una modificación de sus dimensiones, por muy pequeñas que estas sean. Este fenómeno se denomina *deformación* y se define como el cambio por unidad de longitud, ya sea aumento o disminución, dependiendo de la dirección de la fuerza aplicada. Y se expresa como:

$$D = \frac{\Delta L}{L}$$

donde “D” es la deformación, “ ΔL ” incremento de la longitud y “L” longitud inicial.

Esta deformación que sufre el cuerpo puede ser de dos tipos:

- Deformación elástica.
- Deformación plástica.

La *deformación elástica* es aquella que desaparece cuando dejamos de aplicar la fuerza.

La *deformación plástica* es la que permanece cuando dejamos de aplicar la fuerza.

Como dijimos anteriormente existen varios tipos de fuerzas que van a generar tensiones internas en un cuerpo. Estas fuerzas pueden ser de *compresión*, de *tracción*, *tangenciales* y todas ellas van a generar tensiones simples de compresión, de tracción y de cizallamiento respectivamente. Las fuerzas de *flexión o torsión*, sería nuestro caso, van a provocar tensiones complejas.

→ Fuerzas de compresión.- es aquella provocada por una carga que tiende a comprimir o acortar la longitud de un cuerpo.

→ Fuerzas de tracción.- es aquella provocada por una carga que tiende a estirar o alargar la longitud de un cuerpo.

→ Fuerzas tangenciales o de cizalla.- es aquella provocada por una carga que tiende a desplazar una parte de un cuerpo hacia otra posición.

→ Fuerzas de flexión o torsión.- este tipo de fuerzas van a generar tensiones complejas. Este sería el típico caso de un puente fijo de 3 unidades donde al someterle a una fuerza externa, la flexión del puente va a generar tensiones de tracción y de compresión^{10, 35}. Estas concentraciones de tensión que se generan, representan zonas de fractura potenciales en la mayoría de los materiales, sobre todo en las cerámicas dentales que tienen un potencial de deformación plástica bajo o nulo.

Existen varias técnicas que permiten analizar la distribución de las tensiones sobre un cuerpo, estas son:

- a) Prueba transversal o prueba de flexión en tres puntos.- la tensión que va a sufrir un material con este ensayo viene dada por:

$$T = \frac{3FL}{2bd^2}$$

donde “F” es la fuerza aplicada, “L” la distancia entre los dos puntos de apoyo, “b” el ancho de la muestra y “d” su profundidad.

- b) Ensayo de Tracción.- consiste en someter a una probeta normalizada a un esfuerzo axial de tracción creciente hasta que se produce la rotura de la probeta. Con este ensayo podemos determinar diversas características de los materiales elásticos:

- Módulo de elasticidad.
- Coeficiente de Poisson.
- Límite de proporcionalidad.

- Limite de fluencia o límite elástico aparente
 - Carga de rotura o resistencia a la tracción.
 - Alargamiento de rotura.
- c) Ensayo de Compresión.- es un ensayo técnico para determinar la resistencia de un material o su deformación ante un esfuerzo de compresión.
- d) Métodos Informáticos (análisis por elementos finitos) ^{10, 35}.- nos permite reproducir cualquier condición.

Para todos estos métodos de análisis, existen una serie de parámetros indispensables para realizar el proceso (Tabla 2).

Tabla 2. Propiedades y parámetros determinantes en la deformación elástica o plástica que pueden sufrir los materiales ^{10, 35}.

Módulo de elasticidad (Módulo de Young).

Módulo dinámico de Young.

Módulo de cizallamiento.

Flexibilidad.

Coefficiente de Poisson

Límite proporcional.

Límite elástico.

1.4 METODOS INFORMATICOS (Análisis por elementos finitos)

Historicamente el desarrollo de nuevos diseños para la confección de estructuras protésicas ha sido realizado mediante el método tradicional de construcción y el posterior ensayo de prototipos, con el consiguiente coste y tiempo que ello implica. Además nos enfrentábamos al problema de tener que evaluar todas las posibles causas de fracasos, como así también su comportamiento bajo distintos tipos de carga.

En la actualidad existe una herramienta computacional mediante la cual es posible realizar la evaluación inicial de los diseños. Esta herramienta es el método de los elementos finitos que nos permite evaluar de manera virtual los prototipos, permitiendo dejar para la etapa final del desarrollo la construcción y el ensayo, una vez que se ha logrado la configuración ideal. En medicina, independientemente de la complejidad del tejido y de sus condiciones de carga, esta técnica de análisis nos permite predecir de manera muy precisa y rápida su comportamiento³⁶.

El diseño es un proceso que se realiza para solucionar problemas planteados y satisfacer las necesidades del ser humano; en nuestro caso, la reposición dentaria. La aplicación de la tecnología CAD (*Computer Aided Design*) / CAE (*Computer Aided Engineering*) / CAM (*Computer Aided Manufacturing*) para la solución de estos problemas, viene siendo muy utilizada en el campo de la ingeniería. La técnica de análisis más desarrollada en la ingeniería asistida por ordenador (C.A.E.) es la aplicación del análisis por elementos finitos (F.E.A.) que permite la optimización de costos, calidad, tiempo y seguridad^{37, 38}.

El método de los elementos finitos fue descrito por Courant R³⁹. en 1943, quien comenzó a aplicar este método de análisis para solucionar problemas básicos de la vida

real, pero no fue hasta los años 60 cuando se introdujo en la industria aeroespacial, cuando comenzó su gran desarrollo⁴⁰.

En la actualidad, el empleo de los elementos finitos es una herramienta de uso habitual en ingeniería que nos permite realizar simulaciones de una situación real. El método de los elementos finitos consiste en dividir un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto (discretización)^{37, 38}. De forma sencilla, consiste en convertir una estructura en un número finito de partes llamadas *elementos* cuyo comportamiento se especifica con un número finito de *parámetros*. Dichos elementos contienen una serie de números interconectados entre sí llamados *nodos* y al conjunto se le conoce como *malla* (fig. 1.). Este método de análisis, nos va a permitir predecir con gran precisión y simplicidad los esfuerzos y deformaciones que va a sufrir una pieza o un conjunto de piezas al ser sometidas a un sistema de cargas. El conocimiento de lo que sucede en el interior de este modelo, se obtiene mediante la interpolación de los valores conocidos en los nodos^{37, 38}.

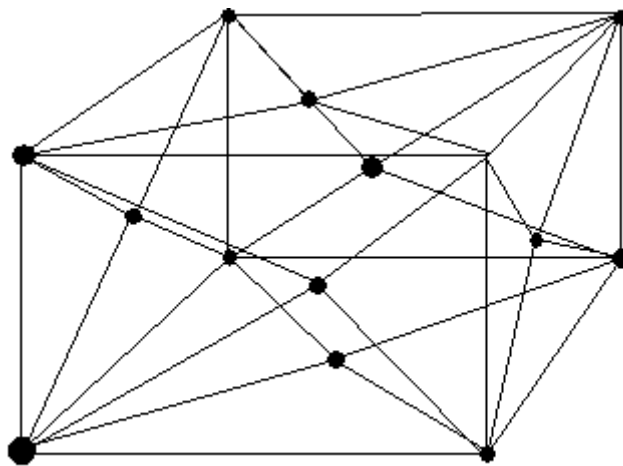


Fig.1: Malla.- Conversión a un modelo discreto un modelo continuo.

El objetivo final de este método de análisis, es realizar una simulación numérica del comportamiento real de una pieza. La simulación de procesos es una herramienta muy importante en la ingeniería industrial que permite la representación de un proceso mediante otro que lo hace más simple y entendible³⁸.

Hoy día, las grandes empresas de ingeniería se han visto obligadas a implantar esta tecnología para hacer realidad los tres grandes objetivos del diseño moderno:

- Diseñar para la fabricación a coste competitivo.
- Diseñar en medios reales.
- Diseñar bien al primer intento.

En este sentido, el desarrollo de las tecnologías C.A.D. / C.A.E. / C.A.M. va a permitir automatizar cualquier proceso industrial y lograr que estos tres objetivos se cumplan³⁸.

En el campo de la implantología no fue hasta 1976 cuando Weinstein A.M. y cols.⁴¹ aplicaron esta técnica de análisis para estudiar la distribución de las tensiones en los primeros implantes. Posteriormente, otros investigadores comenzaron a utilizar esta técnica de análisis.

Entre 1979 y 1983, Atmaran G.H. y Mohammed H.⁴²⁻⁴⁴, en varios estudios analizaron la distribución de las tensiones en un implante unitario para entender el comportamiento de los parámetros elásticos y geométricos en implantes.

En 1983, Borchers L. y Reichart P.⁴⁵, confeccionaron el primer modelo de análisis por elementos finitos en 3D en las diferentes etapas de desarrollo de la interfase con el hueso.

En 1987, Meroueh K.A. y cols⁴⁶, aplicaron el análisis por elementos finitos en un implante cilíndrico.

Williams K.R. y cols.⁴⁷ en 1990, Eraslan O. y cols.⁴⁸ en el 2006 y Keulemans F. y cols.⁴⁹ en el 2008, llevaron a cabo un análisis por elementos finitos en prótesis dental con cantiléver.

Akpinar I. y cols⁵⁰ en 1996 y Lin C-L y cols.⁵¹ en el 2008 aplicaron esta técnica de análisis para analizar la distribución de las tensiones en una unión diente-implante.

En prótesis convencional y prótesis sobre implantes existen muy pocos estudios que aplican esta técnica de análisis para estudiar la distribución de las tensiones en estructuras de puentes.

En 1995, Kelly J.R. et al.⁵², aplicaron esta técnica de análisis para estudiar la distribución de las tensiones en puentes convencionales de 3 unidades totalmente cerámicos (In-Ceram Vita, Bad Säckingen, Alemania) y observaron que los mayores niveles de tensión se localizaban en la interfase estructura-cerámica de recubrimiento.

En 1996, Kamposiora P. et al.⁵³, utilizaron esta técnica de análisis sobre un modelo 2D de A.E.F. para estudiar los niveles y la distribución de las tensiones en puentes fijos de tres unidades, confeccionados con diferentes materiales (aleación de Oro tipo III, Dicor e In-Ceram) y con dos tipos de diseños de estructuras diferentes, modificando la altura a nivel de los conectores entre 3 y 4mm. Tras el estudio

observaron que los mayores niveles de tensión se concentraban en la región gingival del conector y que un aumento de la altura de los conectores de 3 a 4mm conseguiría una reducción de las tensiones de entre el 40 y 50%. De los materiales estudiados, fue In-Ceram con el que se consiguieron unos menores niveles de tensión.

Los resultados de varios estudios: Hojjatie B. y Anusavice K.J.⁵⁴ en 1990; Kamposiora P. y cols.⁵³ en 1996; Pospiech P. y cols.⁵⁵ en 1996; Bahat Z. y cols.⁵⁶ en el 2009 sugirieron que la distribución de las tensiones se mejoraría con unos diseños de estructuras a nivel de los conectores más curvos. Por ello, Oh. W et al.^{57, 58} aplicaron esta técnica de análisis para intentar determinar la influencia del diseño de los conectores en la distribución de las tensiones. Tras el estudio observaron una mejora en la distribución de las tensiones a nivel de los diseños de conectores con unos radios de curvatura mayores^{56, 57-65}. Esta influencia fue mucho más significativa en la curvatura gingival⁶⁶.

En 2003, Fischer H. et al.⁶⁷, aplicaron esta técnica de análisis para intentar predecir la supervivencia de puentes cerámicos confeccionados con 4 tipos de materiales diferentes (IPS Empress 1, IPS Empress 2, In Ceram Alumina y ZrO₂). Para ello, confeccionaron 3 diseños diferentes de modelos de A.E.F.:

Modelo 1: 14mm² (3.5 · 4.0) y conexión de 0.1mm de longitud.

Modelo 2: 8.75mm² (2.5 · 3.5) y conexión de 0.1mm de longitud.

Modelo 3: 14mm² (3.5 · 4.0) y conexión de 0.5mm de longitud.

Fischer et al.⁶⁷, observaron los mayores niveles de tensión a nivel de la región gingival de los conectores con una probabilidad de fracaso a 10 años muy baja en los puentes de ZrO₂^{68,69}.

Entre 2001 y 2004, Pross K.A. et al.⁷⁰⁻⁷¹, aplicaron esta técnica de análisis en una serie de estudios para entender la influencia que existe del diseño del margen cervical y el ángulo de convergencia del pilar, en la distribución de las tensiones en un primer premolar inferior restaurado con una corona totalmente cerámica. Tras el estudio, observaron que en las preparaciones con menor ángulo de convergencia oclusal y mayor radio a nivel del chamfer se localizaban los menores niveles de tensión⁷⁵⁻⁷⁷.

En 2006, Oyar P. et al.⁷⁸, analizaron por elementos finitos la distribución de las tensiones en dos diseños diferentes de preparación oclusal. Tras el estudio, observaron que un diseño de preparación anatómico mejoraba la distribución de las tensiones en la dentina; sin embargo, un diseño de preparación oclusal no anatómico mejoraba la distribución de las tensiones sobre la porcelana de recubrimiento.

El empleo del AEF en prótesis dental es posible gracias al empleo actual de materiales homogéneos (**no colados**) para su fabricación.

2.JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

En los últimos años, los métodos de colado tradicional para la confección de las estructuras internas de estas restauraciones protésicas, están siendo sustituidos por los nuevos sistemas CAD-CAM que nos permiten controlar los diseños de pilares y estructuras, ajustándonos a las necesidades de cada caso; aún así, los diseños de estos pilares y estructuras, siguen criterios generalmente empíricos desde el punto de vista mecánico.

En Ingeniería, se emplean métodos matemáticos para estudiar y diseñar estructuras óptimas que permitan asegurar la estabilidad en el tiempo de una pieza o un conjunto de piezas. Para ello, utilizan el método de los elementos finitos para predecir el comportamiento mecánico en una pieza o un conjunto de piezas al ser sometidas a un sistema de cargas.

En Implantoprótesis, este método de análisis está muy poco extendido y podría ser un método que con ayuda de los nuevos sistemas CAD-CAM nos permita diseñar pilares y estructuras que garanticen la supervivencia clínica de las restauraciones.

Hoy día, con la aparición de nuevos materiales y sistemas de confección con tecnología CAD-CAM parece interesante optimizar las dimensiones de las estructuras protésicas. Lo que nosotros pretendemos a través del análisis por elementos finitos es estudiar el comportamiento mecánico de una estructura protésica y lograr predecir la fuerza necesaria para deformarla.

Los objetivos que nos planteamos son:

1. Crear un modelo paramétrico de una estructura de titanio Grado 2 para un puente sobre implantes de 3 unidades.
2. Comparar los resultados mecánicos de una estructura paramétrica de Titanio Grado 2 por el método de análisis por elementos finitos y una mecanizada mediante un ensayo de Tensión / Deformación.
3. Estudiar las variaciones mecánicas por elementos finitos que puedan inducir la modificación del diseño paramétrico y compararlo con ensayos de tensión-deformación de estructuras mecanizadas.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La distribución de las tensiones en restauraciones protésicas sobre implantes es un factor de máxima importancia en el pronóstico de las mismas, íntimamente ligado al diseño de pilares y estructuras.

Después de haber realizado una revisión de la literatura no existe ningún consenso sobre cuáles son los diseños más adecuados para la confección de pilares y estructuras sobre implantes, quedando a criterio del técnico de laboratorio la elección de uno u otro diseño en función de las necesidades técnicas.

Partiendo de la hipótesis que las magnitudes que recomienda el fabricante son empíricas, pretendemos objetivar dichas magnitudes a situaciones concretas del aparato estomatognático.

La experiencia de otros investigadores nos dice que diseños con ángulos muy marcados van a concentrar mayores niveles de tensión; por ello, es lógico pensar que unos diseños más redondeados podrían disminuir esas concentraciones de tensión, mejorando el pronóstico de nuestras restauraciones.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4. MATERIAL Y MÉTODO

Como resumen del procedimiento, en nuestro trabajo de investigación partimos del diseño paramétrico de un modelo virtual de una estructura de Titanio grado II para un puente de 3 unidades variando los diseños de los conectores en su diámetro (2.5, 3 3.5mm) y en su radio (0.5, 1, 1.5mm). Los 9 diseños de la estructura los sometimos a un ensayo mecánico mediante el método de análisis por elementos finitos para estudiar la fuerza necesaria que deberíamos aplicar para lograr un desplazamiento de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5mm en sentido vertical desde el punto de aplicación de la fuerza en el centro del pónico. Posteriormente, se mecanizaron 6 probetas de cada diseño que hacen un total de 54 muestras y a cada uno se le sometió a un ensayo de fuerza con una Instron para analizar la fuerza y el desplazamiento. Finalmente hemos valorado y comparado estadísticamente los resultados obtenidos con los diferentes análisis.

En una segunda parte de nuestro estudio hemos desarrollado un modelo paramétrico de un puente sobre implantes de 3 y 4 unidades real.

4.1 DISEÑO PARAMÉTRICO DE LAS ESTRUCTURAS

Para el diseño paramétrico de las estructuras empleamos el software de diseño gráfico Autodesk Inventor Professional 2009 en su versión educativa.

Comenzamos diseñando un cilindro de diámetro 10mm y longitud 30mm (fig. 2). A continuación creamos un boceto para dividir al cilindro en dos partes

iguales en sentido longitudinal, y sobre este boceto dibujamos dos conectores para poder controlar el diámetro y el radio (fig. 3). Seguidamente, realizamos una operación de “revolución” con la opción “corte” activa partiendo de este boceto (fig. 4 y 5).

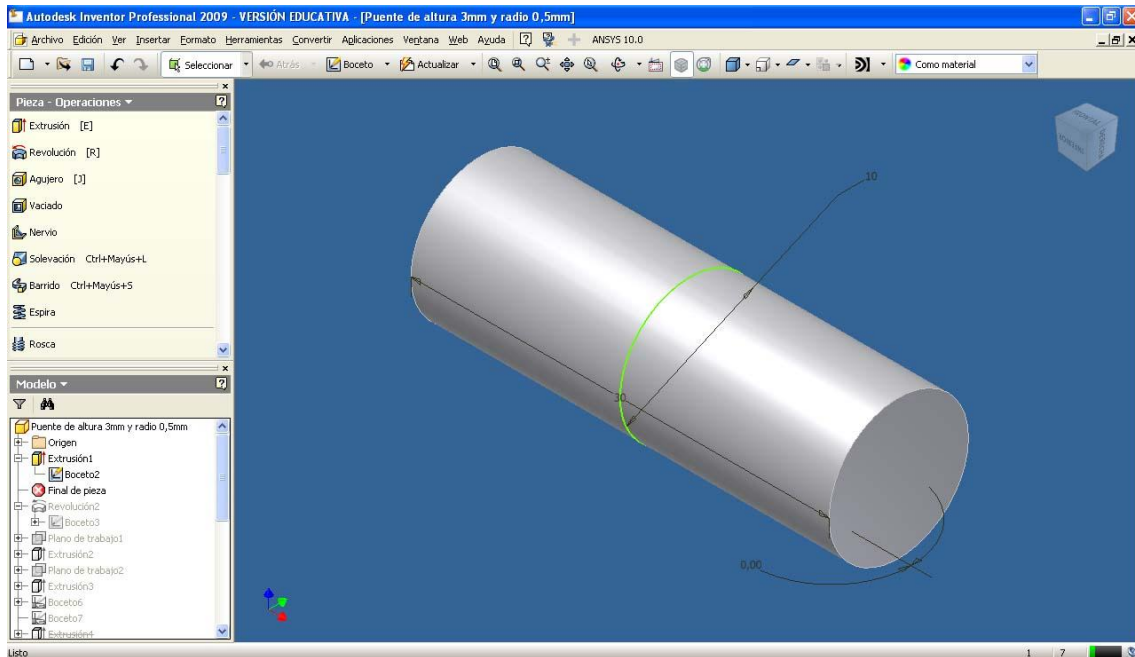


Fig. 2. Diseño del cilindro

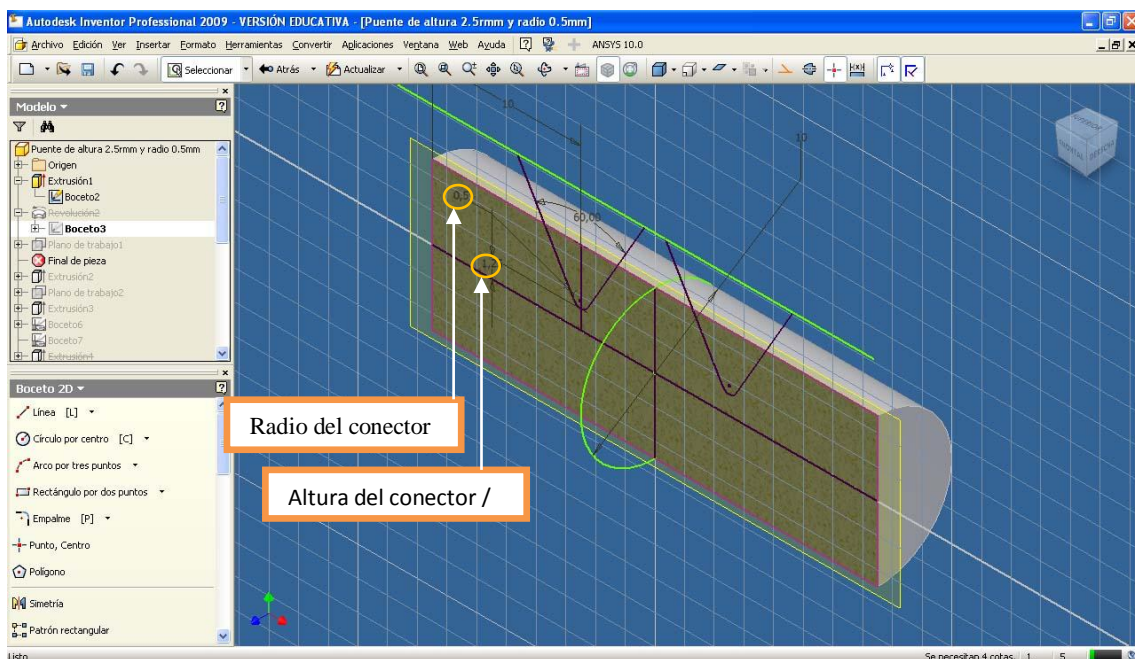


Fig. 3. Boceto para el desarrollo de los conectores.

Para mejorar el apoyo de la estructura sobre una base se realizaron dos caras planas con una operación de “extrusión” y la opción de “corte” activa; y para definir el punto de aplicación de la fuerza se realizó una meseta circular de 0,1mm de altura y 1,5mm de diámetro en la cara plana del pónico (fig. 6).

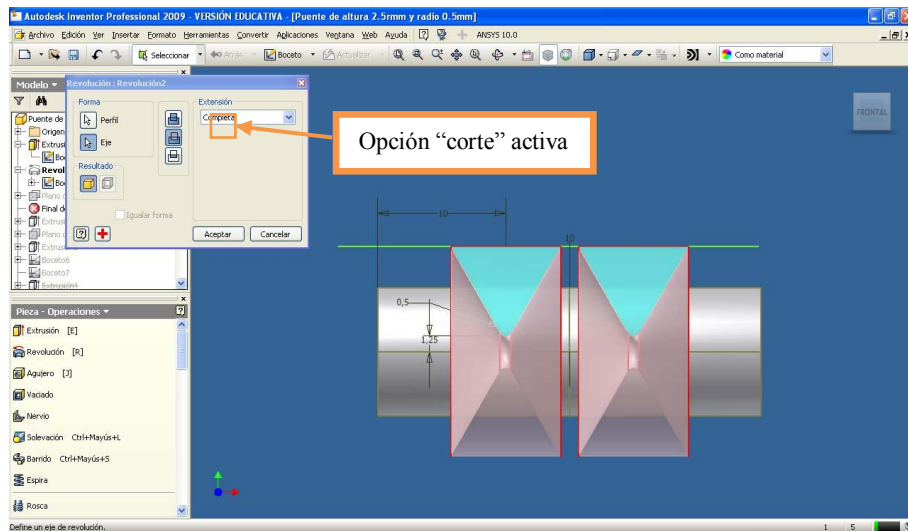


Fig. 4. Desarrollo de los conectores: Operación de revolución con la opción corte activa

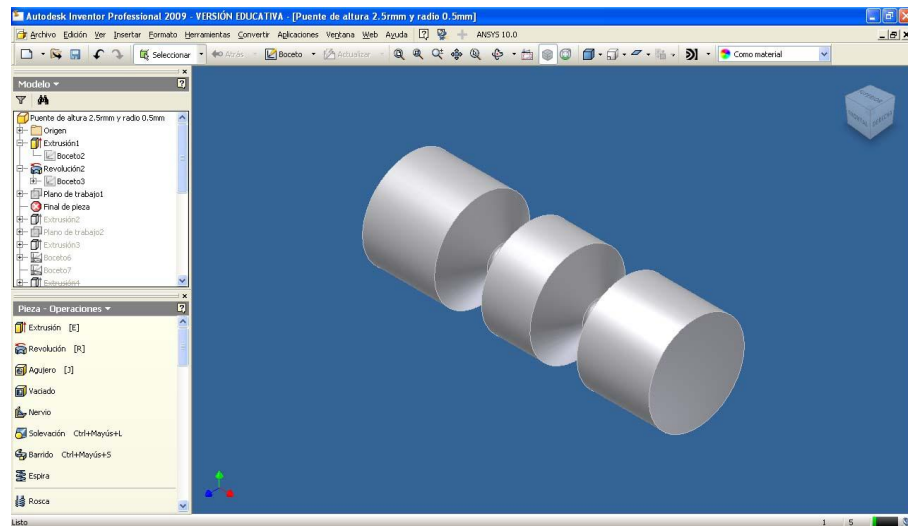


Fig. 5. Desarrollo de los conectores: pieza terminada

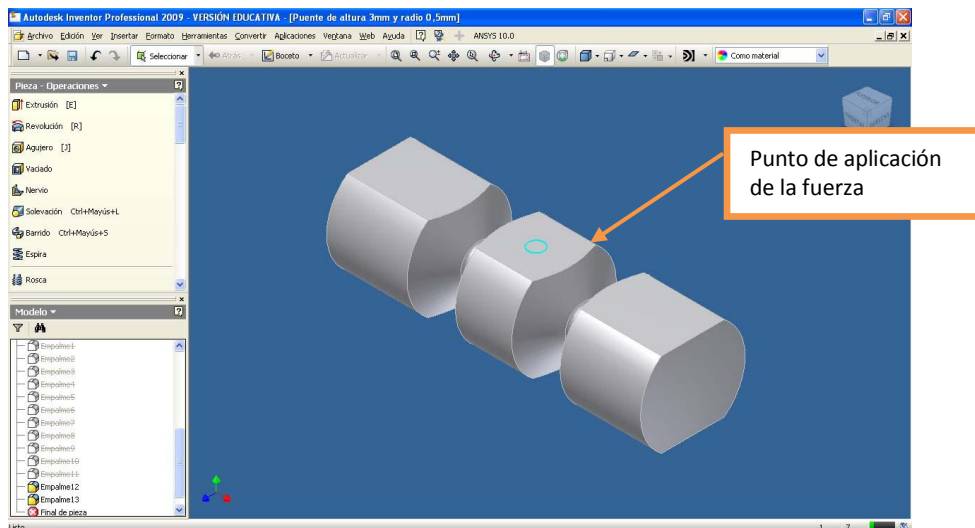


Fig. 6. Pieza terminada: con los apoyos para su correcto asentamiento y con el punto de aplicación de la fuerza definido.

A continuación se diseñó una base que permitiese el correcto asentamiento de la estructura y su estabilidad durante el ensayo (Fig.7).

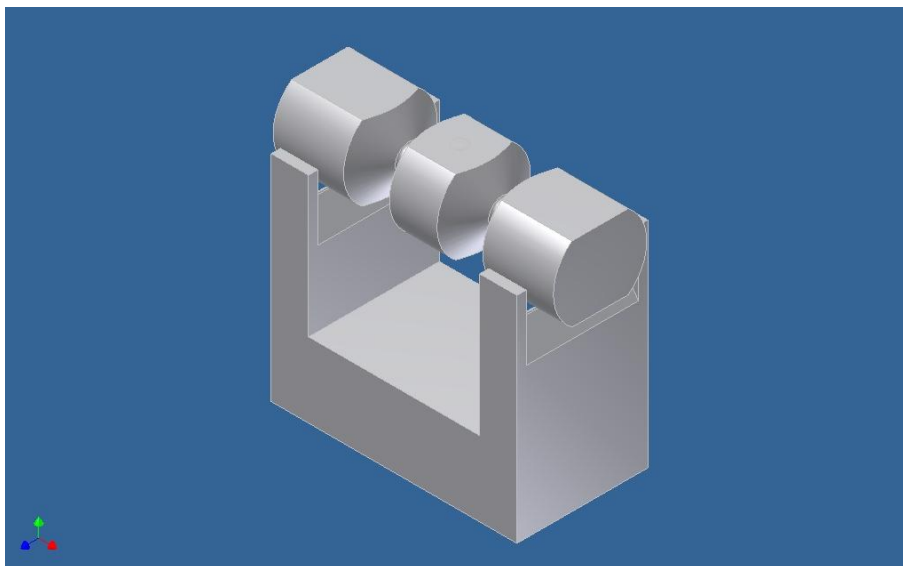


Fig. 7. Pieza terminada con el apoyo correcto para su asentamiento durante el ensayo.

Las ventajas que nos ofrece este tipo de diseño es la posibilidad de modificar la pieza desde una hoja de cálculo cambiando los valores que tengamos determinados y sin la necesidad de crear una pieza nueva, esto nos va a permitir realizar todas las modificaciones que queramos para lograr la optimización de la misma (Fig. 8).

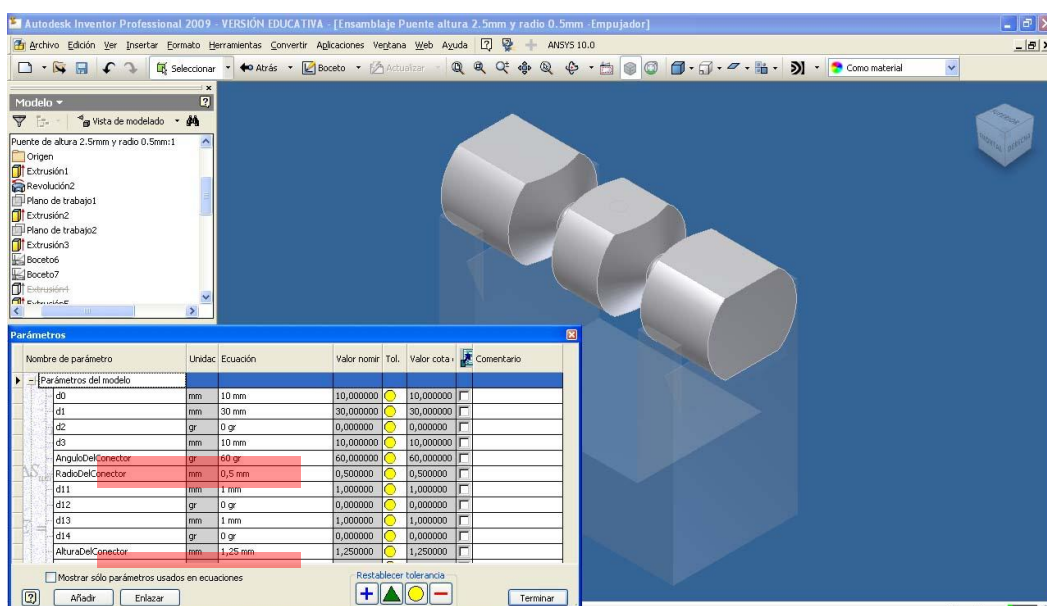


Fig. 8. Diseño paramétrico: con una tabla podremos realizar todas las modificaciones necesarias sin necesidad de dibujar la pieza entera.

DISEÑOS DESARROLLADOS			
	Radio del conector		
Diámetro del conector	0.5	1	1.5
2.5	D2.5/R0.5	D2.5/R1	D2.5/R1.5
3	D3/R0.5	D3/R1	D3/R1.5
3.5	D3.5/R0.5	D3.5/R1	D3.5/D1.5

Tabla 3. Diseños desarrollados para nuestro estudio

4.2 EXPORTACIÓN DE LA PIEZA Y ANÁLISIS DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO MEDIANTE UN SOFTWARE DE ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

Las nueve modificaciones del diseño de la pieza fueron exportadas al software de análisis por elementos finitos Ansys Workbench 10.0 para estudiar su comportamiento mecánico (Tabla 3). Los dos software Autodesk Inventor

Professional 2009 y Ansys Workbench 10.0 tienen una interface que permite transferir modificaciones de las piezas para su posterior análisis.

Cuando realizamos exportaciones de piezas a este tipo programas deberemos de realizar una serie de pasos antes del análisis mecánico:

1. **Verificar la geometría de la pieza o conjunto de piezas importadas.**- en ocasiones cuando realizamos diseños muy complejos el programa no es capaz de interpretar toda la geometría y nosotros deberemos de realizar las reparaciones necesarias manualmente (fig. 9), en nuestro caso estas reparaciones no fueron necesarias.

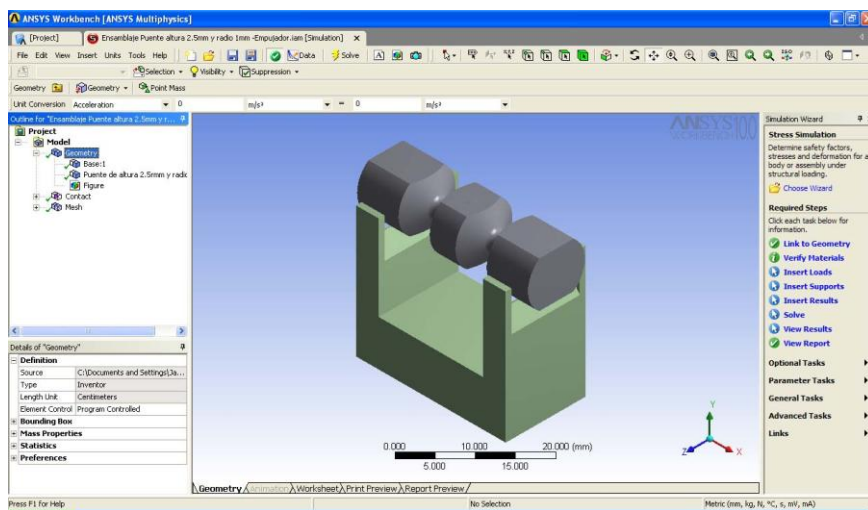


Fig. 9. Importación del sistema para el análisis.

2. **Definir los materiales de cada pieza:** deberemos de dar las propiedades correctas de cada material para su correcto análisis. En nuestro caso la pieza la vamos a fabricar en Titanio Tipo II y el soporte en acero estructural (Tabla4).

Material	Coefficiente de Poisson	Módulo de elasticidad (MPa)
Titanio Grado II	0,33	1,03e5
Acero estructural	0.3	2e5

Tabla 4 Propiedades físicas de los materiales⁷⁹

3. Definir las condiciones de contorno:

- Contacto entre las piezas.- la hemos definido como una relación fija, “bonded”. En la experiencia in vitro esta la relación es deslizante pero debido a la complejidad que existe para definir este contacto en el modelo matemático y a que el objetivo de nuestro estudio no es desarrollar un modelo exacto, sino buscar una relación entre el modelo real y el modelo matemático, la hemos definido como una relación fija “bonded”.
- Cargas del sistema.- se aplica una carga única en sentido axial en el centro del pónico.
- Soporte del sistema.- toda la base en acero estructural (fig. 10).

4. Mallado.- En estos casos, donde las investigaciones de otros autores nos permite conocer las zonas críticas de este tipo de estructuras, deberemos de realizar un mallado meticuloso en estas regiones. Hemos realizado un mallado “advanced” con un refinamiento en el área de los conectores (fig. 11 y 12). El modelo matemático está definido por 52.350 nodos y 34.350 elementos tetragonales.

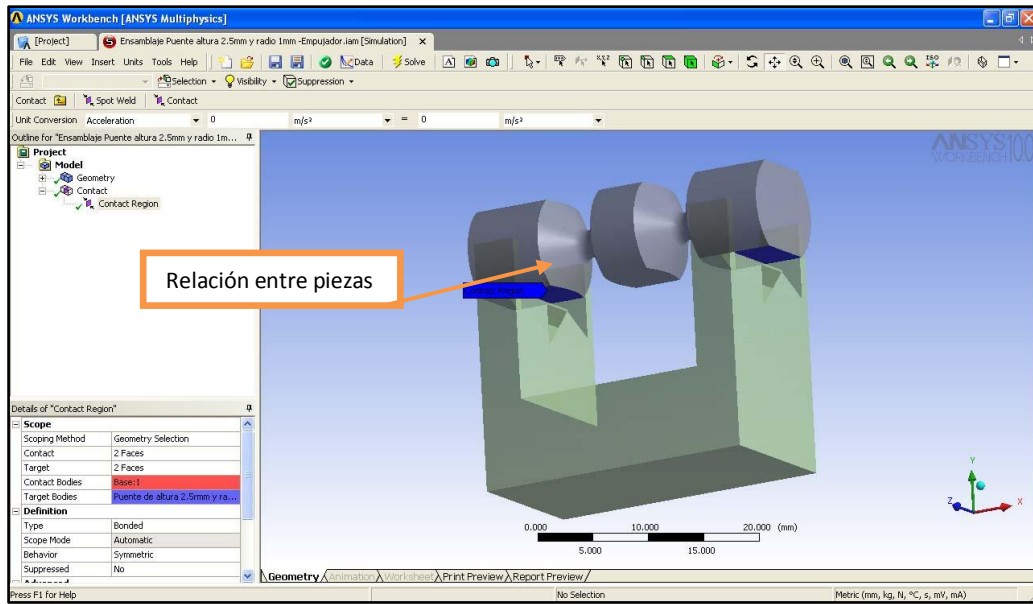


Fig. 10. Contacto entre piezas: hemos definido una relación fija, "bonded", para facilitar los cálculos matemáticos.

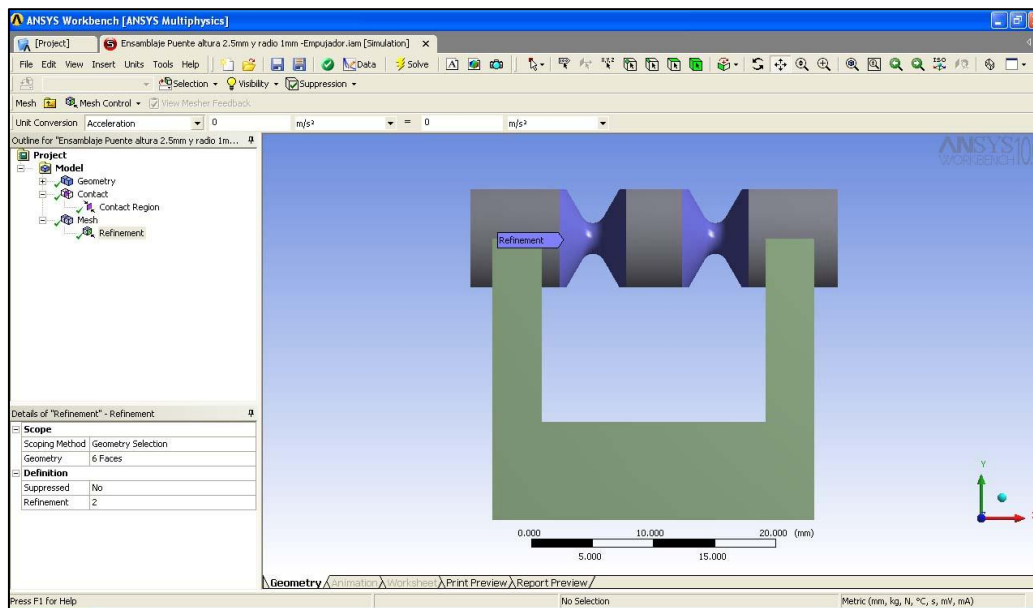


Fig. 11. Área de los conectores con un mallado fino.

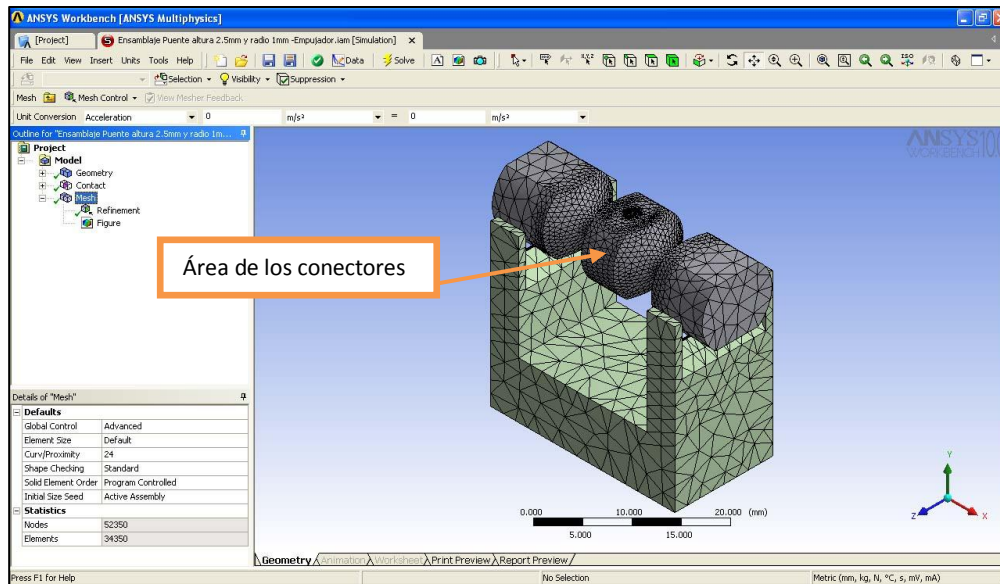


Fig. 12. Mallado: tipo “advanced” con un refinamiento en el área de los conectores.

5. Definir el tipo de análisis.- realizamos un análisis estructural estático para estudiar la fuerza necesaria que deberemos aplicar para lograr un desplazamiento, sobre el eje axial de la estructura de 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5mm para cada uno de los 9 tipos de diseños realizados (fig.13).

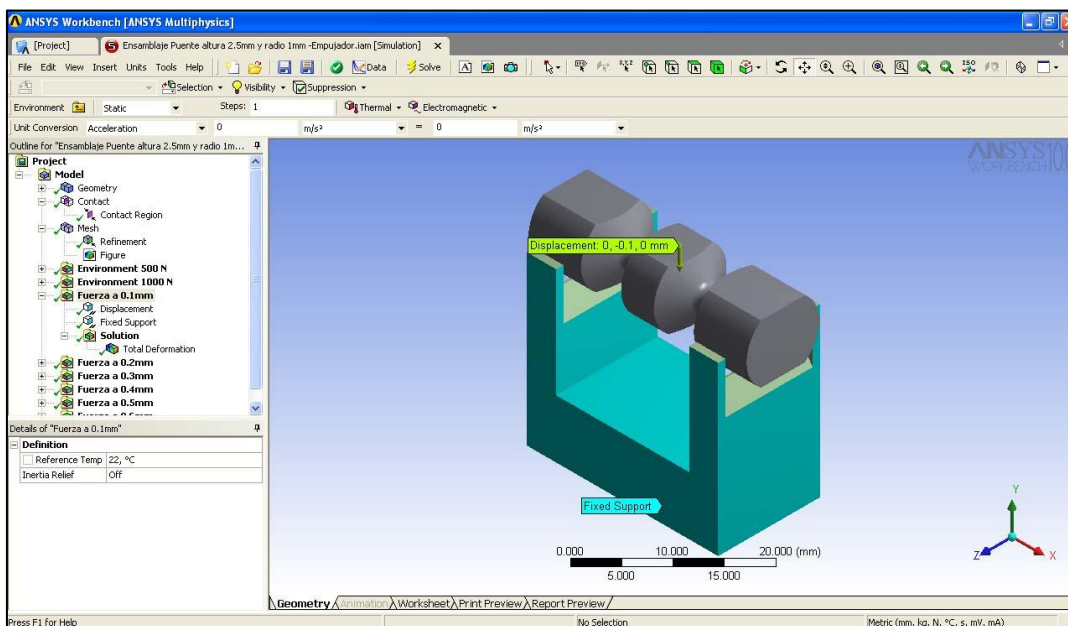


Fig. 13. Tipo de análisis realizado: el punto de aplicación de la fuerza se localiza en el centro del pónico.

Con este método de análisis hemos obtenido de cada uno de los 9 diseños de estructura 5 valores de fuerza en cada punto de desplazamiento. Algunos ejemplos de los análisis se ilustran en las imágenes 14-16 (fig. 14-16).

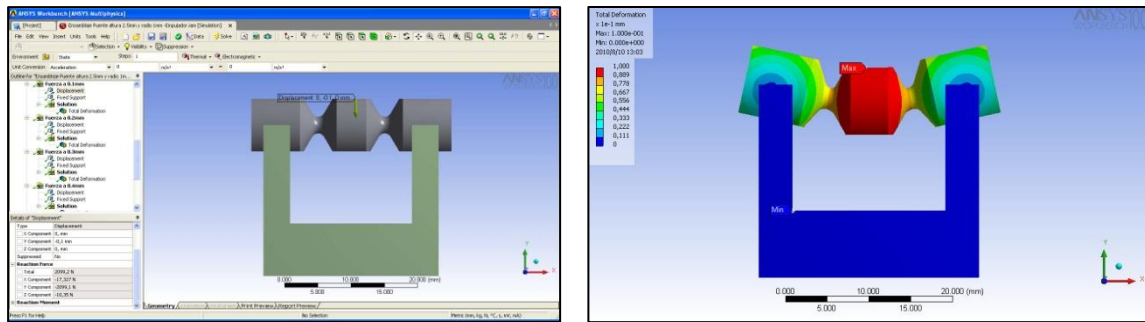


Fig. 14. Estructura de diámetro 2.5mm y radio 1mm: Fuerza a 0.1mm de desplazamiento.

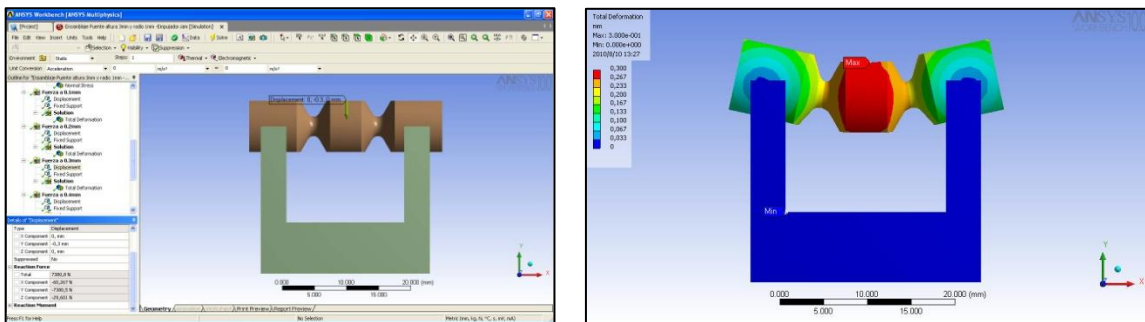


Fig. 15. Estructura de diámetro 3 y radio 1mm: Fuerza a 0.3mm de desplazamiento.

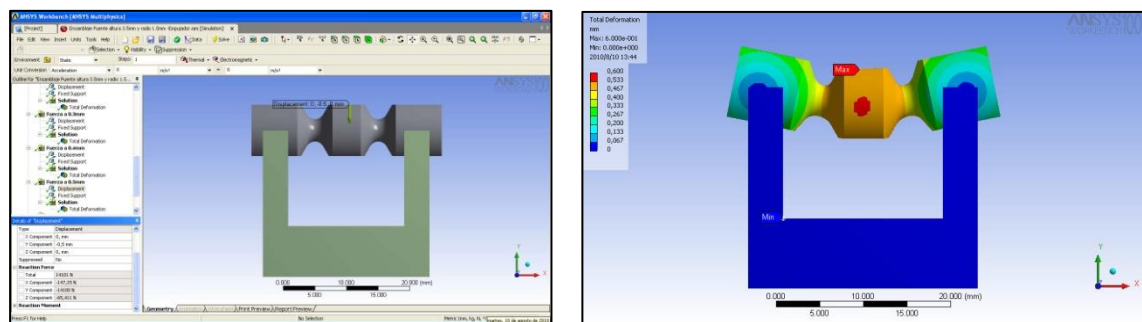


Fig. 16. Estructura de diámetro 3.5mm y radio 1.5mm: Fuerza a 0.5mm de desplazamiento.

4.3 FABRICACION DE LAS PROBETAS

Para la realización de este estudio se fabricaron un total de de 54 probetas de estructuras para puentes de 3 unidades torneadas en Titanio tipo II suministrado en barras de 10mm de diámetro por la empresa Lowde-Titanium.

Las probetas se fabricaron en la empresa Euroortodoncia S.L. partiendo de barras de titanio grado II de sección circular de diámetro 10mm (fig. 17); y para ello, fue necesaria la realización de un plano acotado de cada uno de los 9 diseños desarrollados por el software Autodesk Inventor Professional 2009 en su versión educativa (ver CD anexo).

Una vez fabricadas las 54 estructuras, procedimos a su numeración y clasificación, otorgando un código a cada pieza para facilitar su identificación (fig. 18).

Las 54 probetas fueron divididas en 3 grupos según el diámetro del conector, y a su vez en 3 subgrupos según el radio.

Grupo 1: 18 estructuras de 3 unidades de diámetro 2.5mm.

- Subgrupo 1.1: 6 estructuras de radio 0.5mm (D2.5/R0.5)
- Subgrupo 1.2: 6 estructuras de radio 1mm (D2.5/R1)
- Subgrupo 1.3: 6 estructuras de radio 1.5mm (D2.5/R1.5)

Grupo 2: 18 estructuras de 3 unidades de diámetro 3mm.

- Subgrupo 2.1: 6 estructuras de radio 0.5mm (D3/R0.5)
- Subgrupo 2.2: 6 estructuras de radio 1mm (D3/R1)
- Subgrupo 2.3: 6 estructuras de radio 1.5mm (D3/R1.5)

Grupo 3: 18 estructuras de 3 unidades de diámetro 3.5mm

- Subgrupo 3.1: 6 estructuras de radio 0.5mm (D3.5/R0.5)

- Subgrupo 3.2: 6 estructuras de radio 1mm (D3.5/R1)
- Subgrupo 3.3: 6 estructuras de radio 1.5mm (D3.5/R1.5)



Fig. 17. Barras de Titanio suministradas por la empresa Lowde-Titanium.

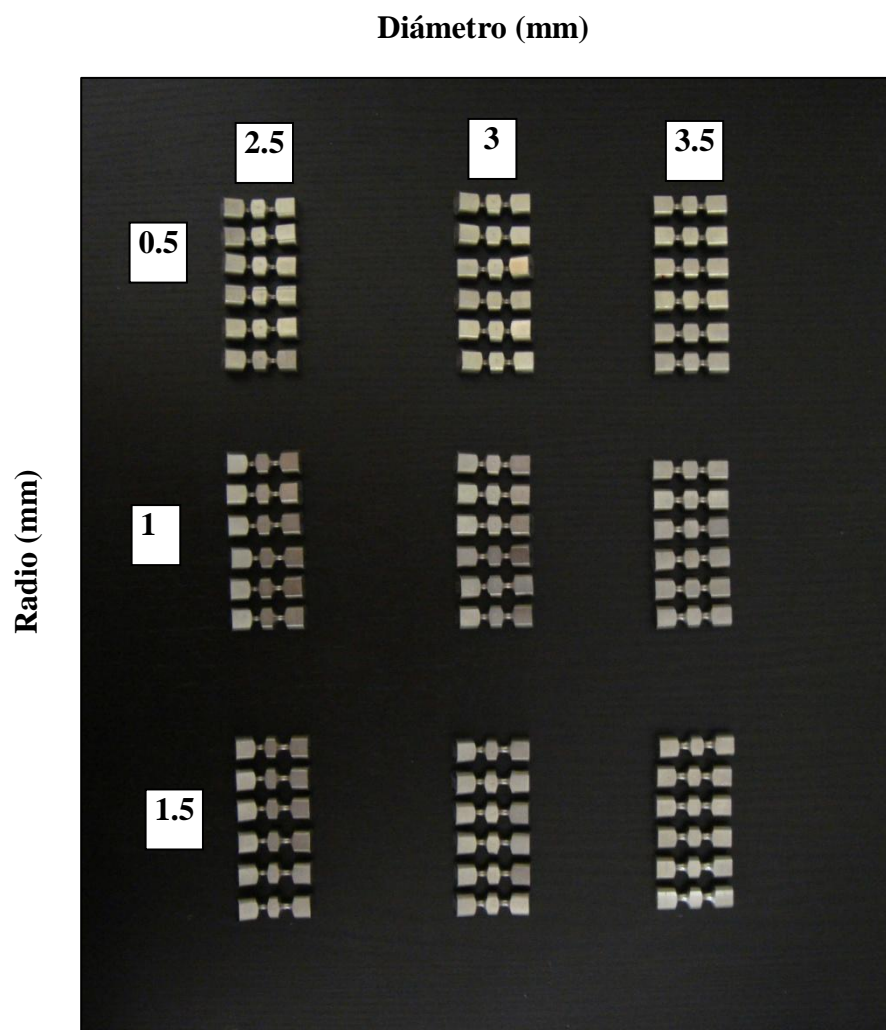


Figura 18. Clasificación de las probetas según el diámetro y radio del conector.

4.4 ENSAYO DE FLEXIÓN

El ensayo que hemos realizado, consistente en someter a una deformación plástica cada probeta aplicando una presión constante hasta lograr un desplazamiento máximo de 2mm. En nuestro estudio las mediciones de fuerza se realizaron a 0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5mm; y es en este intervalo donde vamos a realizar la comparación con los resultados obtenidos en el análisis por elementos finitos.

Todas las mediciones han sido realizadas por el Departamento de Ingeniería de la empresa Euroortodoncia S.L. ubicada en Alcorcón (Madrid). La empresa Euroortodoncia S.L. está especializada en tecnologías de fabricación manufacturera, microfabricación, ingeniería de precisión y nanotecnologías en el campo de la ortodoncia.

Euroortodoncia S.L. ha implantado y certificado la norma ISO 14001, para asegurar que el proceso productivo de fabricación se realiza con el mayor respeto medioambiental.

4.4.1 EQUIPO DE MEDICIÓN

Para el análisis de las muestras hemos optado por una máquina de ensayos estáticos y de fatiga Zwick/Roell, modelo BT1-FR2.5TS.D14 y número de serie 179392 de la empresa Euroortodoncia S.L. (figs 19-21). Esta máquina trabaja conectada a un ordenador y nos permite aplicar cargas axiales de hasta 2500 N con una velocidad de ensayo que oscila entre 0.001-3000 mm/min

siendo esta independiente de la carga. Este tipo de máquinas están especialmente diseñadas para ensayos mecánicos con poca fuerza.

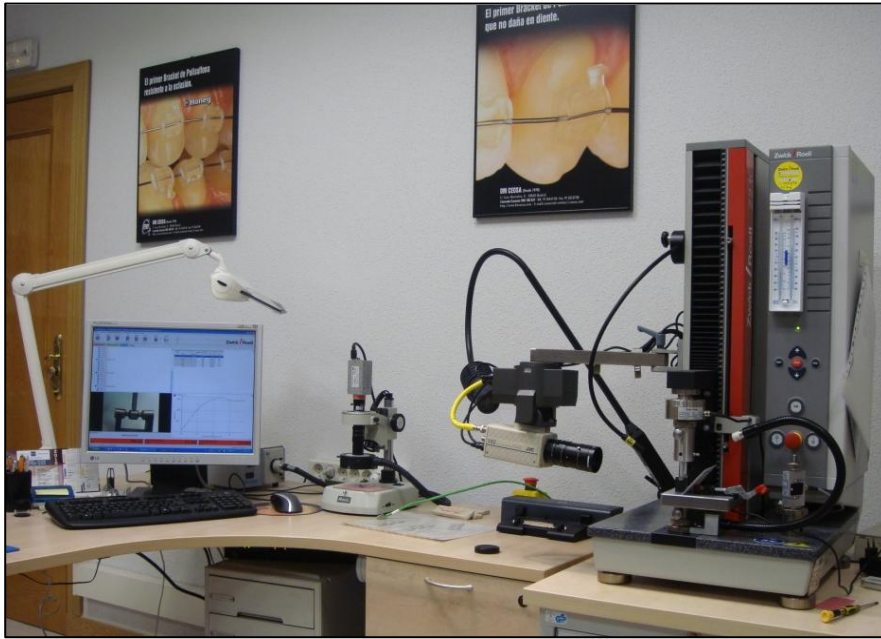


Fig. 19. Equipo de medición: Máquina de ensayos estáticos y de fatiga Zwick/Roell.

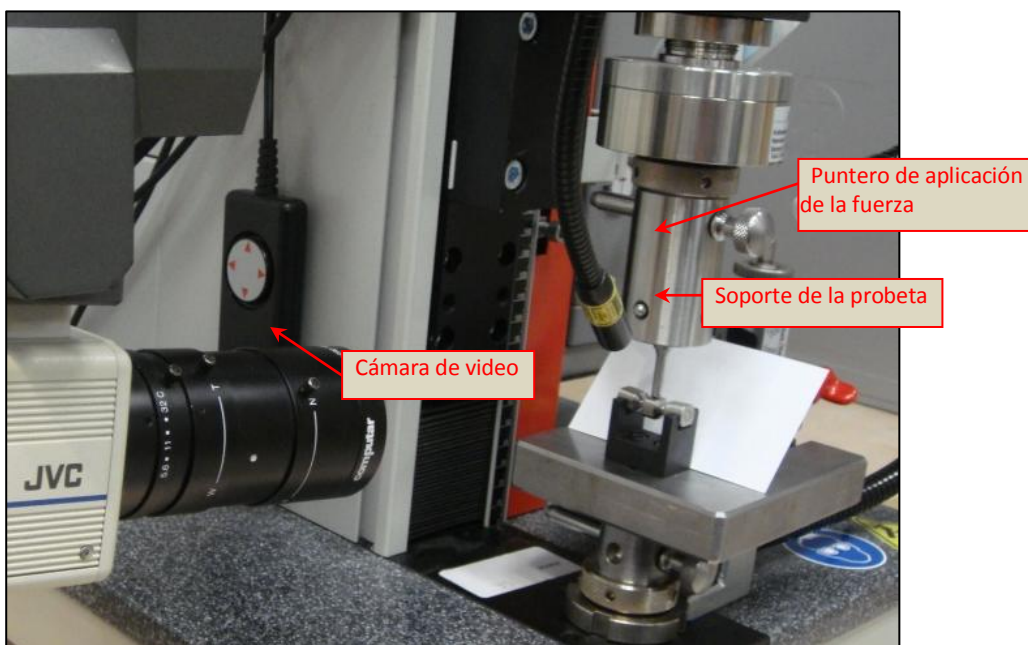


Fig. 20. Equipo de medición.

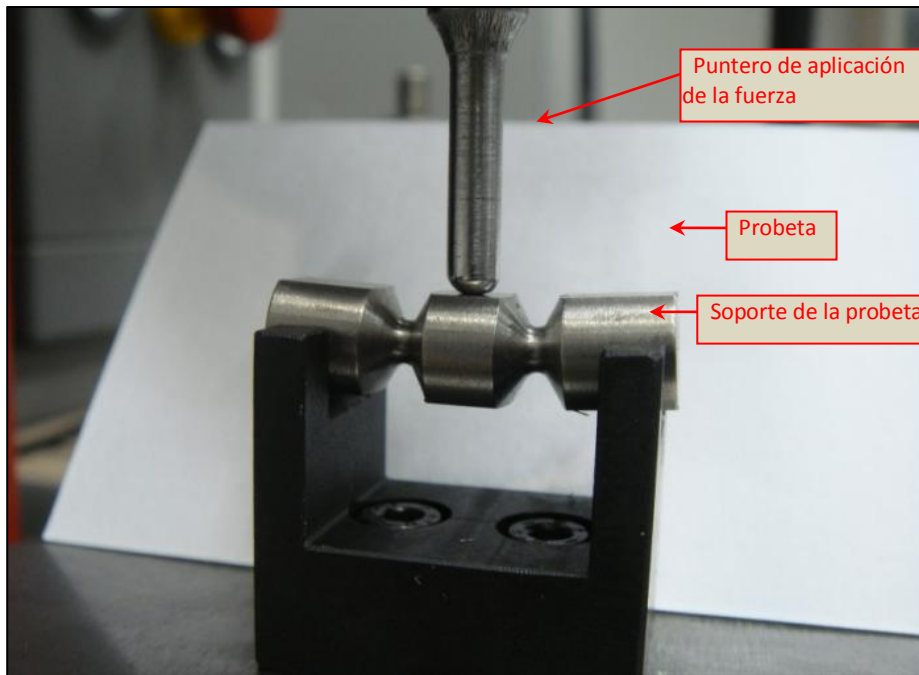


Fig. 21. Equipo de medición: Instantánea de un ensayo.

El programa nos aporta una “curva de fuerza-deformación” de cada uno de los experimentos con los valores de la fuerza durante el desplazamiento (fig. 22-24).

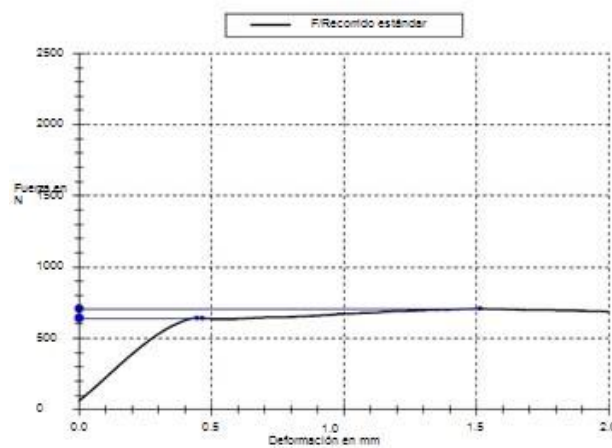


Fig. 22. Curva de Fuerza-Deformación de la Probeta 1 (D2.5/R0.5)

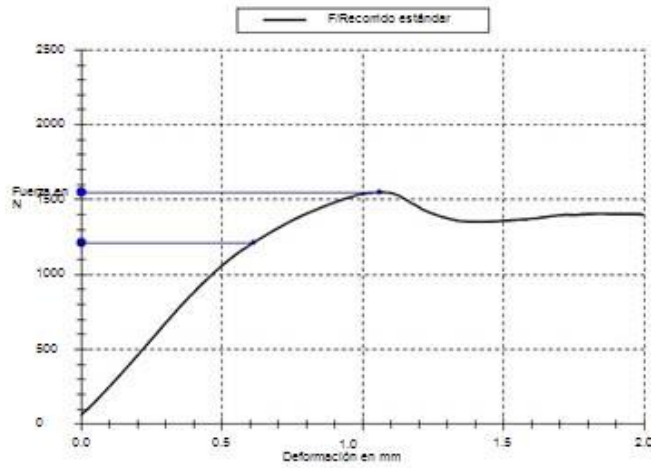


Fig. 23. Curva Fuerza-Deformación de la Probeta 1 (D3/R2.5)

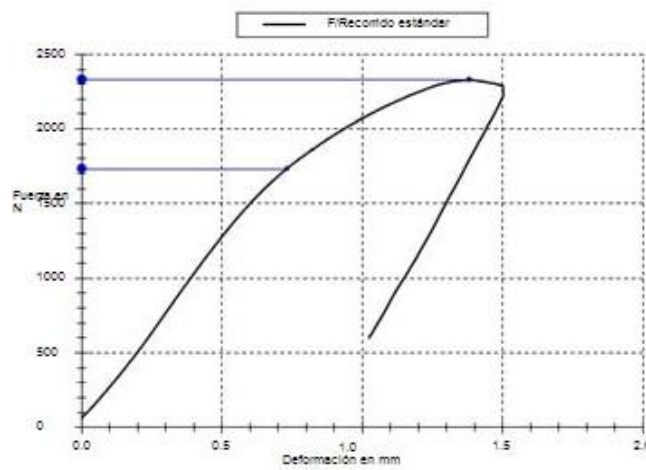


Figura 24: Curva de Fuerza-Deformación de la Probeta 1 (D3.5/R0.5)

4.5 DESARROLLO DE UN MODELO PARAMÉTRICO DE UN PUENTE SOBRE IMPLANTES REAL.

La última parte del estudio ha sido desarrollar dos modelos paramétricos de análisis por elementos finitos en 3D para puentes sobre implantes de 3 y 4 unidades.

Los dos modelos desarrollados están formados por varios elementos: *modelo mandibular, implante, pilar premolar, pilar molar, cemento, estructura y tornillos.*

4.5.1 DESARROLLO DE LA MANDÍBULA

El primer paso fue dibujar un perfil mandibular real. Se comenzó creando un documento que se llamó “Modelo Mandibular.ipt” donde se creó un Boceto 2D, “Boceto 1”, para dibujar una “Spline” con forma de media elipse en la que los puntos de la spline corresponderían a las piezas dentarias en posición 3.7., 3.6., 3.4., 3.2., 3.1., 4.2., 4.4., 4.6. y 4.7. A continuación, en este mismo boceto, se determinaron 7 localizaciones que corresponderían con 7 cortes de un TAC mandibular; para ello, se dibujaron 7 líneas perpendiculares a la “Spline” (a nivel de 3.7., 3.6., 3.3., sínfisis mandibular, 4.3., 4.6. y 4.7.) – (fig. 25).

El segundo paso, fue determinar la localización de los 7 cortes de un T.A.C. mandibular a partir 7 planos paralelos a la spline.

Se comenzó creando un boceto 2D, “Boceto 2”, en un plano paralelo al “Boceto 1”, para dibujar 7 puntos que corresponderían a las proyecciones del extremo de cada línea dibujada en el “Boceto 1”. A continuación, partiendo de la definición de un plano (El *plano se define por tres puntos no alineados: una recta y un punto exterior a ella, dos rectas paralelas o dos rectas secantes*), se definieron 7 planos de trabajo perpendiculares a la “Spline” y en cada uno se creó un Boceto 2D donde importamos los cortes de un TAC mandibular de un paciente, haciendo coincidir el canal del nervio dentario inferior con la “Spline”. A continuación se dibujó una “Spline” siguiendo el contorno de la sección mandibular de cada corte.

El último paso, fue el desarrollo de la morfología mandibular. Para ello, se realizó una operación de “solevación” siguiendo el área de la sección mandibular de cada corte para obtener un modelo mandibular aproximado de un paciente (Fig. 26 y 27).

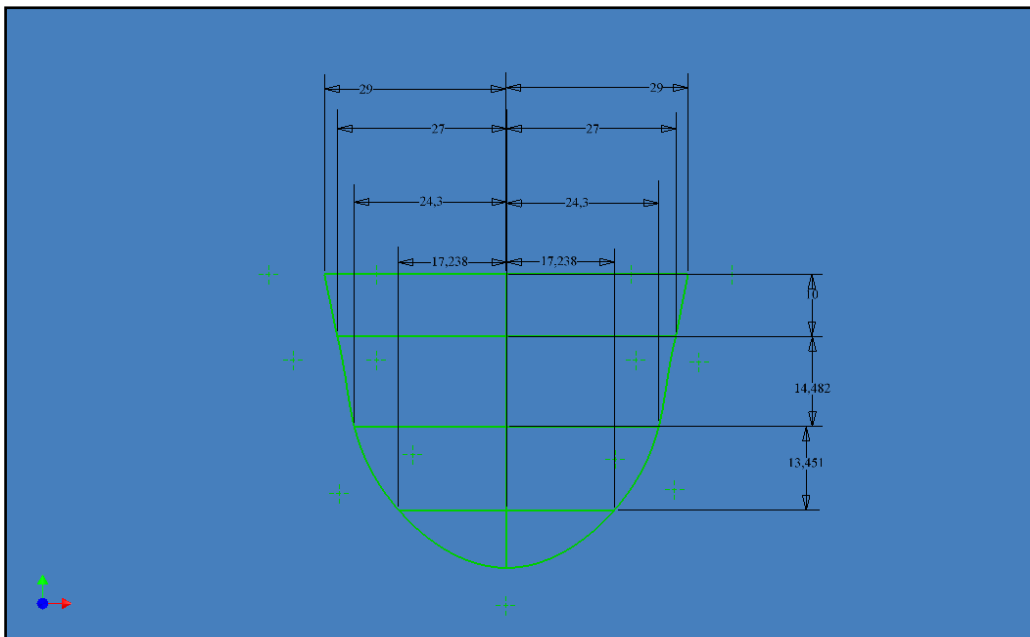


Fig. 25: Perfil mandibular dibujado en el “Boceto 1”

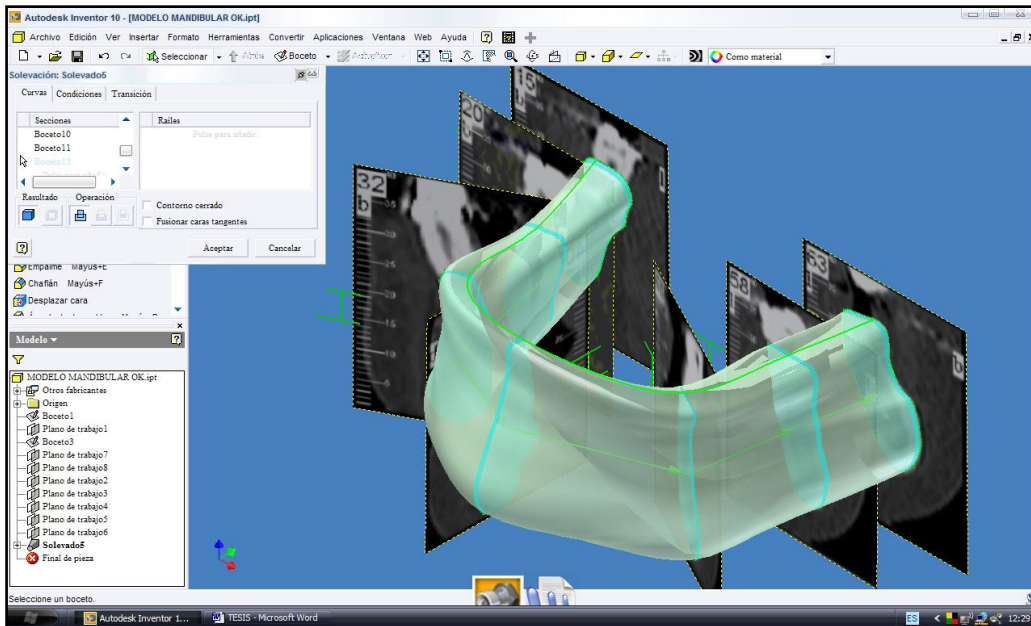


Fig. 26. Operación de solevación para generar el modelo mandibular.

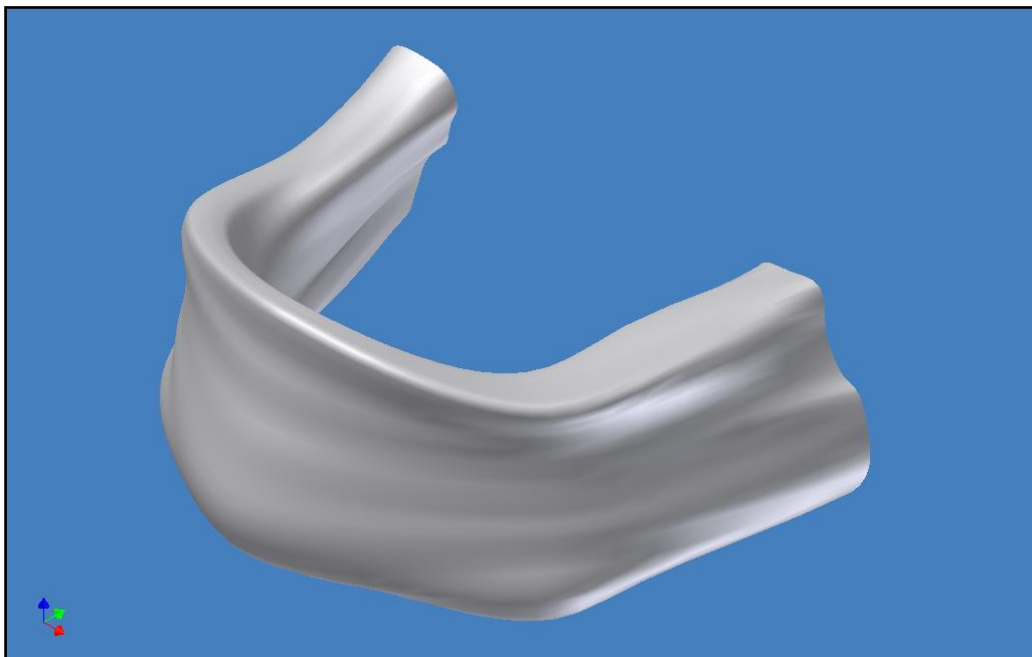


Fig. 27. Modelo Mandibular generado.

4.5.2 DESARROLLO DEL IMPLANTE

Para nuestro modelo hemos diseñado un solo tipo de implante de conexión interna 4.3×11.5 mm tipo replace.

El primer paso comenzó creando un documento que se llamó “Implante.ipt” donde se creó un Boceto 2D, “Boceto 1”, para dibujar media sección de un implante de 11.5mm de largo y un ancho de 2.15mm (mitad de la plataforma 4.3mm) que permitirá realizar una “Revolución” y crear un modelo base de un implante (Fig. 28).

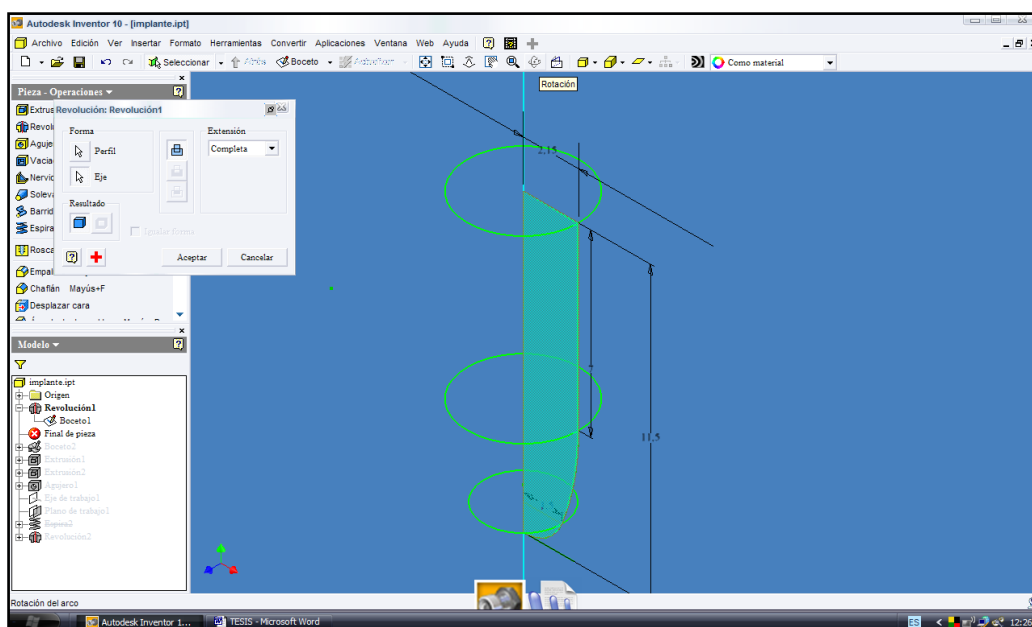


Fig. 28. Operación de revolución a partir de “Boceto 1” para generar la morfología base de un implante.

El segundo paso fue desarrollar una conexión interna que permita asentar el pilar en el implante. Se comenzó creando un Boceto 2D, “Boceto 2”, en la cara plana de la figura generada donde se importó una imagen escaneada de la proyección de un pilar para conexión interna, haciendo coincidir el centro del implante con el centro de la conexión escaneada. A continuación, se proyectaron

en el “Boceto 2” los tres perfiles de la imagen importada, que corresponden con los dos apoyos internos y la rosca interna del implante (Fig. 29).

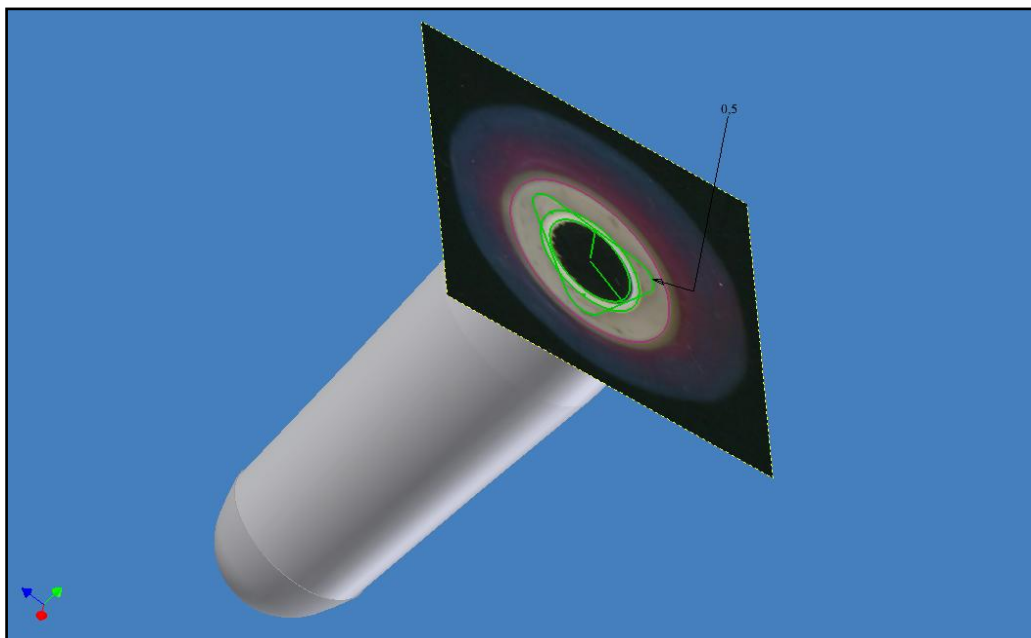


Fig. 29. Imagen escaneada de un pilar posicionada en la superficie cervical del implante para guiarnos en la conexión del implante.

El tipo de conexión seleccionada tiene dos tipos de apoyos internos; uno más superficial con forma triangular y de vértices redondeados y otro más profundo con forma circular. Para crear estos dos apoyos se realizaron dos operaciones de “Extrusión” activando la opción “corte”. Para el primer apoyo, se creó una operación de “Extrusión” de 1mm siguiendo el perfil triangular (Fig. 30); y para el segundo apoyo, se realizó una operación de “Extrusión” de 3mm siguiendo el segundo perfil (Fig. 31).

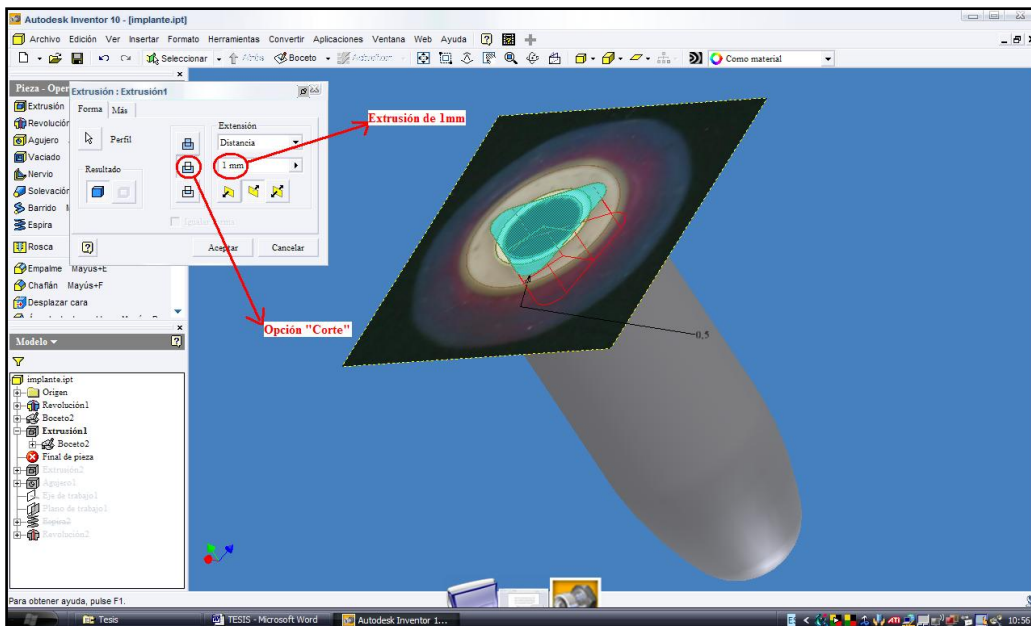


Fig. 30. Desarrollo del primer apoyo: Operación de “Extrusión” de activando la opción “corte” y tomando como referencia el perfil triangular.

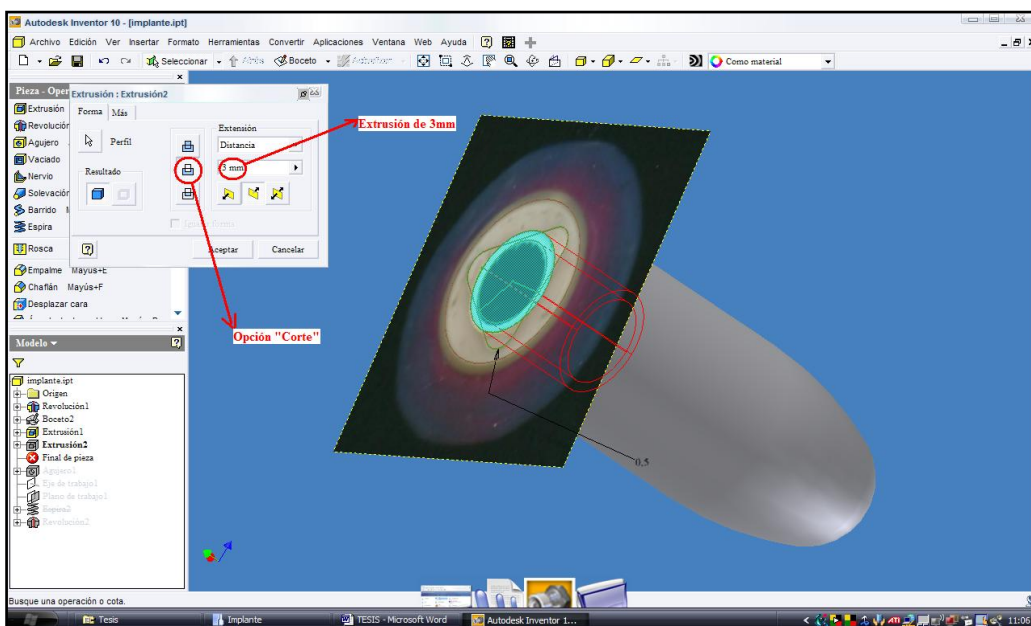


Fig. 31. Desarrollo del segundo apoyo: Operación de “Extrusión” de 3mm activando la opción corte y tomando como referencia el segundo perfil.

El tercer paso, fue la creación de la rosca interna del implante. Tomando como referencia el perfil de menor radio dibujado en el “Boceto 2” se realizó

una operación de “Agujero” con una profundidad de 8mm y activando la opción “Agujero roscado” (fig. 32).

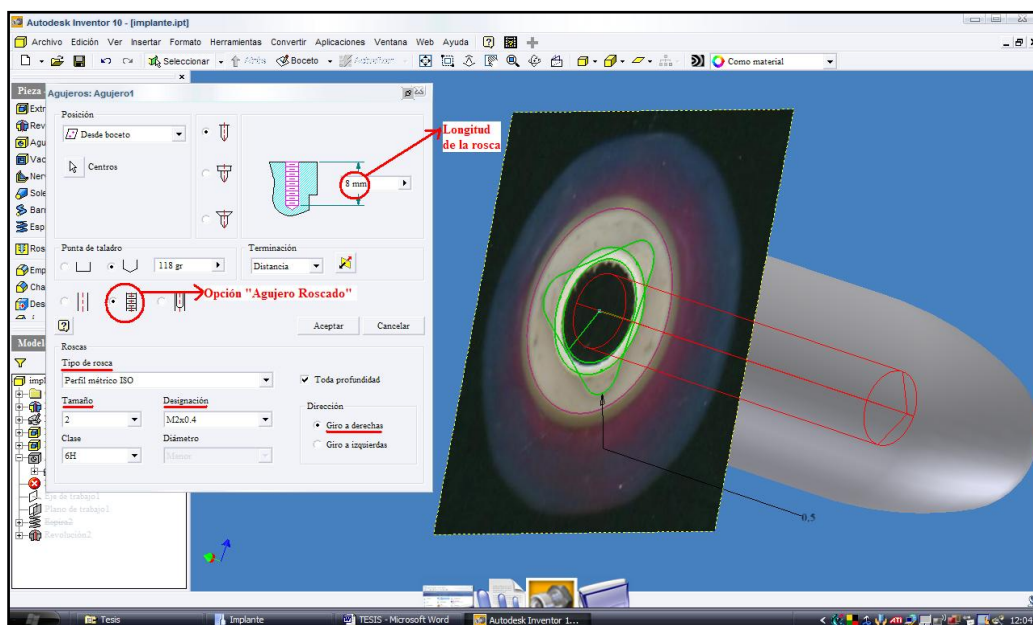


Fig. 32. Operación de Agujero para crear la rosca interna del implante tomando como referencia el “Boceto 2”.

El último paso, fue desarrollar el diseño de las espiras. Se comenzó creando un Boceto 2D, “Boceto 3”, situado en un plano de trabajo, “Plano de trabajo 1”, paralelo al plano XY y coincidente con el eje axial del implante, “Eje de trabajo 1”. En el “Boceto 3”, se dibujó la sección de una espira haciéndola coincidir con la superficie externa del implante (fig. 33). A continuación, para terminar de generar el modelo de implante, se creó una operación de espira, “Espiras 1”, activando la opción corte y tomando como perfil el “Boceto 3” y el eje, el “Eje de trabajo 1” (fig. 34 y 35).

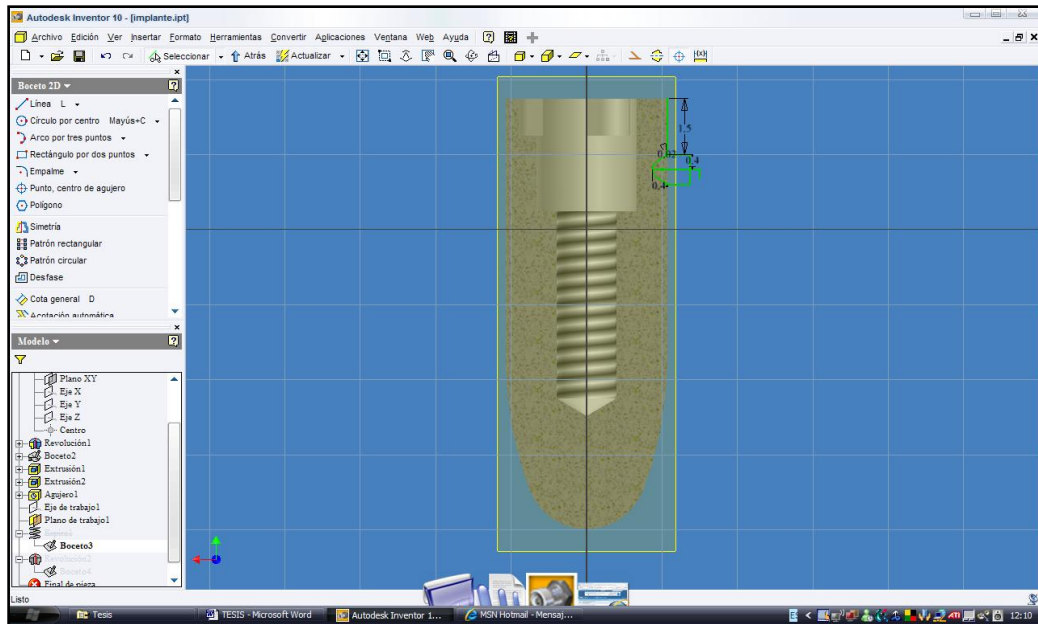


Fig. 33. “Boceto 3” creado para desarrollar las espiras en la superficie del implante.

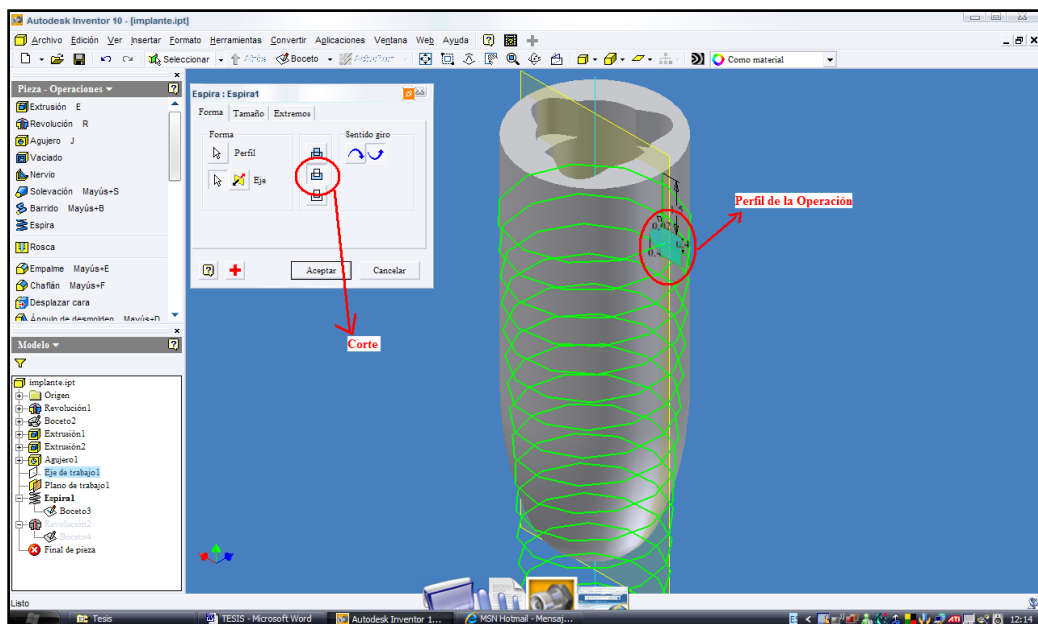


Fig. 34. Operación de “Espiras” para generar las espiras del implante tomando como referencia el “Boceto 3” y el eje, “Eje de trabajo 1”.

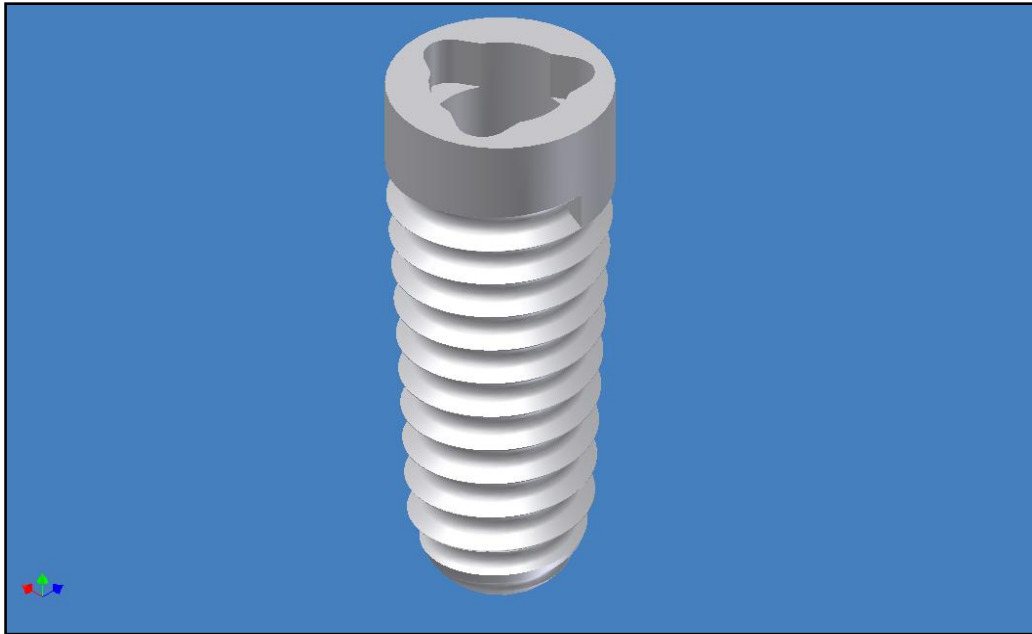


Fig. 35. Modelo de Implante generado.

4.5.3 DESARROLLO DEL PILAR PARA PREMOLAR

El primer paso, fue crear la conexión para el implante a partir de una “Operación Booleana”. Se comenzó creando un ensamblaje, “Ensamblaje premolar.iam”, donde se incluyó “Implante.ipt” y una pieza de nueva creación, “Pieza 5.ipt”, que partiría desde el apoyo más apical de la conexión interna del implante y con un diámetro de 4.3mm, hasta 1mm por encima del implante. A continuación, se creó un nuevo documento, “premolar inferior.ipt”, para introducir como componente derivado el “ensamblaje premolar.iam”, y del que se restó el “Implante.ipt” (Figura 36). A continuación, realizamos varias operaciones booleanas para eliminar las imperfecciones externas que se generan al realizar este tipo de operación. El resultado fue una pieza, “premolar inferior2.ipt”, que correspondería a la conexión interna del implante (Figura 37).

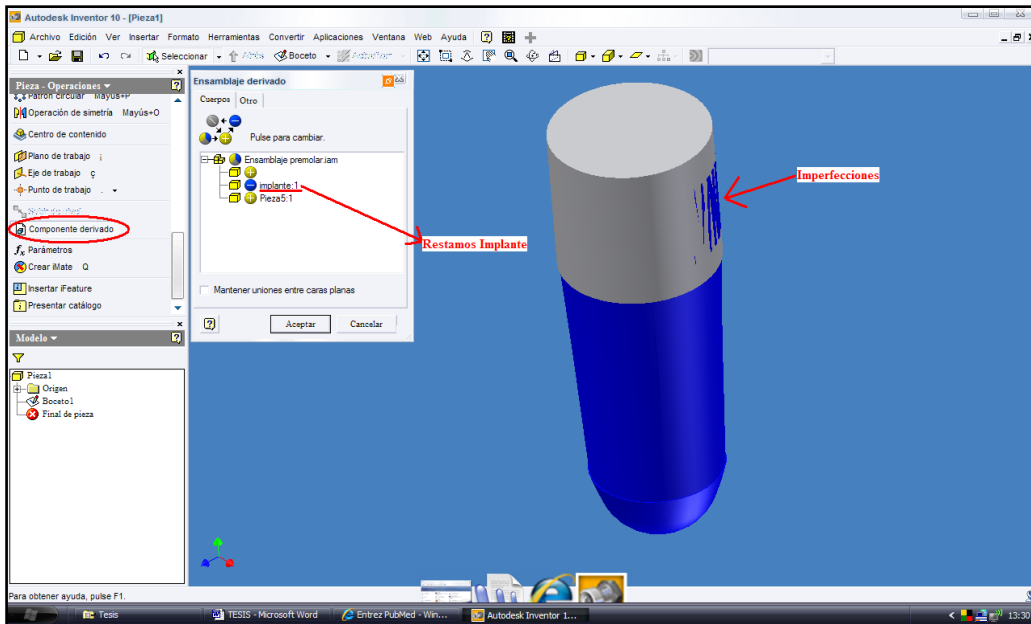


Fig. 36. Operación Booleana para generar la conexión del pilar para el implante.

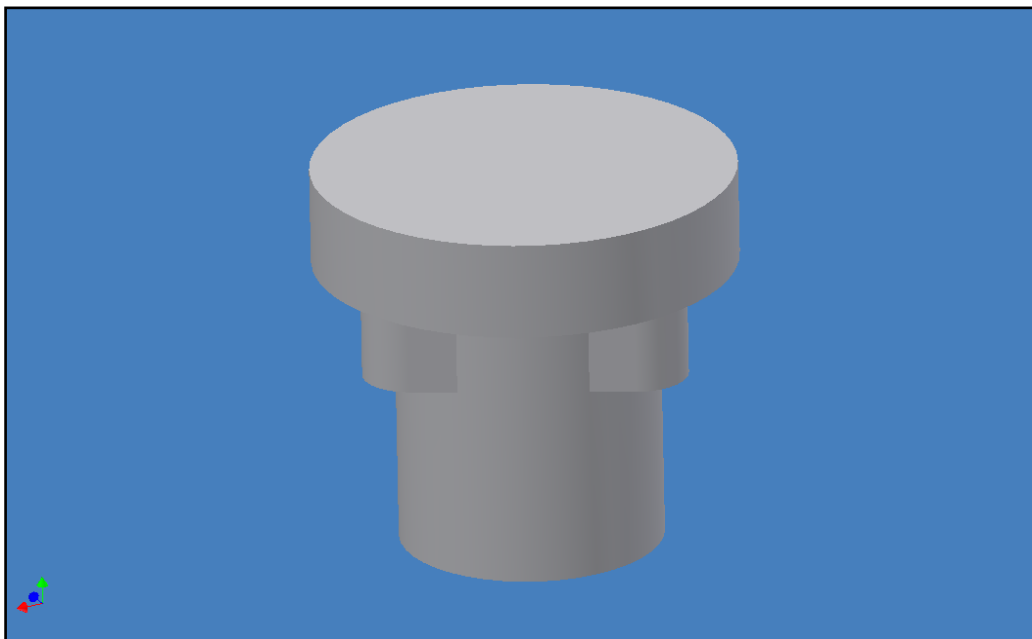


Fig. 37. Conexión del pilar para el implante generada.

El segundo paso, fue crear el perfil de emergencia del pilar. Se comenzó definiendo dos planos de trabajo y un eje de trabajo. El “Plano de trabajo 1” se situó sobre la cara oclusal de la conexión; el “Plano de trabajo 2”, 2mm hacia

oclusal y paralelo al “Plano de trabajo 1”; y el “Eje de trabajo 1” se corresponde con el eje axial. A partir del “Plano de trabajo 1”, se creó el “Boceto 1” donde se dibujó la proyección del perfil externo de la conexión; y a partir del “Plano de trabajo 2”, se creó el “Boceto 2” donde se dibujó una circunferencia de diámetro 6mm concéntrica al “Boceto 1”. A continuación, se realizó una operación de “Solevación” con los bocetos 1 y 2 para obtener el perfil de emergencia del pilar (fig. 38).

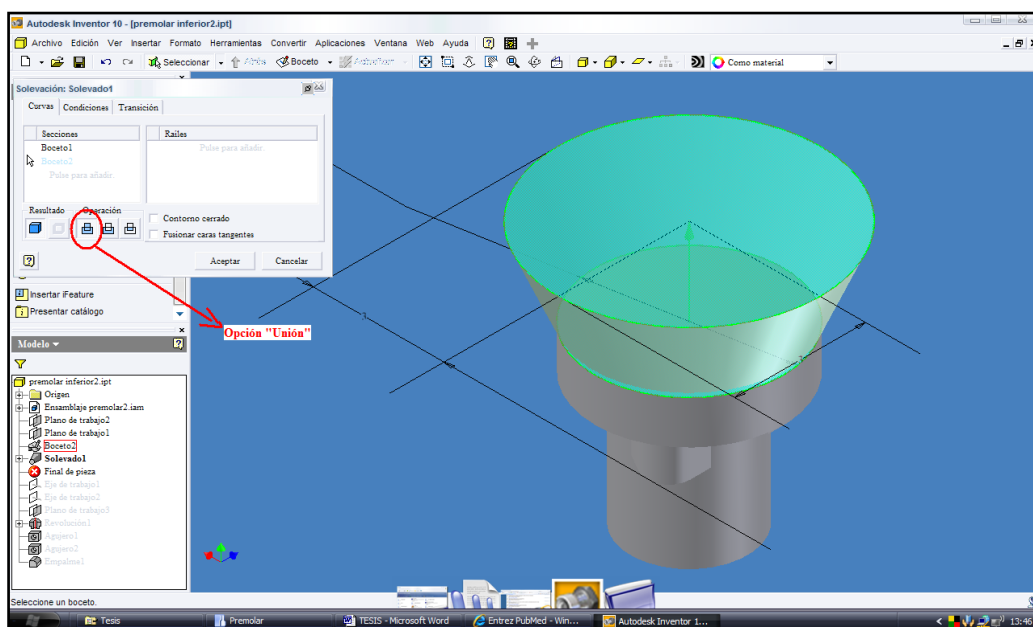


Fig. 38. Operación de Solevación para generar el perfil de emergencia del pilar para el premolar.

El tercer paso, fue crear un diseño de pilar paramétrico que permitiese controlar una serie de variables: longitud y convergencia del pilar; longitud y ángulo del margen; y radio de la línea de terminación. Se comenzó definiendo un plano de trabajo, “Plano de trabajo 3”, paralelo al “Plano YZ” y coincidente con el “Eje de trabajo 1”. A partir del “Plano de trabajo 3” se creó un boceto 2D, “Boceto 3”, donde se dibujó una morfología que permitiría generar un pilar a partir de una revolución tomando como eje, “Eje de trabajo 1” (figs 39, 40)

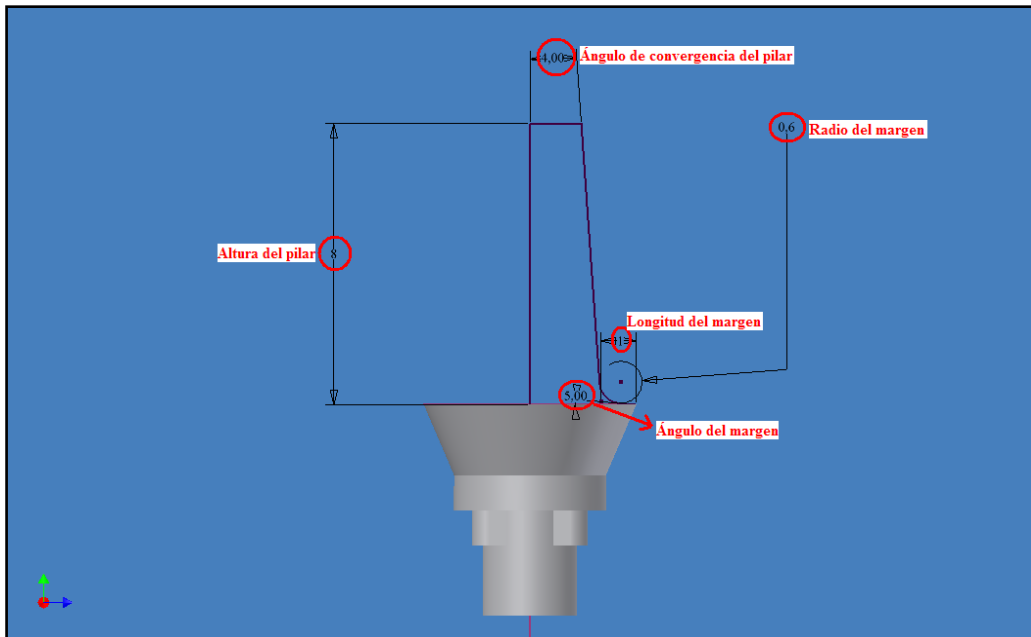


Fig. 39. Diseño paramétrico de un pilar para premolar que permitiría controlar los parámetros a estudiar.

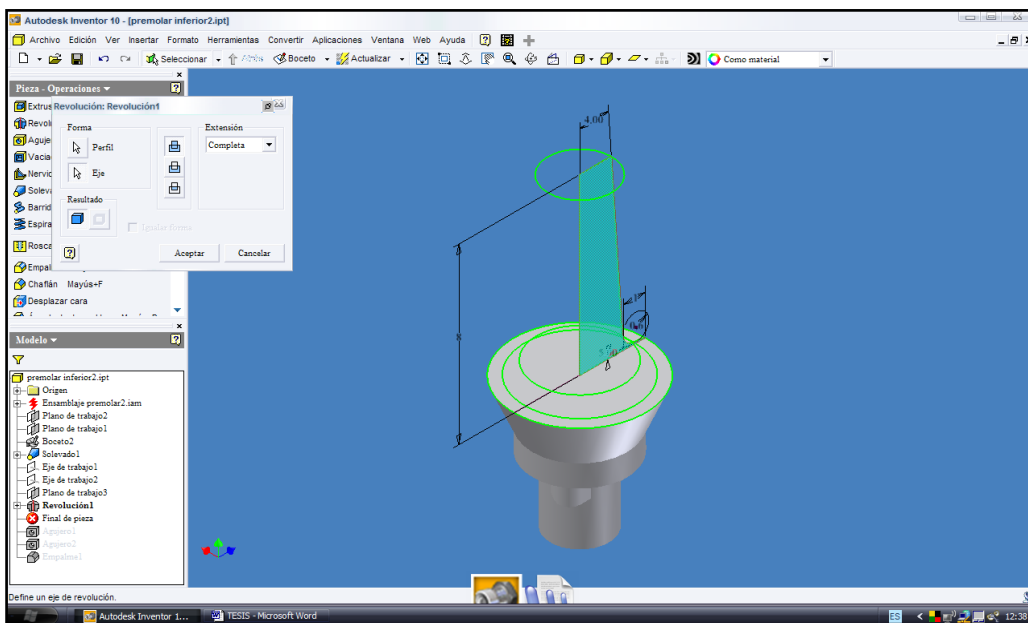


Fig. 40. Operación de revolución para generar un pilar para premolar.

El cuarto paso, fue crear chimenea de acceso al tornillo que permite fijar el pilar al implante. Para ello, se crearon dos agujeros concéntricos de diferente diámetro. El “agujero 1”, de 2.4mm de diámetro y pasante hacia oclusal, tendría

su origen en el “Boceto 1”; y el “agujero 2”, de 2mm de diámetro y 4mm de longitud, en la cara apical de la conexión.

El último paso fue mejorar el aspecto de la región oclusal del pilar; para ello, se empleó una operación de empalme (Fig. 41).



Fig. 41. Modelo generado de pilar para premolar.

4.5.4 DESARROLLO DEL PILAR PARA MOLAR

Para desarrollar este pilar, se siguieron los mismos pasos que en el desarrollo de “premolar inferior2.ipt”.

El primer paso, fue crear la conexión para el implante. Se realizaron los mismos pasos que para el modelo de pilar para premolar y se obtuvo una pieza que se llamó “molar inferior1.ipt” (fig. 42).

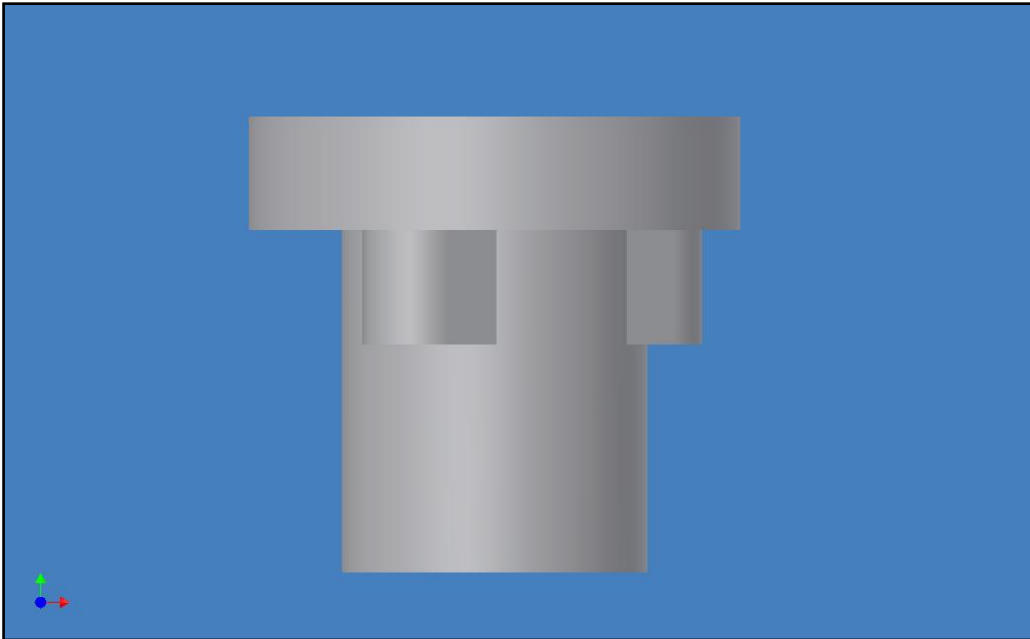


Fig. 42. Conexión del pilar para el implante generada.

El segundo paso, fue crear el perfil de emergencia del pilar. Se realizaron los mismos pasos que para el modelo de pilar para premolar pero variando a 4.5mm el radio de la circunferencia dibujada en el “Boceto 2” (figs 43 y 44).

El tercer paso fue crear un diseño de pilar paramétrico que permitiese controlar una serie de variables: longitud y convergencia del pilar; longitud y ángulo del margen; y radio de la línea de terminación. El desarrollo del pilar siguieron los mismos pasos que para el pilar para premolar (figs. 45-47).

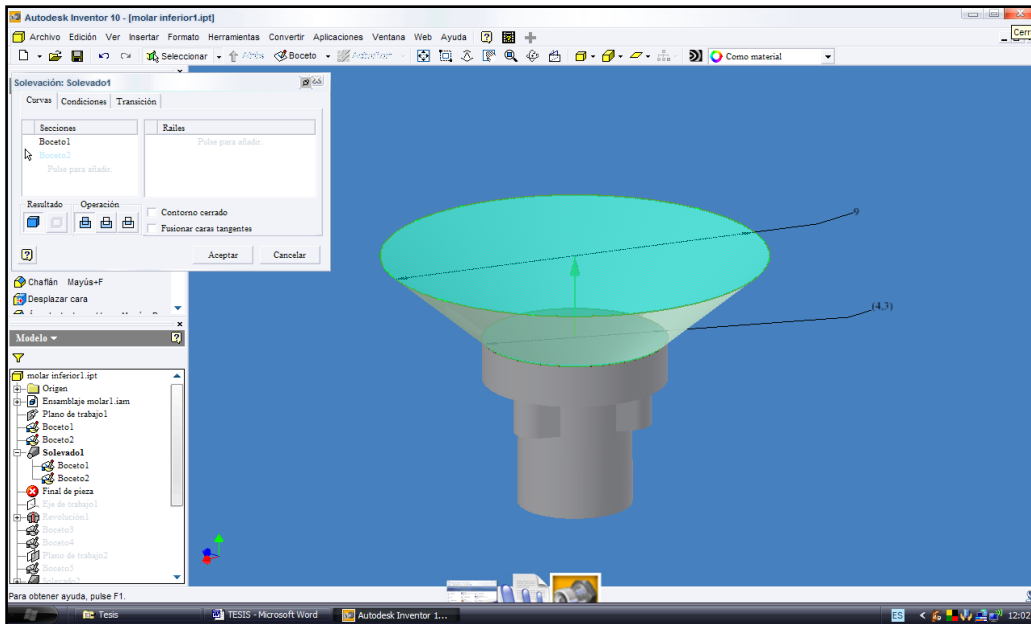


Fig. 43. Operación de Solevación para generar el perfil de emergencia del pilar para el molar.

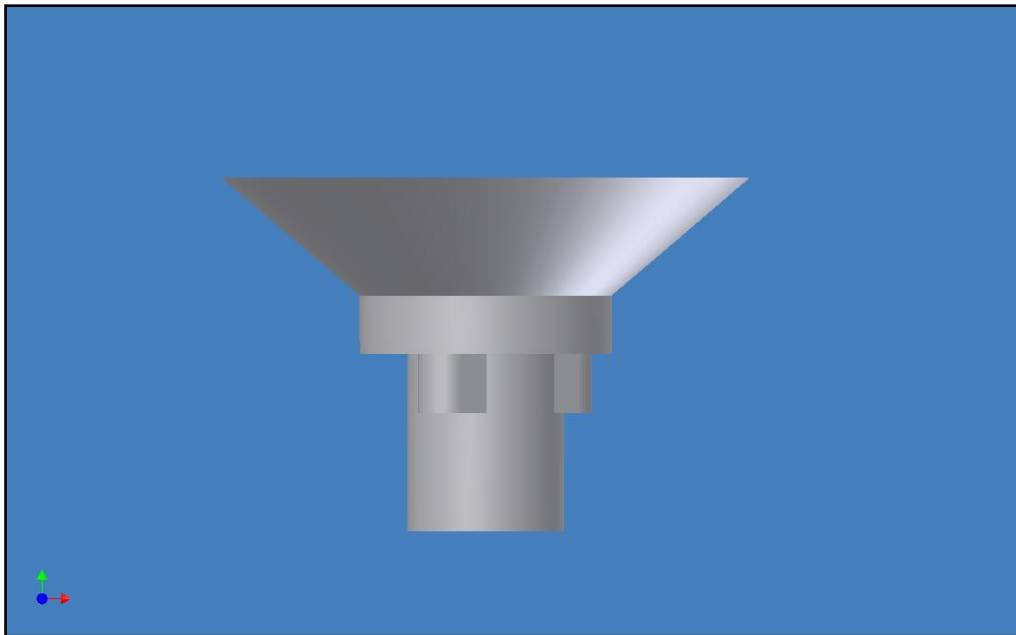


Fig. 44. Perfil de emergencia generado del pilar para molar.

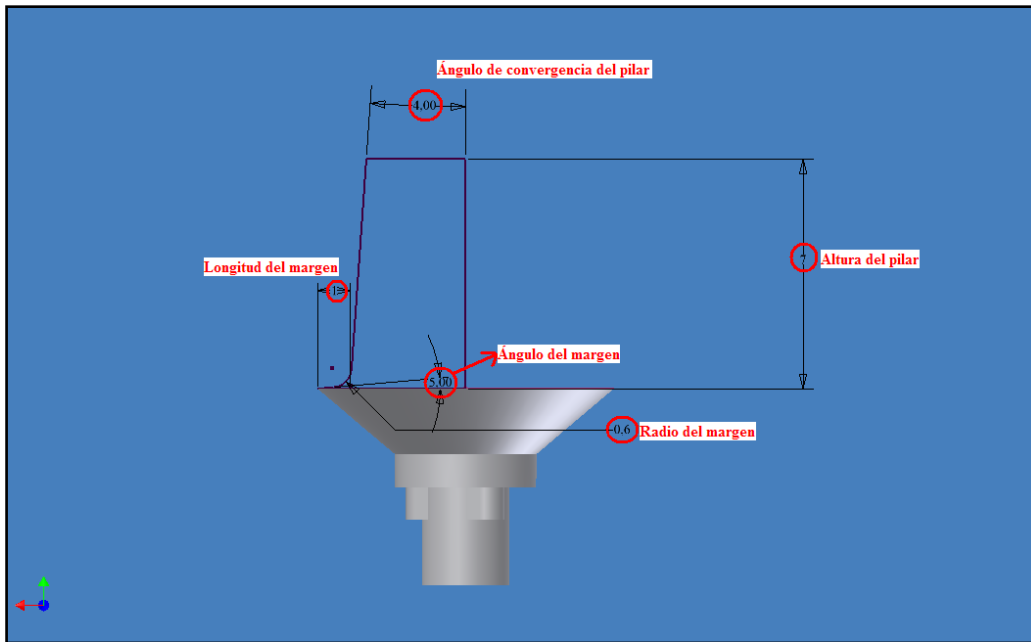


Fig. 45. Diseño paramétrico de un pilar para molar que nos permitiría controlar los parámetros a estudiar.

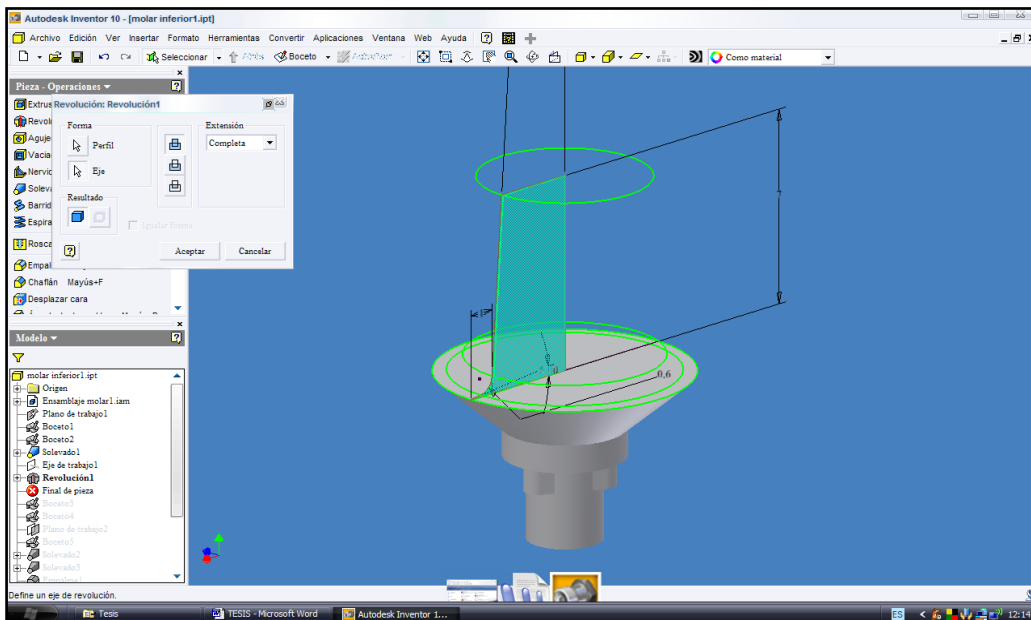


Fig. 46. Operación de revolución para generar el pilar para molar.

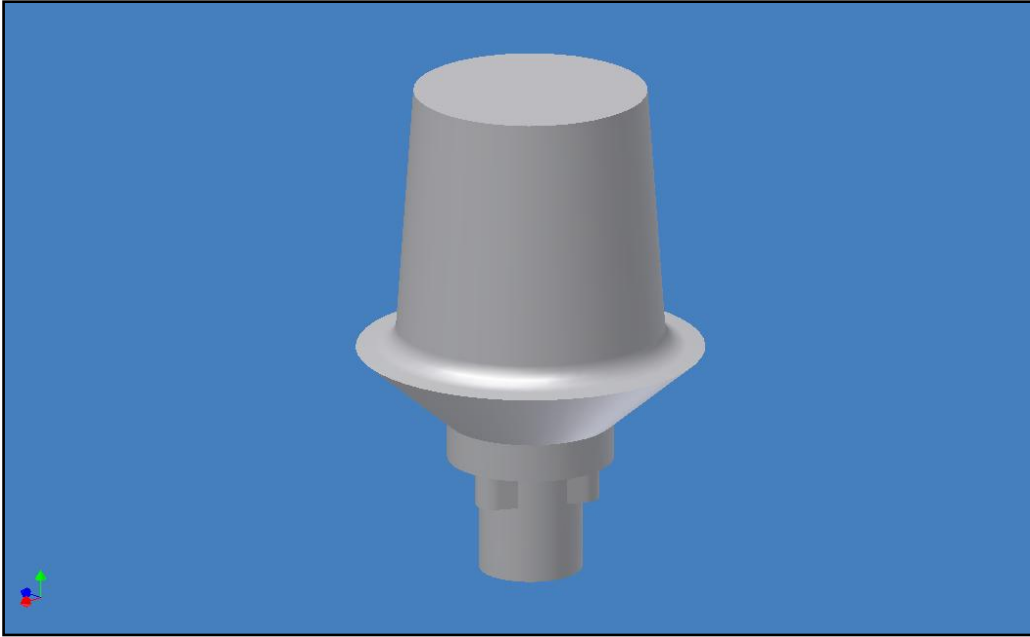


Fig. 47. Pilar Molar generado a partir del diseño paramétrico

El cuarto paso fue desarrollar la morfología oclusal del pilar simulando la morfología real de un pilar dentario. Se comenzó creando dos bocetos 2D, “Boceto 3” y “Boceto 4”, sobre la superficie oclusal del pilar; en ambos, se dibujó la proyección del perfil externo de la cara oclusal del pilar, y una línea que la dividía en dos semicircunferencias (vestibular y lingual). En el “Boceto 3”, se dibujó una segunda línea paralela a la anterior y 0.3mm hacia lingual; y en el “Boceto 4”, se dibujó también una segunda línea paralela a la anterior pero 0.3mm hacia vestibular. A continuación, se creó un plano de trabajo, “Plano de trabajo 2”, 1mm hacia oclusal y paralelo al “Boceto 3”. A partir del “Plano de trabajo 2” se crearon 2 bocetos 2D, “Boceto 5” y “Boceto 6”, y en cada uno, se dibujó una elipse de radio mayor 1.5mm y radio menor 0.6mm para situar el centro 1.35mm hacia vestibular y lingual respectivamente. A continuación, se crearon dos operaciones de elevación, “Elevación 2” y “Elevación 3”, utilizando como origen “Boceto 3” y “Boceto 4”. Con estas dos operaciones de

solevación se crearon dos cúspides, vestibular y lingual, que simularían la superficie oclusal de un pilar. Para mejorar la morfología oclusal y hacerla más redondeada, se realizaron tres operaciones de empalme utilizando como base el surco central y el “Boceto 5” y “Boceto 6” (fig. 48).

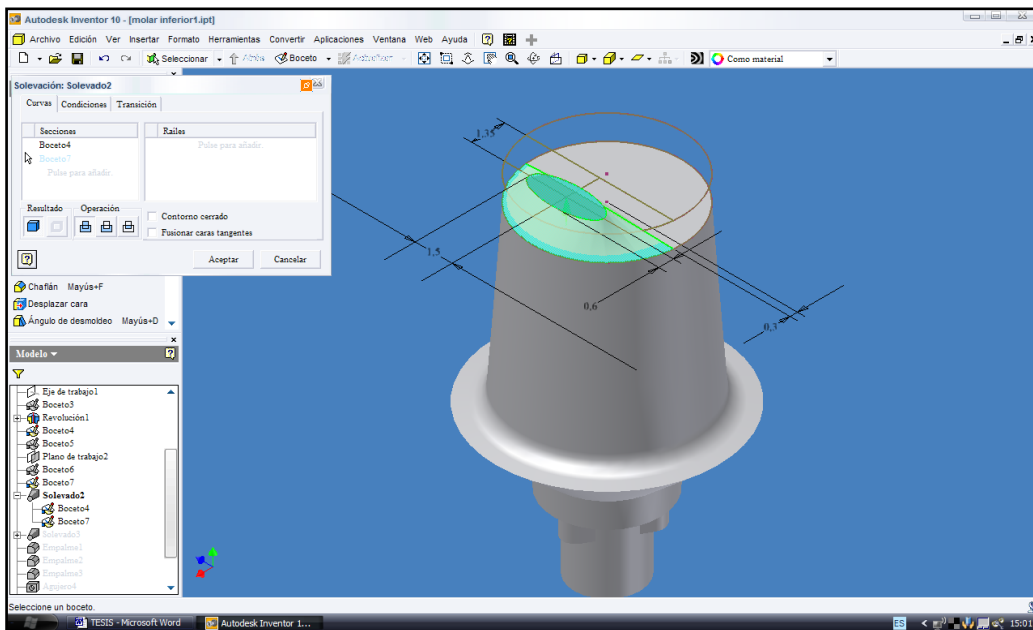


Fig. 48. Operación de Solevación para generar la morfología oclusal.

El quinto paso fue crear el acceso al tornillo que nos permitiese fijar el pilar al implante. Para ello, se crearon dos agujeros concéntricos de diferente diámetro. El “agujero 1”, de 2.4mm de diámetro y pasante hacia oclusal, tendría su origen en el “Boceto 1”; y el “agujero 2”, de 2mm de diámetro y 4mm de longitud, en la cara apical de la conexión (fig. 49).

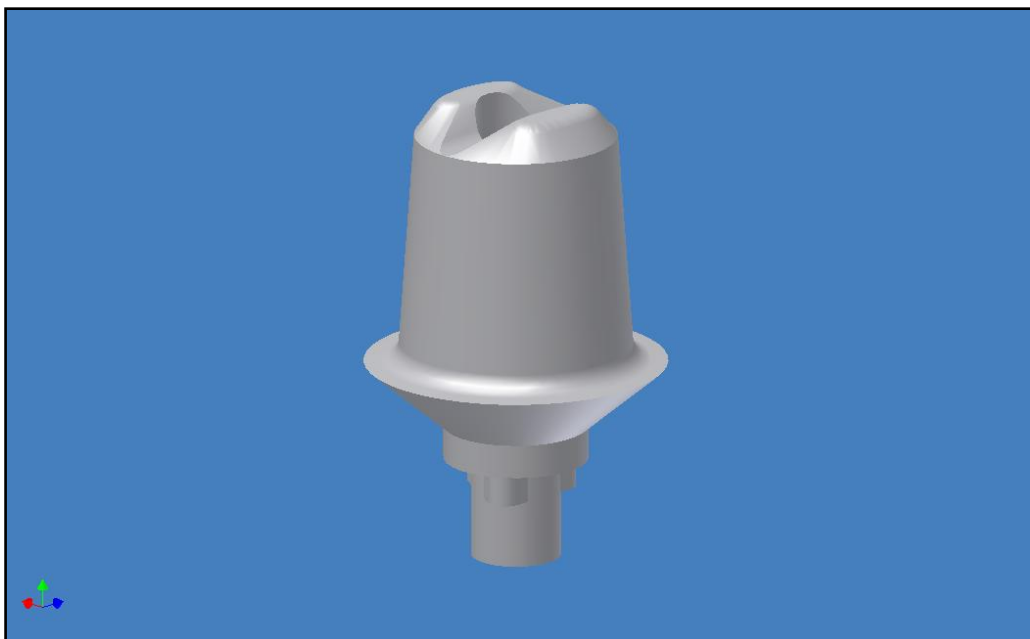


Fig. 49. Modelo de pilar para premolar generado.

4.5.5 PRIMERA FASE DE ENSAMBLAJE

En esta primera fase de ensamblaje el objetivo fue determinar la posición de los implantes en la mandíbula y la colocación de los pilares.

Para determinar la posición de los implantes previamente se ha establecido la dimensión mesio-distal de los diente a sustituir.

Según los estudios de Wheeler, la dimensión mesio-distal de los premolares y molares inferiores es de 7 y 10mm respectivamente⁸⁰, por ello, partiendo de esta premisa, para el modelo de 3 unidades (34-36) la longitud del puente fue de 24mm, y para el modelo de 4 unidades (34-37), 34mm. Con todo esto, y respetando los perfiles de emergencia de los pilares, la distancia entre los implantes fue de 19.8mm para el modelo de 3 unidades y de 29.8mm para el modelo de 4 unidades (figs. 50, 51).

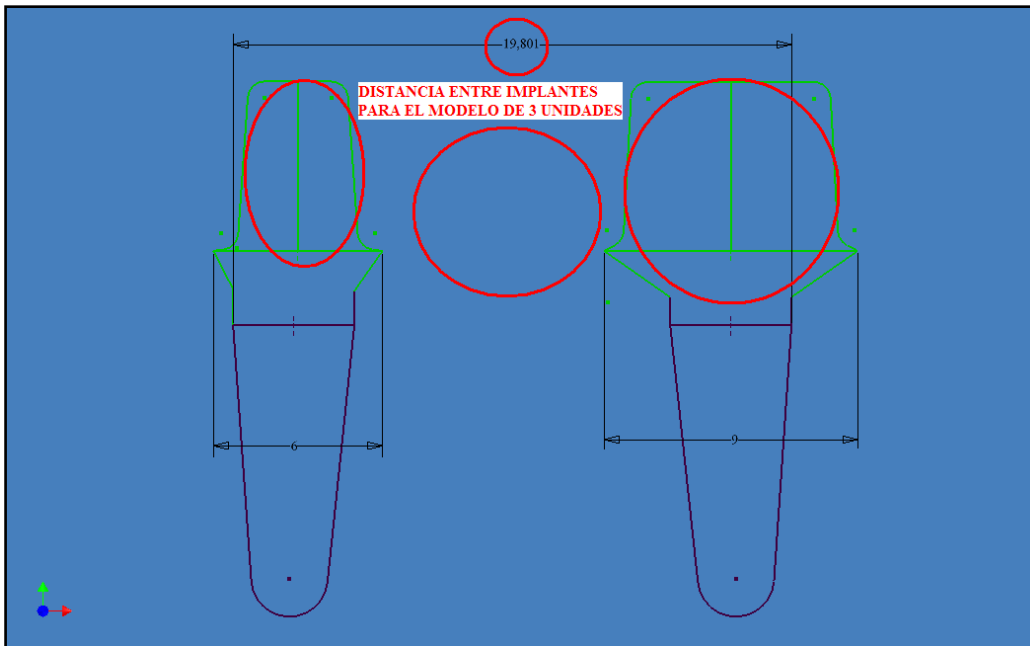


Fig. 50. Esquema del modelo de 3 unidades para puente sobre implantes con una longitud de 19.8mm.

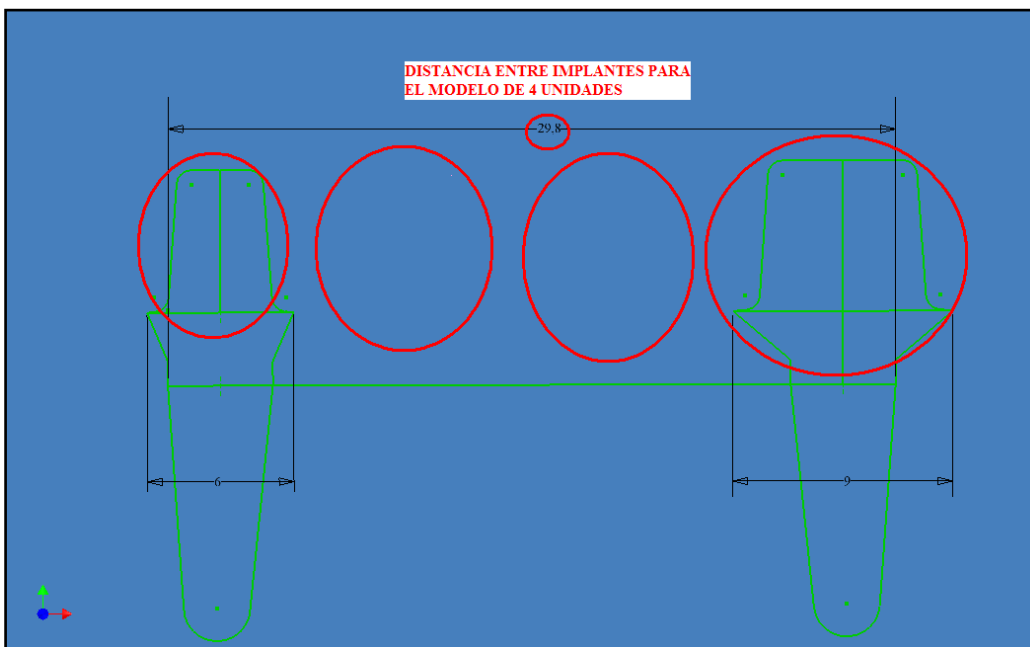


Fig. 51. Esquema del modelo de 4 unidades para puente sobre implantes de una longitud de 29.8mm.

El primer paso, en esta primera fase de ensamblaje, fue preparar los lechos para los implantes. Se comenzó creando un ensamblaje, “Ensamblaje Implantes + Modelo Mandibular.iam”, donde se introdujo el documento “Modelo Mandibular Ok.ipt” y dos documentos de “Implante.ipt”.

Para el modelo de 3 unidades los implantes se colocaron a una distancia de 19.8mm y para el modelo de 4 unidades a 20.8mm. A continuación, se creó un documento, “Modelo Mandibular-Implante.ipt”, donde se introdujo como componente derivado el “Ensamblaje Implantes + Modelo Mandibular.iam” para realizar una operación booleana restando los implantes. Las imperfecciones generadas con este tipo de operaciones y la sección mandibular contralateral, se eliminaron con varias operaciones Booleanas. El resultado final fueron dos modelos, “Modelo Mandibular corto.ipt”, con los lechos preparados para los implantes.

El último paso, fue ensamblar todos los componentes: modelo mandibular, implantes y pilares. Se comenzó creando un ensamblaje, “Ensamblaje Cemento Corto.iam”, donde se introdujo el “Modelo Mandibular corto.ipt”, dos documentos de “Implante.ipt”, el “premolar inferior2.ipt” y el “molar inferior1.ipt” (fig. 52). A continuación, se realizaron una serie de restricciones que permitieron colocar todos los componentes en la posición correcta.

4.5.5.1 Restricciones Implante-Mandíbula.

1ª Eje Axial Implante – Eje Axial del lecho implantario (fig. 53).

2º Cara plana de las espiras – Cara plana del lecho implantario:
evitará la rotación del implante en el lecho (fig. 54).

3º Ápice del implante – Zona apical del lecho implantario (fig. 55a y 55b). Esta última restricción permitió posicionar los implantes en la mandíbula (fig. 56a, 56b).

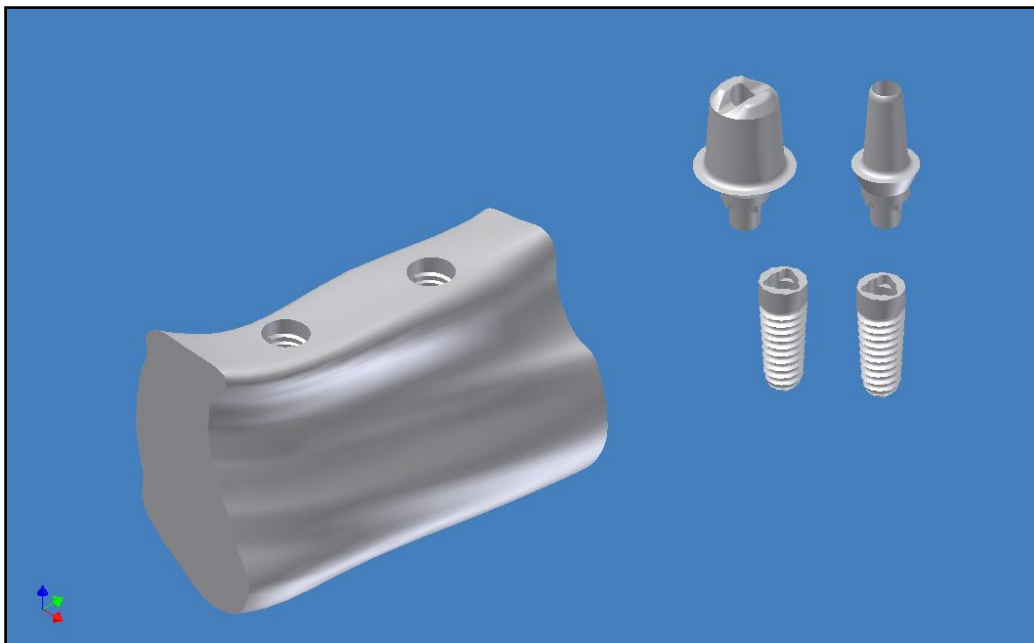


Fig. 52. Conjunto de piezas (Modelo mandibular, implante, pilar molar y pilar premolar) necesarios en la primera fase de ensamblaje.

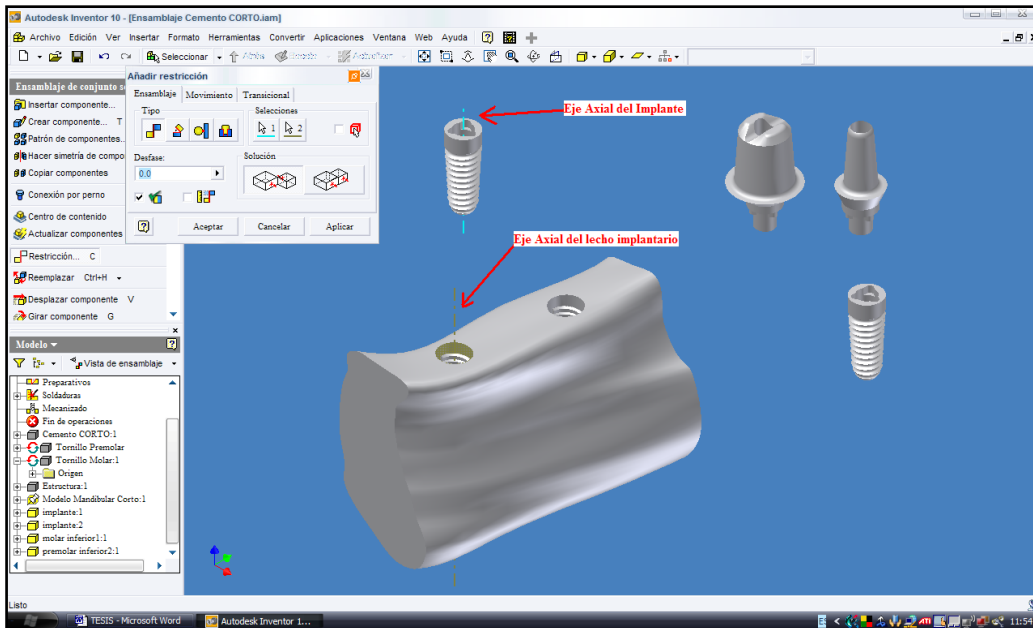


Fig. 53. Primera restricción Implante-mandíbula.

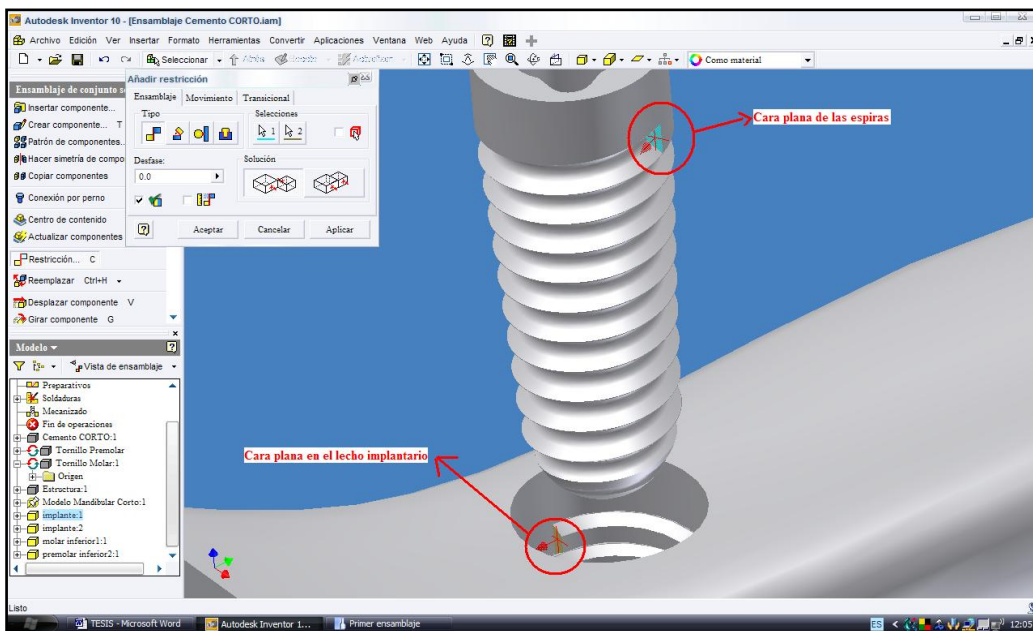
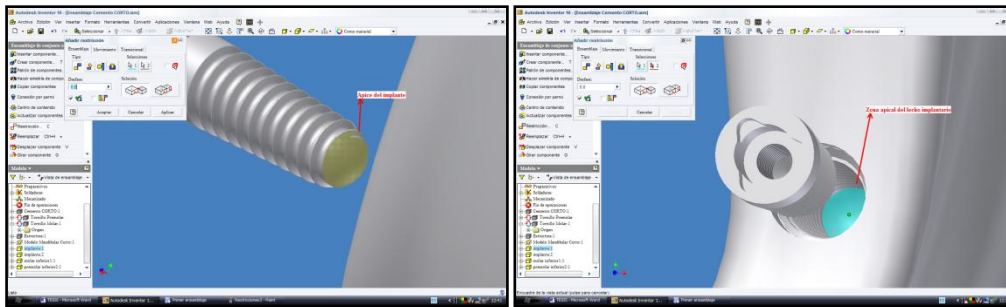
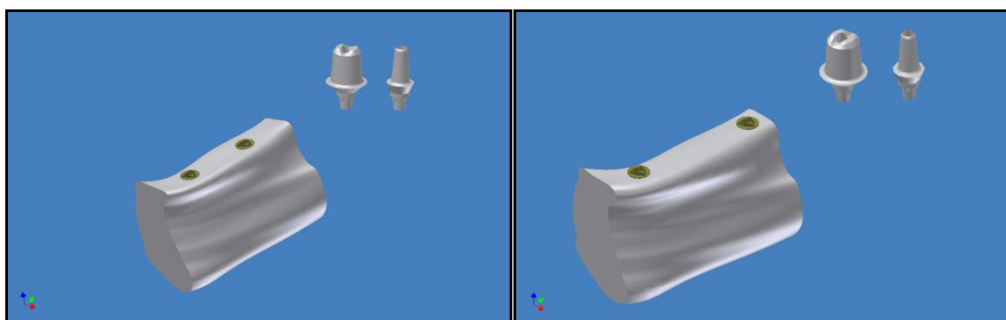


Fig. 54. Segunda restricción Implante-mandíbula.



Figs. 55a, 55b. Tercera restricción implante mandíbula.



Figs 56a, 56b. Colocación de los implantes en los modelos mandibulares de 3 y 4 unidades.

4.5.5.2 Restricciones Mandíbula-Implante-Pilar:

1ª Conexión del Pilar – Conexión del Implante (fig. 57).

2º Vértice de la conexión del Pilar – Vértice de la conexión del Implante (fig. 58).

3º Cara plana de la conexión del Pilar – Cara plana de la conexión del Implante (fig. 59a y 59b). Esta última restricción permitió posicionar los pilares en los modelos (fig. 60a, 60b).

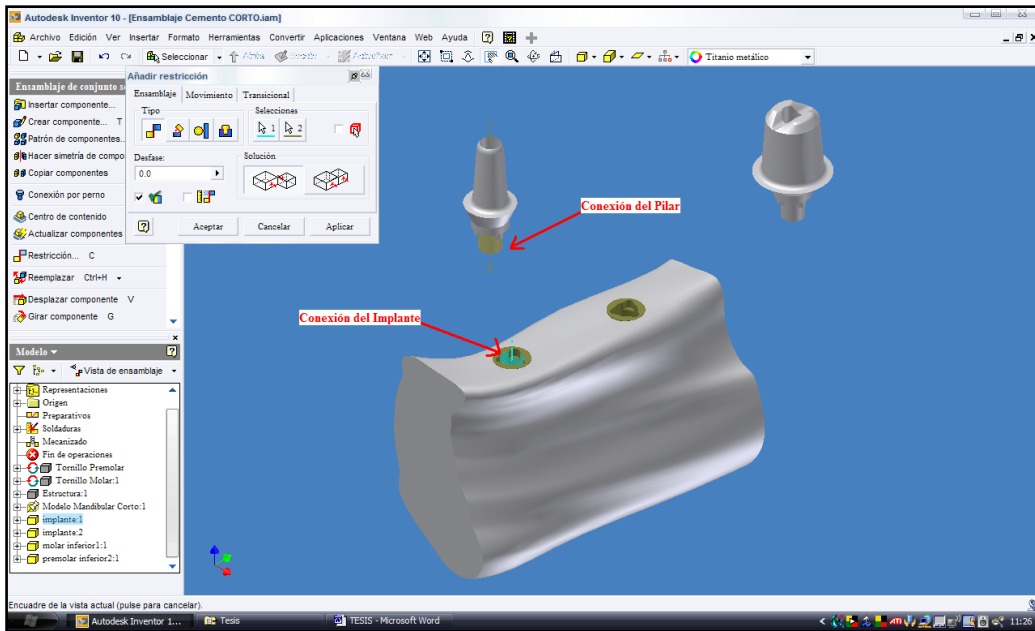


Fig. 57. Primera restricción mandíbula-implante-pilar.

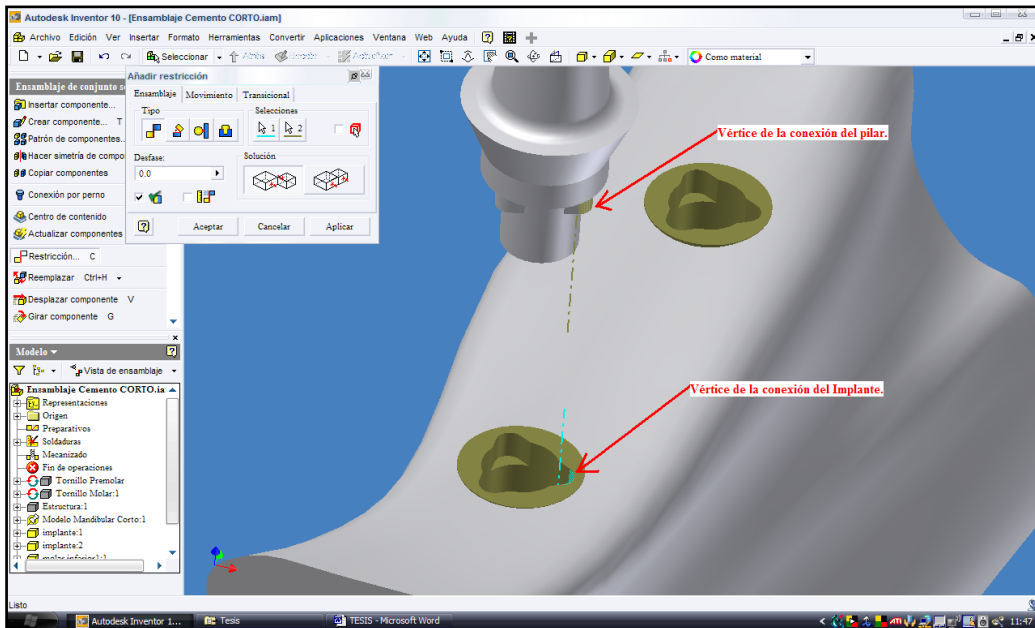


Fig. 58. Segunda restricción mandíbula-implante-pilar.

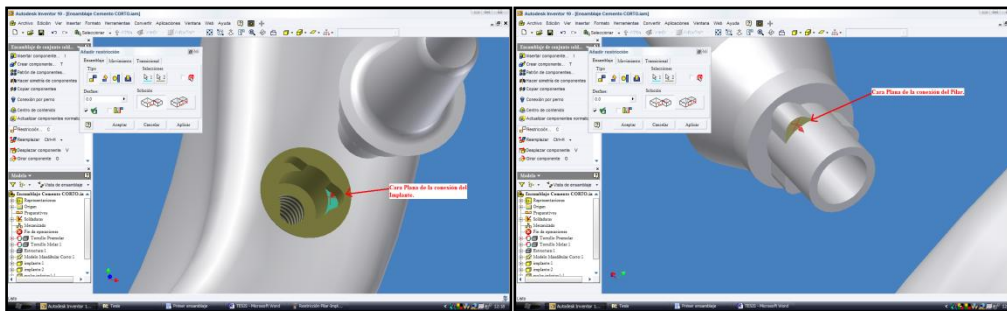


Fig. 59a, 59b. Tercer restricción mandíbula-implante-pilar.

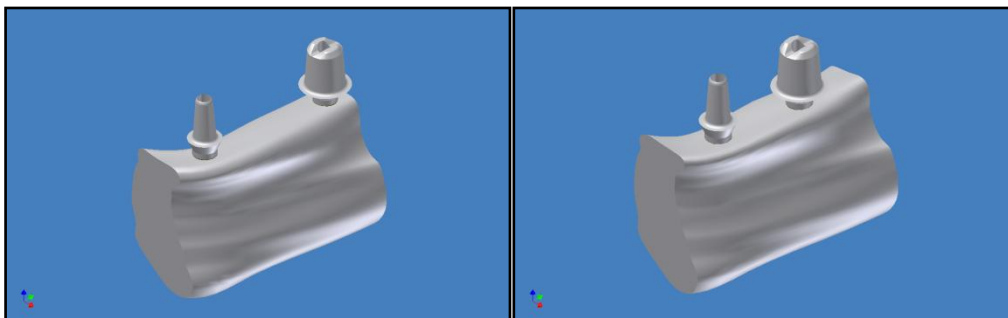


Fig. 60a, 60b. Posicionamiento de los pilares e implantes en los modelos mandibulares de 3 y 4 unidades.

4.5.6 DESARROLLO DEL TORNILLO

Para el desarrollo del tornillo, se partió del “Ensamblaje Cemento Corto.iam”.

El primer paso, fue abrir un documento, “Tornillo1.ipt”, donde se creó un Boceto 2D, “Boceto 1”, tomando como referencia el apoyo interno del pilar. En este boceto, se proyectó el perfil externo del apoyo y se tomó como referencia para crear una operación de “Extrusión” de 1.5mm hacia oclusal (Fig. 61).

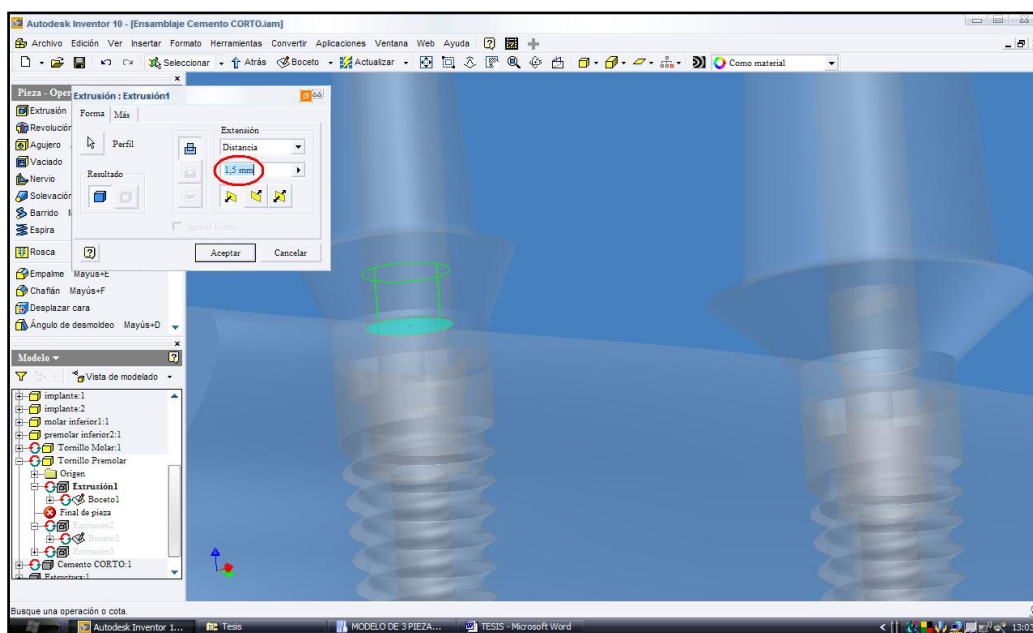


Fig. 61. Operación de extrusión para generar la cabeza del tornillo.

El segundo paso, fue desarrollar el cuerpo del tornillo. Se comenzó creando un Boceto 2D, “Boceto 2”, coincidente con el “Boceto 1”. En este boceto, se proyectó el perfil externo del apoyo y se tomó como referencia para crear una operación de “Extrusión” de 10mm hacia apical (Fig. 62).

El tercer paso, fue desarrollar la ranura para el destornillador. Se comenzó creando un Boceto 2D, “Boceto 3”, tomando como referencia la superficie oclusal de la figura generada. En este boceto, se creó una morfología de ranura plana y se realizó una operación de extrusión de 0.5mm hacia oclusal siguiendo el perfil externo (Fig. 63).

El último paso, fue desarrollar las espiras del tornillo. Se comenzó creando un nuevo documento, “TORNILLOS OK.ipt” donde se introdujo

el “Ensamblaje Cemento CORTO.iam” como componente derivado para realizar una operación booleana restando todos los componentes menos los “Tornillos OK.ipt”. (Fig. 64).

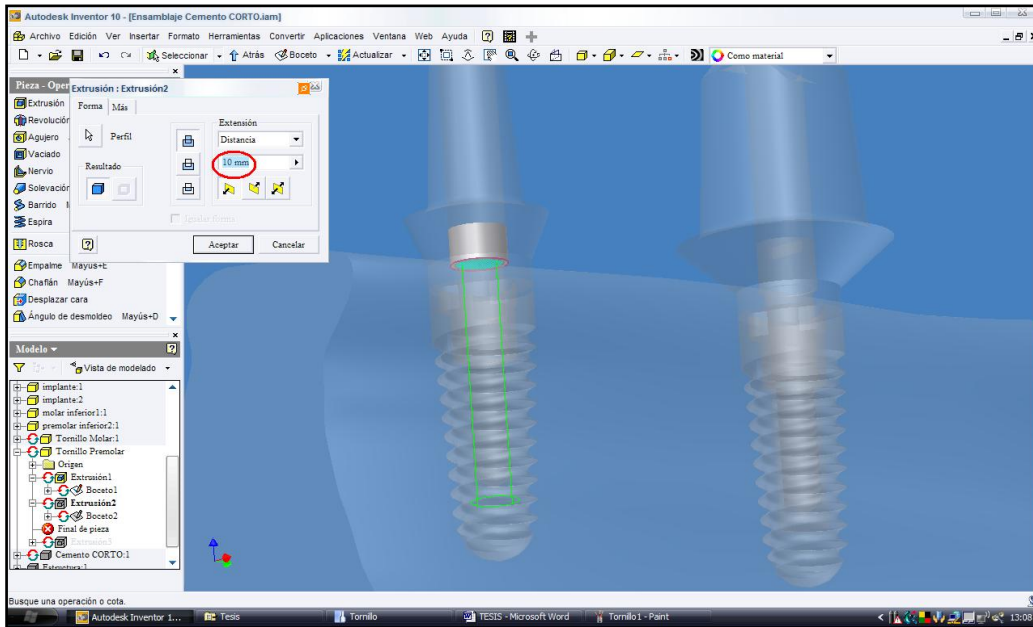


Fig. 62. Operación de extrusión para generar el cuerpo del tornillo.

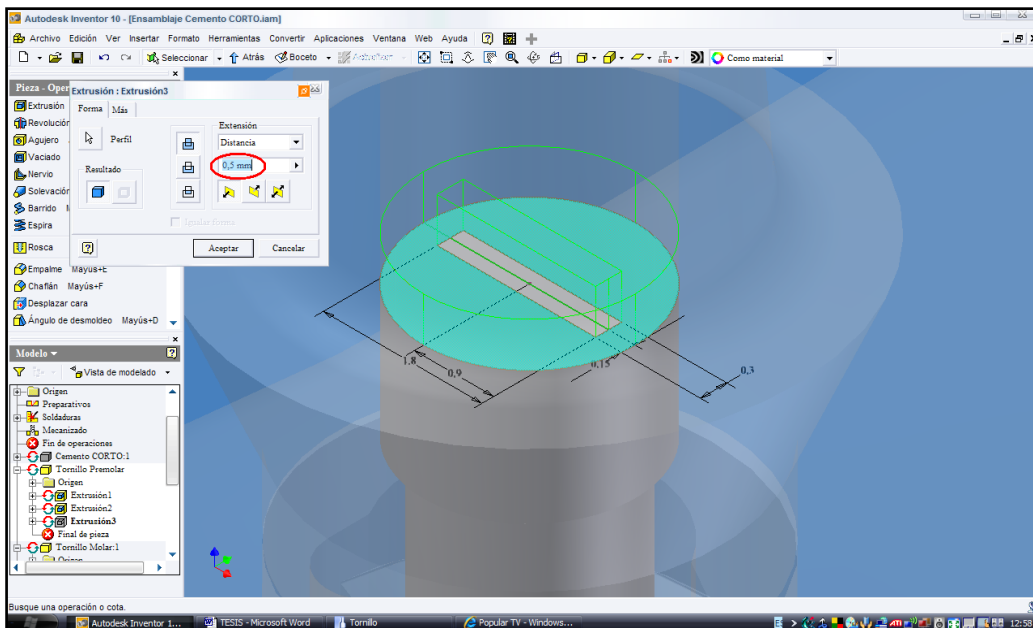


Fig. 63. Operación de extrusión para generar la ranura para destornillador en la cabeza del tornillo.

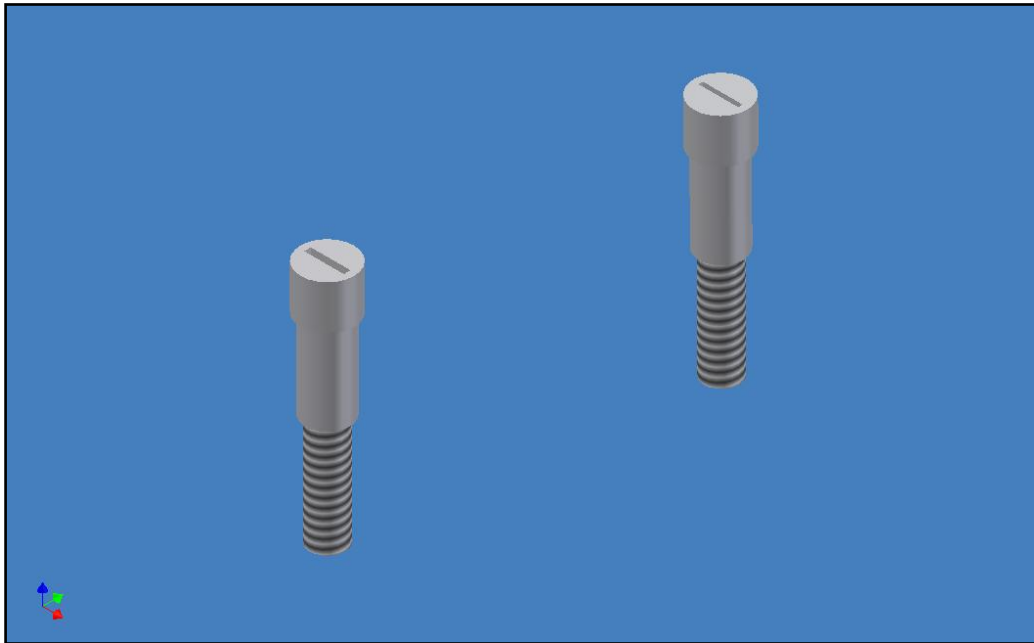


Fig. 64. Modelo de tornillos generado.

4.5.7 DESARROLLO DEL CEMENTO

Para el desarrollo del cemento se partió del documento “Ensamblaje cemento corto.iam”, donde se creó un componente, “Cemento Corto.ipt”.

4.5.7.1 Desarrollo del cemento sobre el pilar premolar

El primer paso fue crear un diseño paramétrico del cemento. Se comenzó definiendo un plano de trabajo, “Plano de trabajo1”, coincidente con el “Plano de trabajo 3” del documento “Premolar inferior 2.ipt”. A partir de este plano se creó un boceto 2D, “Boceto 1”, donde se proyectó la geometría externa del “Boceto 3” del documento “Premolar inferior2.ipt”, y se desfasó 0.06mm (Fig. 65).

El espacio para el cemento en coronas y puentes nunca se extiende hasta el límite del margen; por ello, se dejó a una distancia vertical de 0.8mm. La terminación cervical se realizó en ángulo recto y 0.01mm de espesor.

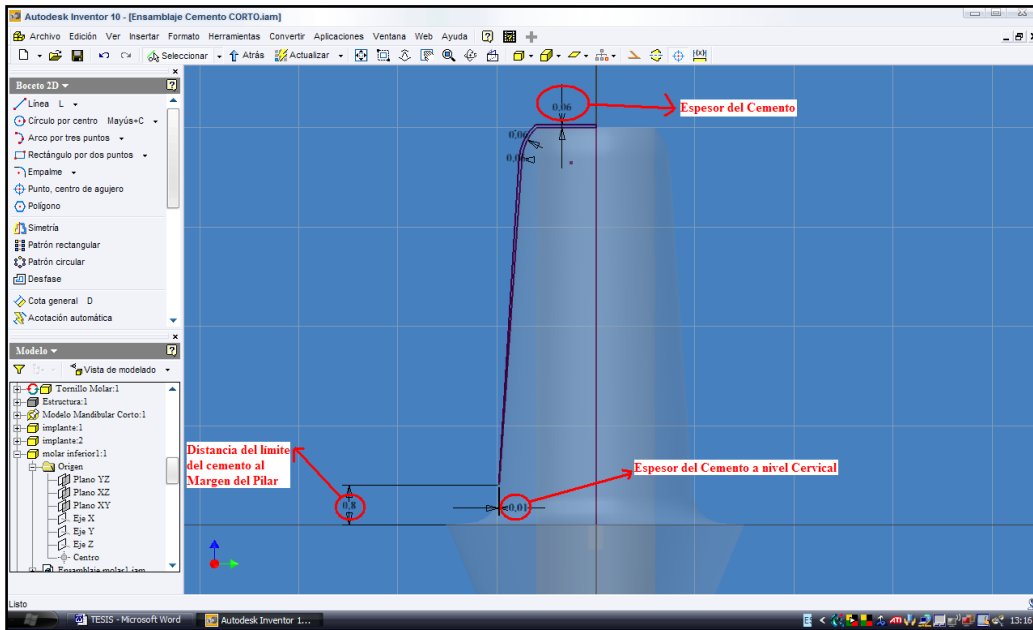


Fig. 65. Diseño paramétrico de cemento que nos permitiría controlar los parámetros a estudiar.

El segundo paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Para ello, se realizó una operación de “Revolución” tomando como perfil el “Boceto 1” y como eje de giro, el eje axial del pilar (fig. 66).

El último paso, fue crear el acceso para el tornillo siguiendo las dimensiones dadas para el agujero del pilar.

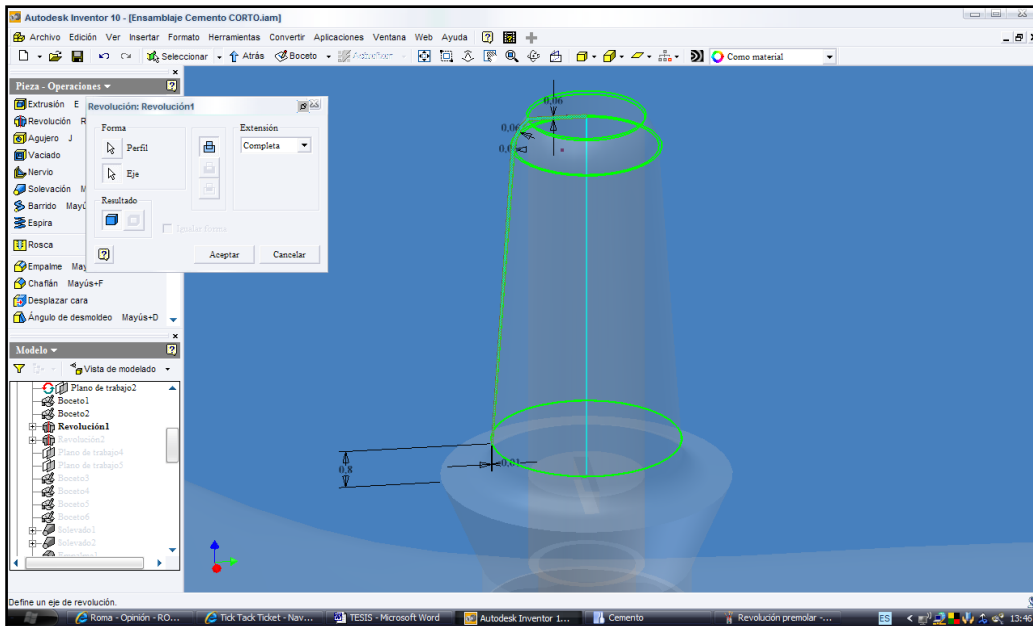


Fig. 66. Operación de revolución para generar el cemento sobre el pilar premolar.

4.5.7.2 Desarrollo del cemento sobre el pilar molar.

El primer paso fue crear un diseño paramétrico del cemento. Se comenzó definiendo un plano de trabajo, “Plano de trabajo 2”, coincidente con el “Plano de trabajo XY” del documento “Molar inferior 1.ipt”. A partir de este plano de trabajo, se creó un boceto 2D, “Boceto 2”, donde se proyectó la geometría externa del “Boceto 3” del documento “Molar inferior 1.ipt”, y se desfasó 0.06mm (fig. 67).

El espaciado del cemento para coronas y puentes nunca se extiende hasta el límite del margen; por ello, se dejó a una distancia vertical de 0.8mm. La terminación cervical se realizó en ángulo recto y 0.01mm de espesor.

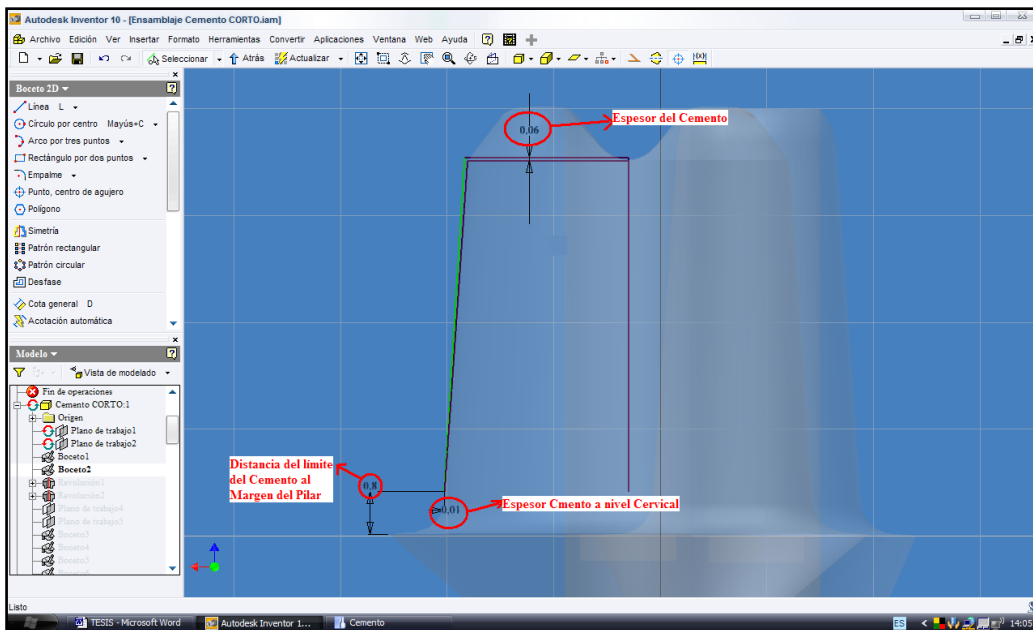


Fig. 67. Diseño paramétrico de cemento que nos permitiría controlar los parámetros a estudiar.

El segundo paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Para ello, se realizó una operación de “Revolución” tomando como perfil el “Boceto 2” y como eje de giro, el eje axial del pilar (fig. 68).

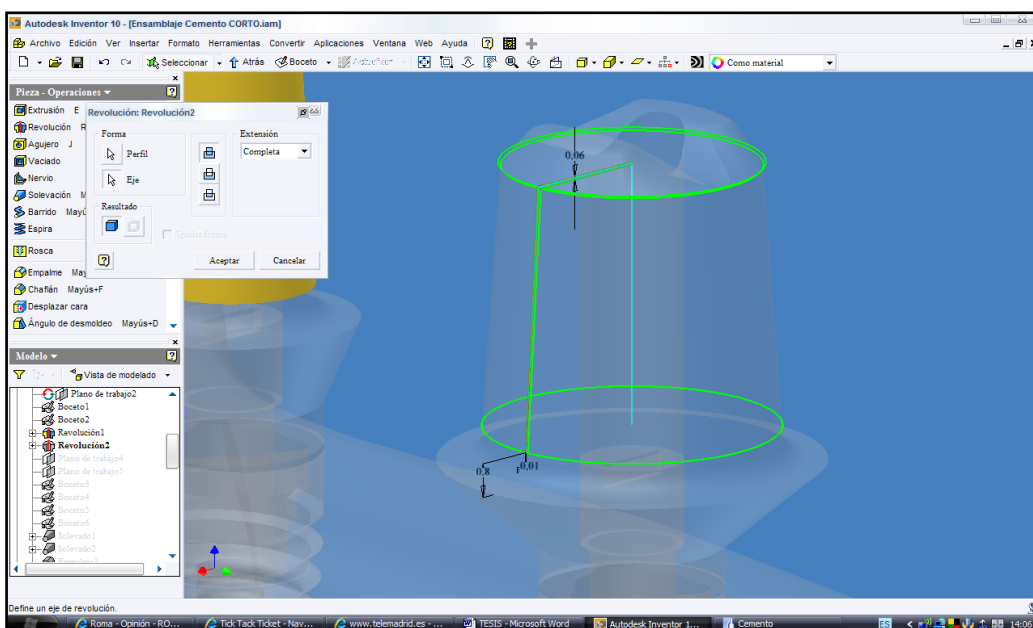


Figura 68. Operación de revolución para generar el cemento para molar.

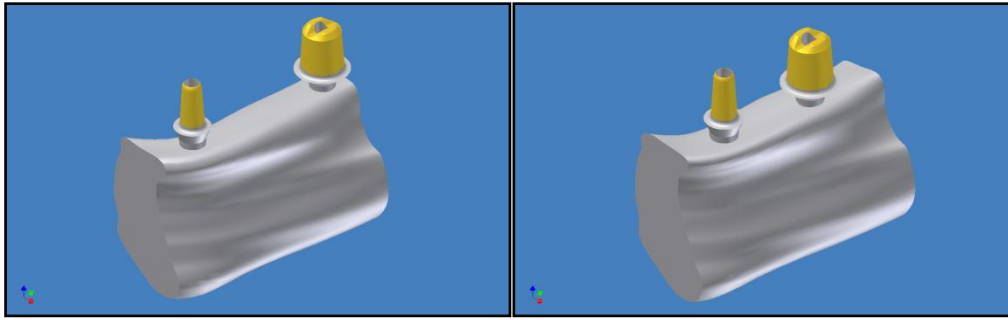
El tercer paso, fue crear el cemento oclusal del pilar molar. Se comenzó creando dos planos de trabajo, “Plano de trabajo 3” y “Plano de trabajo 4”.

A partir del “Plano de trabajo 3”, coincidente con la cara oclusal del cemento, se crearon dos Bocetos 2D, “Boceto 3” y “Boceto 4”, y en cada uno, se proyectó el perfil externo de la superficie oclusal del cemento y una línea longitudinal de los Bocetos 4 y 5 del documento “Molar inferior 1.ipt”

A partir del “Plano de trabajo 4”, situado 1mm oclusal al “Plano de trabajo 3”, se crearon dos nuevos Bocetos 2D, “Boceto 5” y “Boceto 6”, y en cada uno, se proyectó la geometría elíptica de los Bocetos 6 y 7 del documento “Molar inferior1.ipt”.

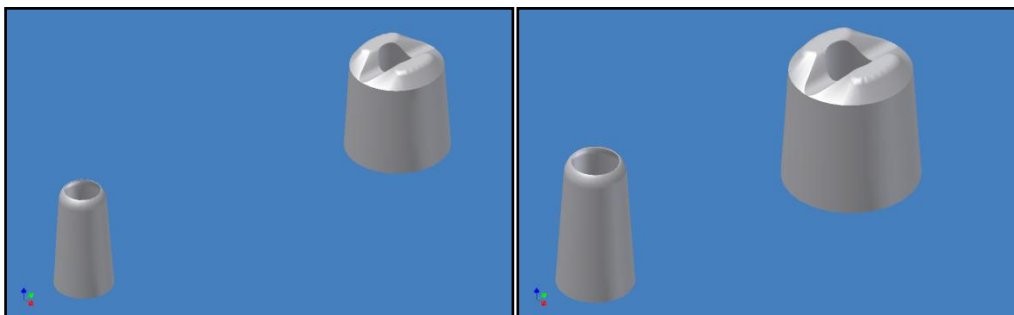
A continuación, se crearon dos operaciones de elevación, “Elevación 1” y “Elevación 2”. Para la “Elevación 1”, se tomó como referencia los Bocetos 3 y 6; y para la “Elevación 2”, los Bocetos 5 y 4. Seguidamente, se realizaron dos operaciones de empalme para mejorar el aspecto de la anatomía oclusal del cemento.

El cuarto paso, fue crear el acceso para el tornillo siguiendo las dimensiones dadas para el agujero del pilar (figs 69a, 69b).



Figs. 69a, 69b. Modelos de cementos generados pero sin haber creado la morfología interna.

El último paso, fue desarrollar la morfología interna del espacio para el cemento en el molar. Para ello, se realizó una “Operación Booleana” del “Ensamblaje Cemento Corto.iam”, restando todos los componentes excepto el “Cemento corto.ipt” (figs 70).



Figs 70. Modelos definitivos de cementos generados.

4.5.8 DESARROLLO DE LA ESTRUCTURA

Para el desarrollo de las estructuras se partió del documento “Ensamblaje cemento corto.iam”, donde se creó un componente, “Estructura.ipt”. Tomando como referencia el “Plano de trabajo 1” y el “Plano de trabajo 2” del documento “Cemento Corto.ipt” y los “Bocetos 3” de “Premolar inferior2” y “Molar

inferior1”, se conseguiría una relación solidaria entre Pilar, Cemento y Estructura.

4.5.8.1 Desarrollo de las cofias.

Para el desarrollo de las cofias, se generó un diseño paramétrico de cofia determinando una serie de parámetros: espesor axial, espesor marginal, radio marginal.

4.5.8.1.1 Cofia del Pilar Premolar

El primer paso, fue crear un diseño paramétrico de la cofia sobre el pilar premolar. Se comenzó creando un plano de trabajo, “Plano de trabajo 1”, coincidente con el “Plano de trabajo 1” del documento “Cemento corto.ipt”. A partir de este plano de trabajo, se creó un Boceto 2D, “Boceto 1”, donde se proyectó el perfil externo del “Boceto 1”, del documento “Cemento corto.ipt” y el perfil externo, a nivel del margen, del “Boceto 3”, del documento “Premolar inferior 2.ipt”. Ambos perfiles se unieron formando un solo perfil que se desfasó 0.5mm, determinando el espesor final de la cofia. A nivel marginal, antes de desfasar los 0.5mm, se determinó que el espesor sería de 0.3mm y el radio de 0.06mm (fig. 71).

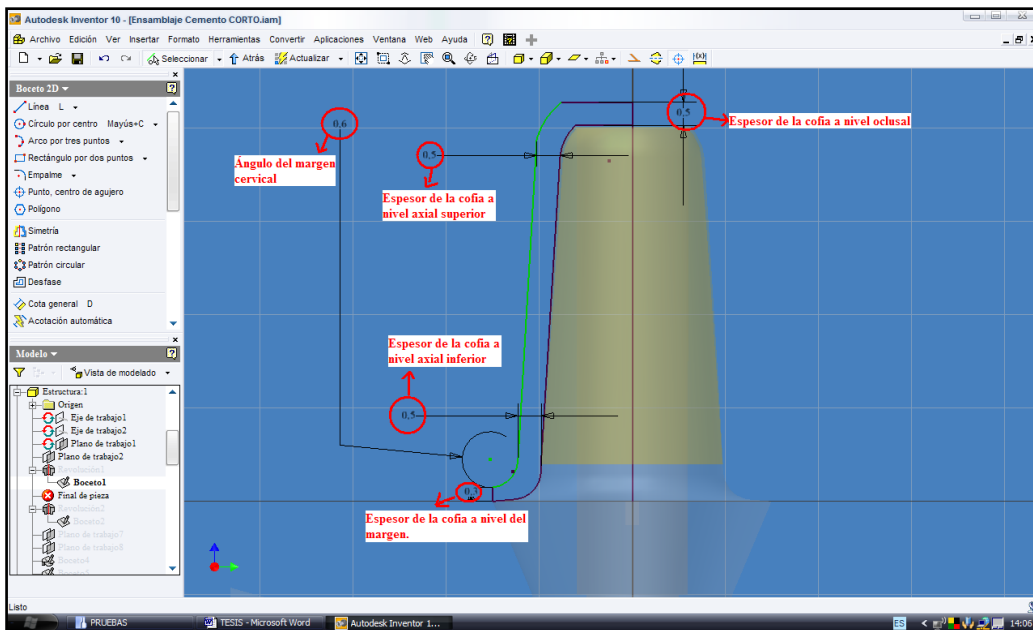


Fig. 71. Diseño paramétrico de la cofia para el premolar que nos permitiría controlar los parámetros a estudiar.

El último paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Para ello, se realizó una operación de “Revolución” tomando como perfil el “Boceto 1” y como eje de giro, el eje axial del pilar (fig. 72).

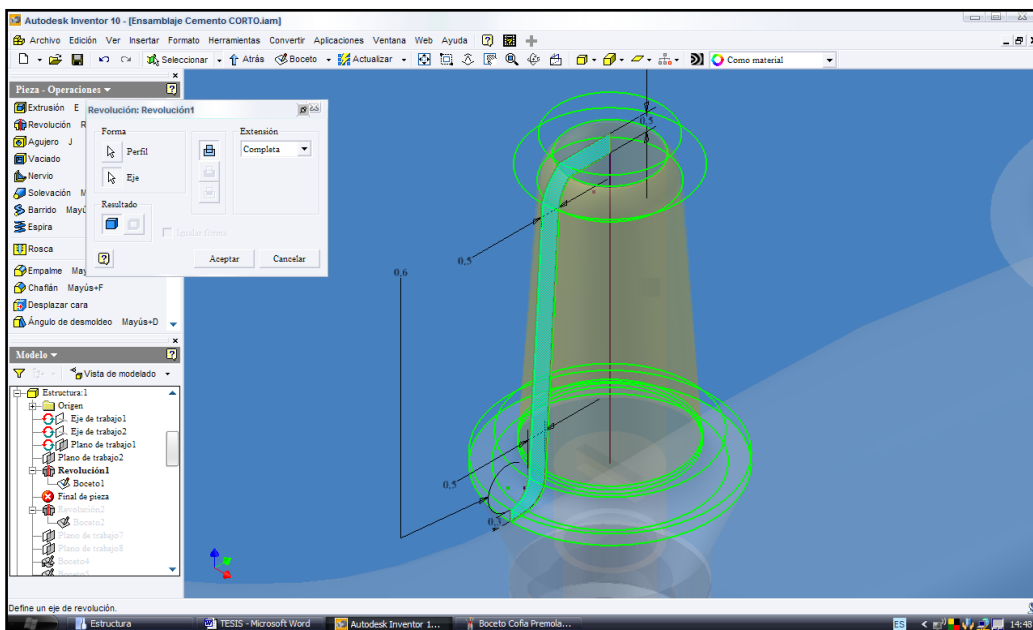


Figura 72. Operación de revolución para generar la cofia para el premolar.

4.5.8.1.2 Cofia del Pilar Molar

El primer paso, fue crear un diseño paramétrico de la cofia sobre el pilar molar. Se comenzó creando un plano de trabajo, “Plano de trabajo 2”, coincidente con el “Plano de trabajo 2” del documento “Cemento corto.ipt”. A partir de este plano de trabajo, se creó un Boceto 2D, “Boceto 2”, donde se proyectó el perfil externo del “Boceto 2”, del documento “Cemento corto.ipt” y el perfil externo, a nivel del margen, del “Boceto 3”, del documento “Molar inferior 1.ipt”. Ambos perfiles se unieron formando un solo perfil que se desfasó 0.5mm, determinando el espesor final de la cofia. A nivel marginal, antes de desfasar los 0.5mm, se determinó que el espesor sería de 0.3mm y el radio de 0.06mm (fig. 73).

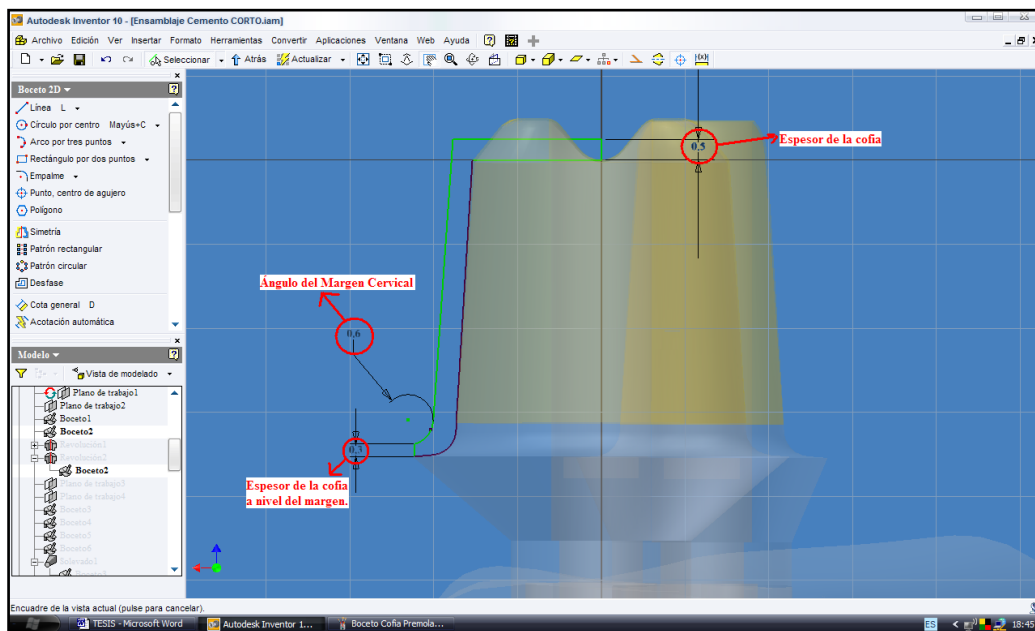


Figura 73. Diseño paramétrico de la cofia para el pilar molar que nos permitiría controlar los parámetros a estudiar.

El segundo paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Para ello, se realizó una operación de “Revolución” tomando como perfil el “Boceto 2” y como eje de giro, el eje axial del pilar (fig 74).

El último paso, fue crear la anatomía oclusal de la cofia del pilar molar. Se comenzó creando dos planos de trabajo, “Plano de trabajo 3” y “Plano de trabajo 4”.

A partir del “Plano de trabajo 3”, coincidente con la cara oclusal de la figura generada, se crearon dos Bocetos 2D, “Boceto 3” y “Boceto 4”, y en cada uno, se proyectó el perfil externo de la superficie oclusal de la cofia y la línea longitudinal de los Bocetos 4 y 5 del documento “Molar inferior 1.ipt”.

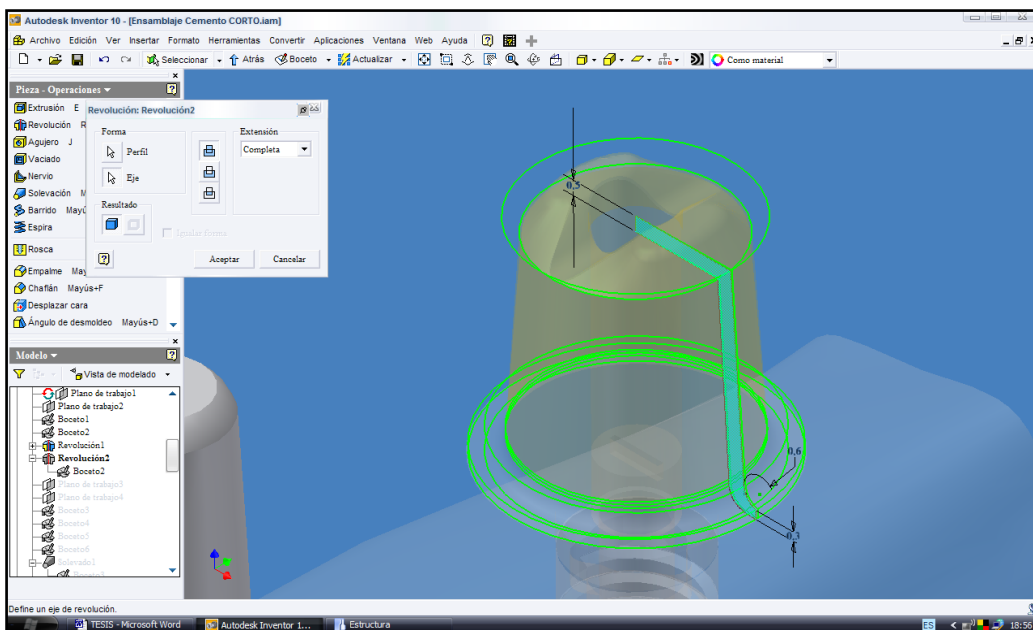


Fig. 74. Operación de revolución para generar la cofia para el pilar molar.

A partir del “Plano de trabajo 4”, situado 1mm oclusal al “Plano de trabajo 3”, se crearon dos nuevos Bocetos 2D, “Boceto 5” y “Boceto 6”, y en cada uno, se proyectó la geometría elíptica de los Bocetos 6 y 7 del documento “Molar inferior1.ipt”.

A continuación, se crearon dos operaciones de solevación, “Solevación 1” y “Solevación 2”. Para la “Solevación 1”, se tomó como referencia los Bocetos 3 y 5; y para la “Solevación 2”, los Bocetos 4 y 6 (fig. 75). Seguidamente, se realizaron dos operaciones de empalme para mejorar el aspecto de la anatomía oclusal de la cofia (fig. 76).

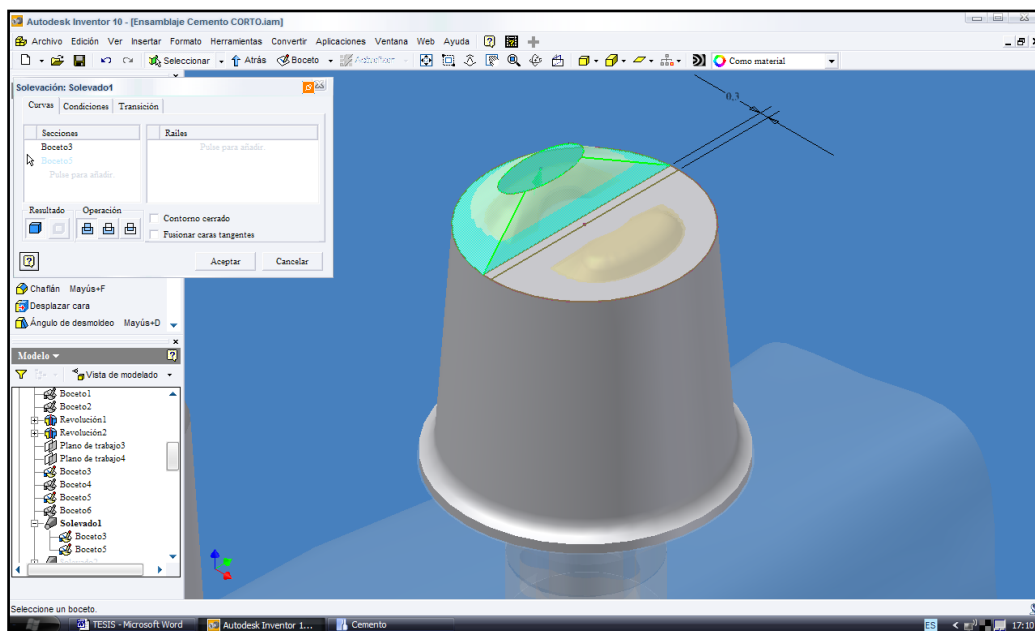


Fig. 75. Cofia definitiva para el pilar molar.

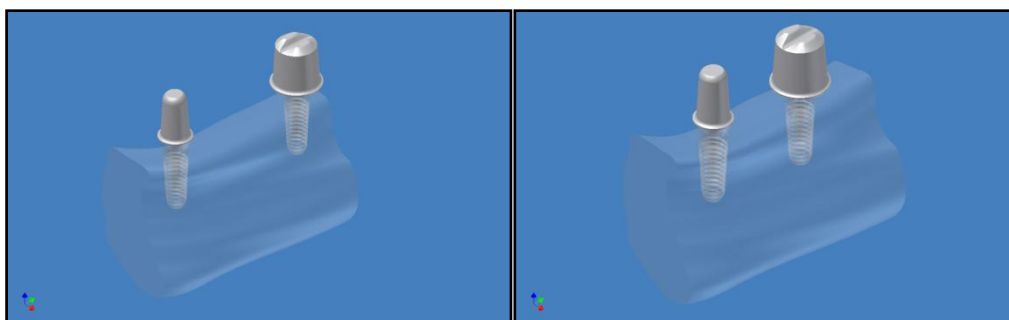


Fig. 76. Modelos de cofias para el premolar y molar de los modelos de 3 y 4 unidades.

4.5.8.2 Desarrollo de los p $\acute{o$ nticos.

Para el dise $\acute{n$ o y desarrollo de la morfolog \acute{i} a de los p $\acute{o$ nticos, se ha creado un tipo de p $\acute{o$ ntico ovoide partiendo de “Estructura.ipt” del “Ensamblaje corto.iam”.

El primer paso, fue realizar un dise $\acute{n$ o param \acute{e} trico del p $\acute{o$ ntico que permitiese controlar ciertos par \acute{a} metros (altura gingival). Se comenz \acute{o} definiendo un plano de trabajo, “Plano de trabajo 5”, paralelo al “Plano XY” y coincidente con la superficie oclusal de las cofias desarrolladas. A partir de este plano de trabajo, se cre \acute{o} un Boceto 2D, “Boceto 7”, para dibujar una l $\acute{i$ nea de referencia desde el centro de un pilar al otro.

A continuaci $\acute{o$ n, se defini \acute{o} un segundo plano de trabajo, “Plano de trabajo 6”, que dividir \acute{i} a la estructura en dos mitades, vestibular y lingual, tomando como referencia el “Boceto 7” y la superficie oclusal de la cofia del pilar premolar. A partir de este plano de trabajo, se cre \acute{o} un Boceto 2D, “Boceto 8”, para dibujar, centrado, un dise $\acute{n$ o param \acute{e} trico de p $\acute{o$ ntico (fig. 77).

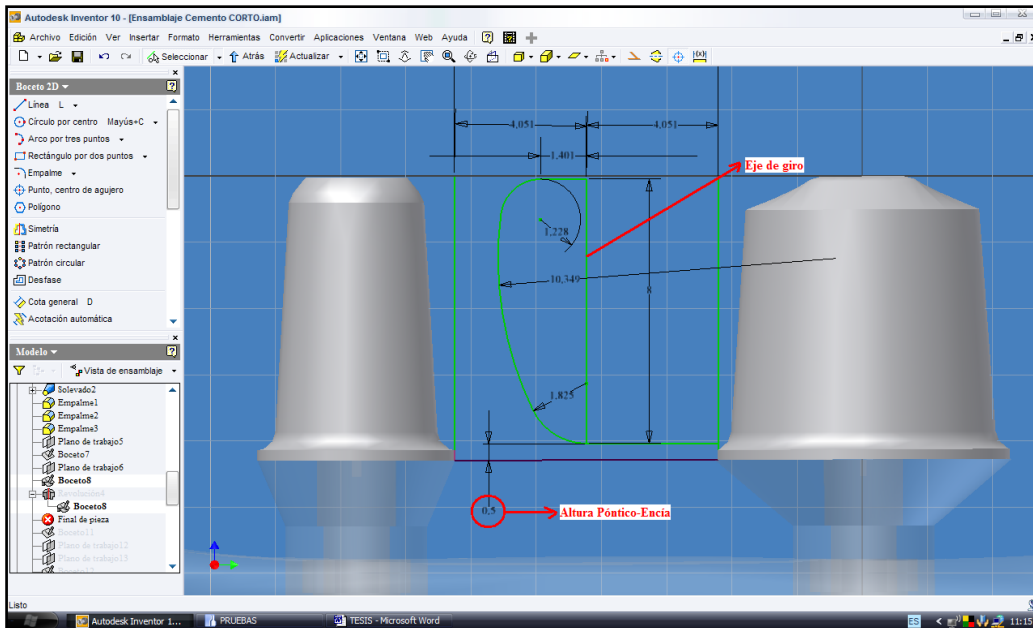


Fig. 77. Diseño paramétrico del póntico para la estructura de 3 unidades.

El último paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Para ello, se realizó una operación de “Revolución” utilizando como perfil el “Boceto 8” y como eje de giro, el eje previamente definido en el “Boceto 8” (fig. 78).

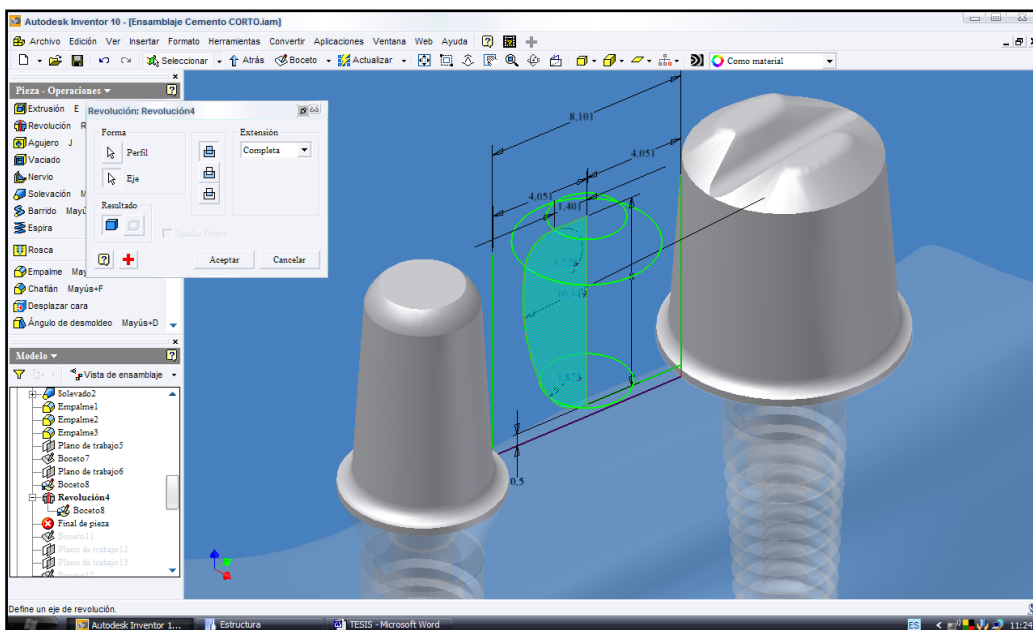


Figura 78. Operación de revolución para generar el póntico de la estructura de 3 unidades.

Para el modelo de 4 unidades se diseñaron, en un mismo boceto, dos pónicos siguiendo los parámetros del pónico del modelo de 3 unidades y centrados en el espacio entre las cofias (fig. 79). Para generar los pónicos, se realizaron dos operaciones de revolución (fig. 80a, 80b). Con estas operaciones se generaron los pónicos para las estructuras de 3 y 4 unidades (figs. 81a, 81b).

4.5.8.3 Desarrollo de los conectores.

Para el desarrollo de los conectores, se creó un diseño paramétrico que permitiese controlar ciertos parámetros (altura del conector, anchura buco-lingual, radios).

El primer paso, fue determinar la localización y el punto medio de los conectores. A partir del “Plano de trabajo 6”, se creó un nuevo Boceto 2D, “Boceto 9”, para definir los centros de los conectores y que fuesen equidistantes de pónico y cofias (fig. 82).

Para el modelo de 4 unidades se siguieron los mismos pasos, pero en este caso, el número de conectores era de 3 (fig. 83).

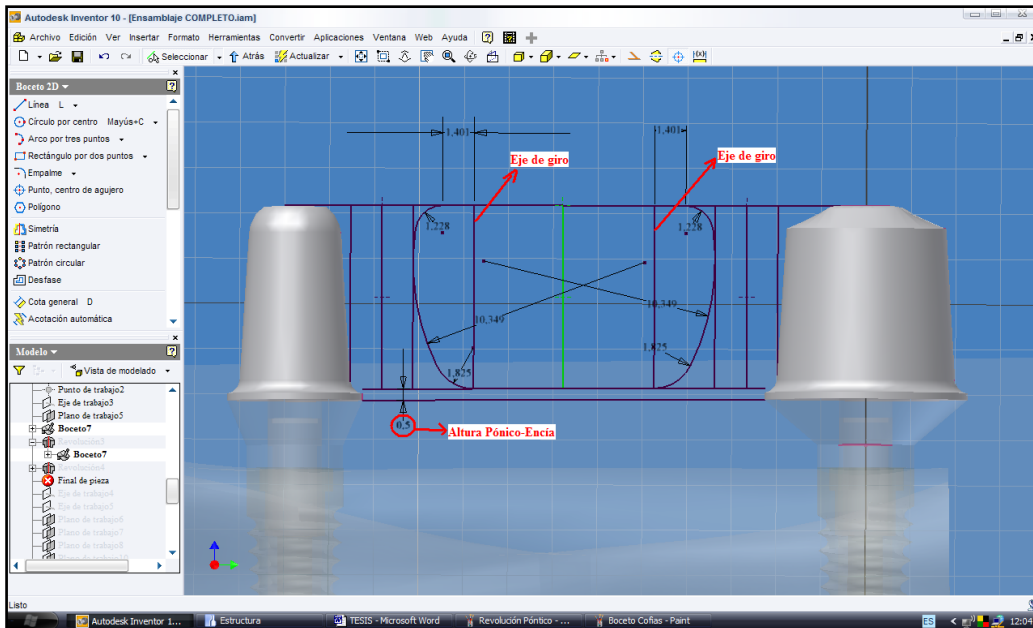


Fig. 79. Diseño paramétrico de los pónicos para la estructura de 4 unidades.

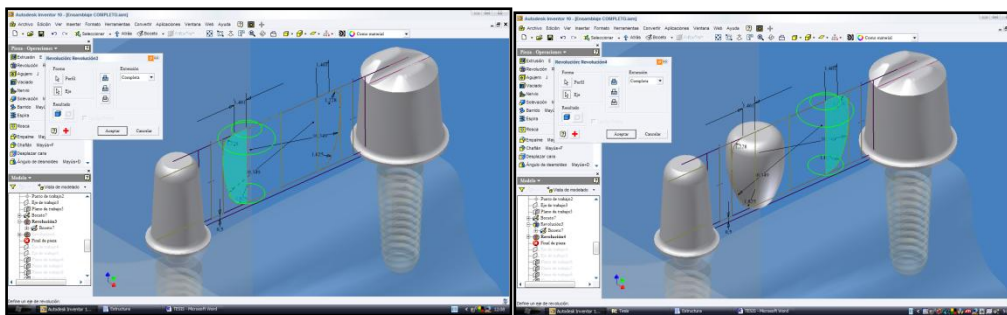
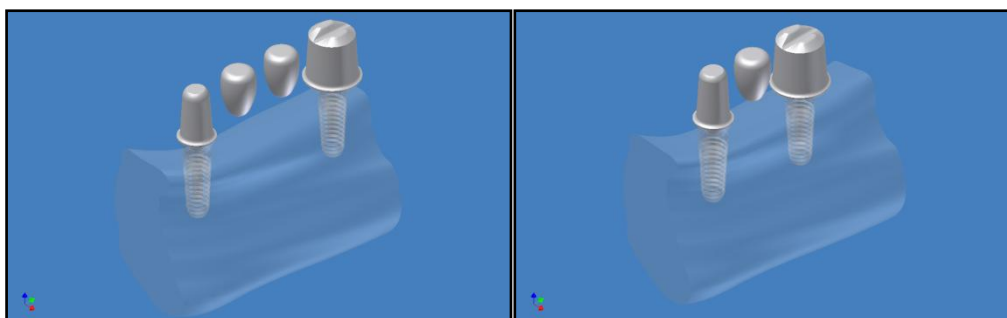


Fig. 80a, 80b. Operaciones de revolución para generar los pónicos.



Figuras 81a, 81b. Pónicos generados para las estructuras los modelos de 3 y 4 unidades.

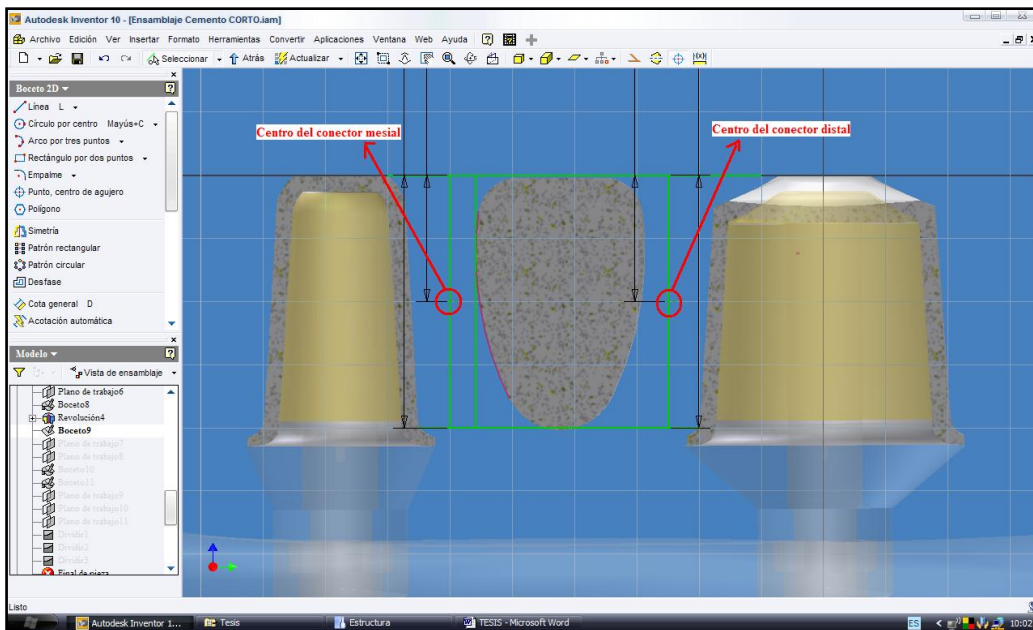


Fig. 82. Determinación de los centros para los conectores del modelo.

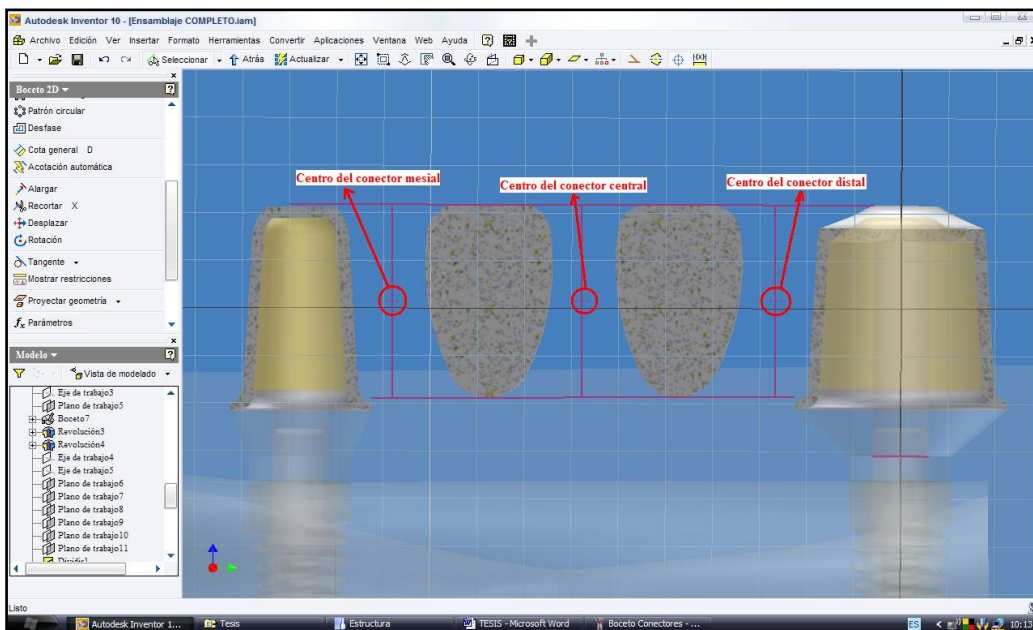


Fig. 83. Determinación de los centros para los conectores del modelo de 4 unidades.

El segundo paso, fue crear un diseño paramétrico de conector. Para el modelo de 3 unidades, se comenzó creando dos planos de trabajo, “Plano de

trabajo 7” y “Plano de trabajo 8”, paralelos al “Plano de trabajo 2” y coincidentes, cada uno, con uno de los centros definidos en el “Boceto 9”. A partir de estos planos de trabajo, se crearon dos Bocetos 2D, “Boceto 10” y “Boceto 11”, para dibujar una elipse, de radio mayor y menor 1.5mm, tomando como centro los definidos en el “Boceto 9”. (fig. 84).

Para el modelo de 4 unidades, se siguieron los mismos pasos, pero en este caso, el número de conectores era de 3 (fig. 85).

El tercer paso, fue desarrollar el diseño paramétrico creado. Se comenzó realizando la división de los pónicos y cofias, utilizando la herramienta de división y tomando como referencia 3 planos de trabajo, paralelos al “Plano de trabajo 2” y coincidentes, cada uno, con uno de los ejes axiales de cofias o pónicos (fig. 86).

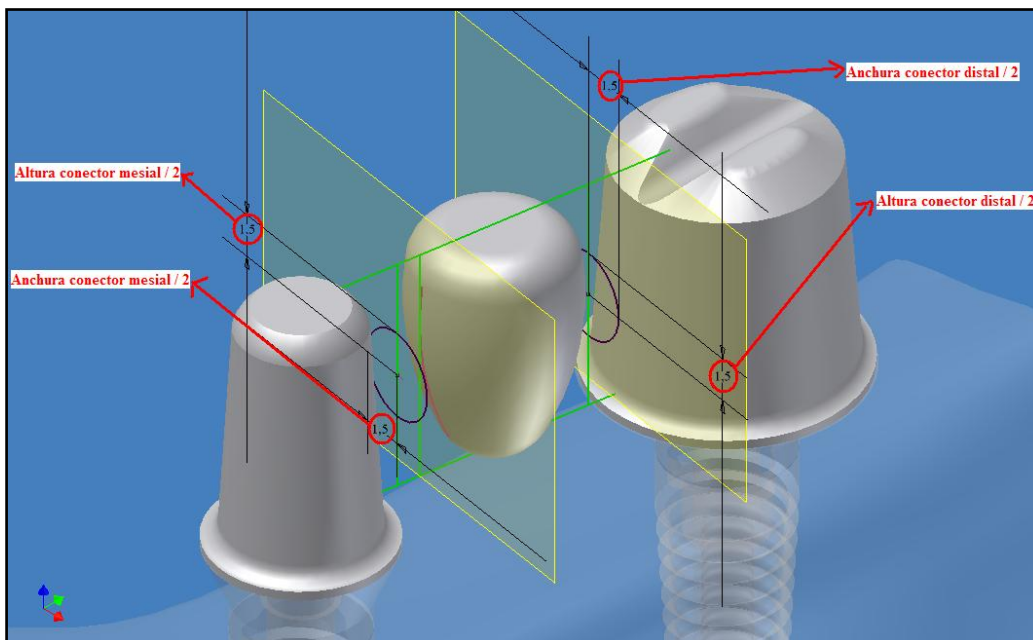


Fig. 84. Diseño paramétrico para controlar la altura y la anchura de los conectores en el modelo de 3 unidades.

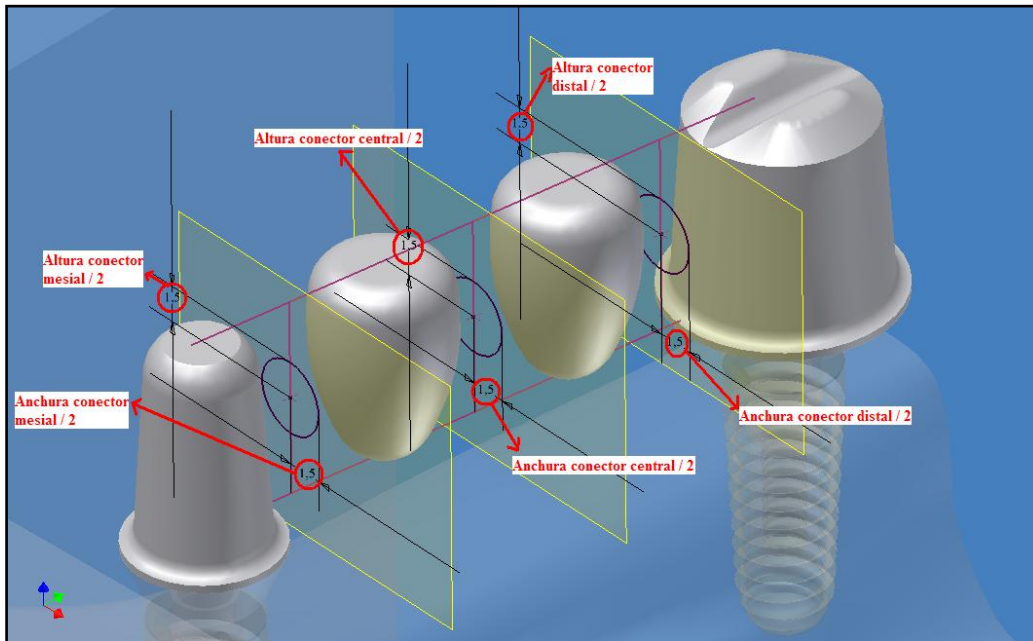


Fig. 85. Diseño paramétrico para controlar la altura y anchura de los conectores en el modelo de 4 unidades.

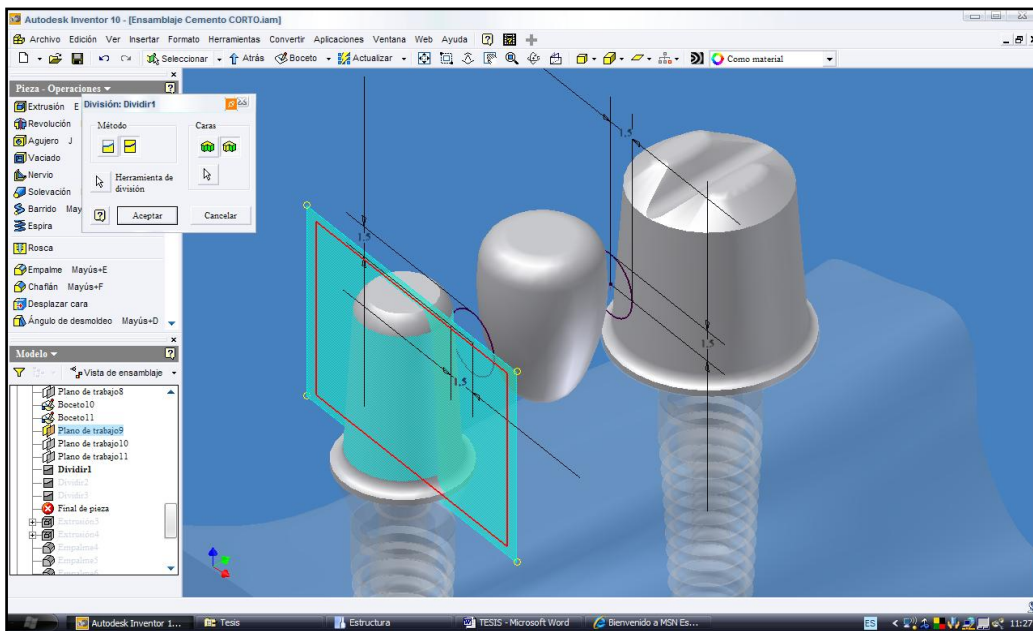


Fig. 86. División de pilares y pónicos para determinar el origen y destino de las operaciones de extrusión que se realizarán para generar los conectores.

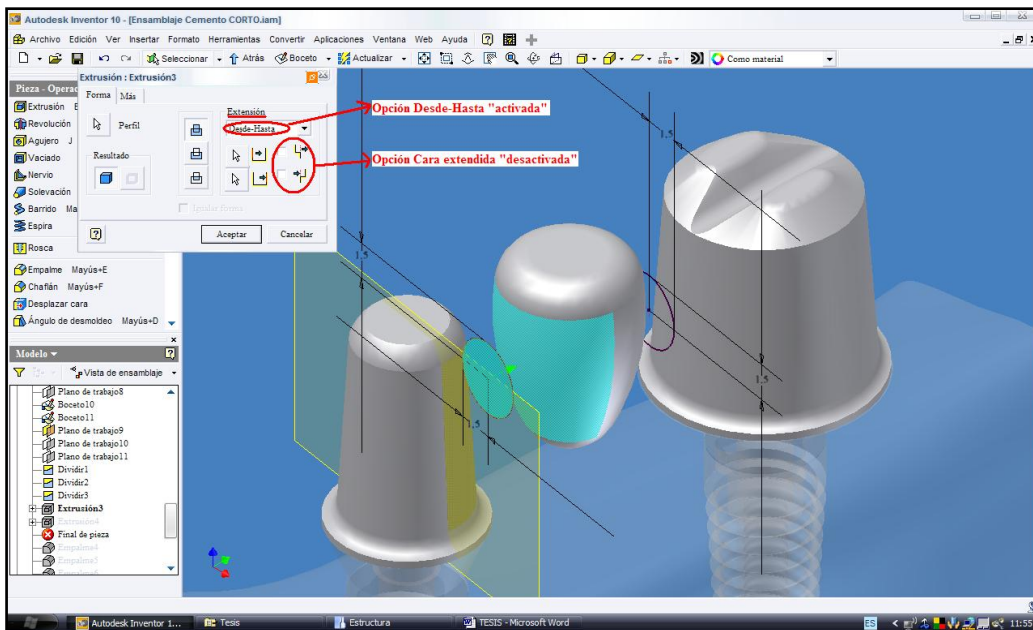


Fig. 87. Operación de extrusión para generar los conectores desactivando la opción “Cara extendida”.

Para realizar las dos operaciones de extrusión, se tomaron como referencia los Bocetos 10 y 11. Para generar la operación se seleccionó la opción “Desde-Hasta”, tomando como origen la mitad de una cofia y la mitad del pónico, y se desactivó la opción “Cara extendida”. Todos estos pasos se realizaron para cada uno de los conectores de los dos modelos generados (fig. 87).

A continuación, se realizaron varias operaciones de empalme tomando como referencia la sección mesial y distal de cada conector. Con esta operación, se logró parametrizar los ángulos mesial y distal de cada conector (fig 88a y 88b).

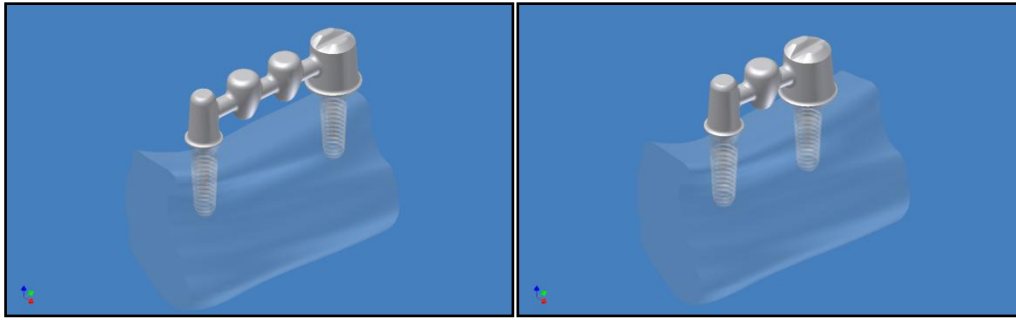


Fig. 88a, 88b. Modelos de estructuras sin desarrollar las morfologías internas.

El último paso, fue desarrollar la morfología interna de la estructura. Se comenzó creando un nuevo documento, “Estructura OK.ipt”, donde se insertó el “Ensamblaje Cemento Corto.iam” como componente derivado, para realizar una “Operación Booleana” restando todos los componentes menos “Estructura.ipt” (Figura 89a y 89b).

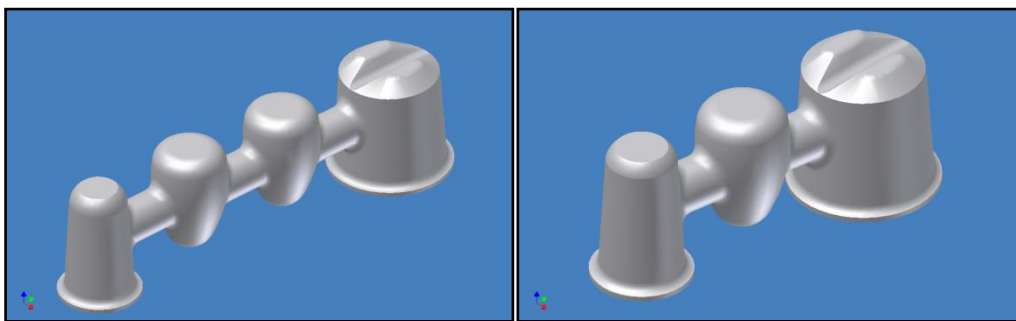


Fig. 88a, 88b. Modelos de estructuras generadas.

4.5.9 FASE DE ENSAMBLAJE FINAL

Con esta fase final de ensamblaje se obtuvieron los dos modelos de trabajo para análisis por elementos finitos. Para posicionar los implantes y los pilares, se siguieron los mismos pasos que en la primera fase de ensamblaje (fig. 89).

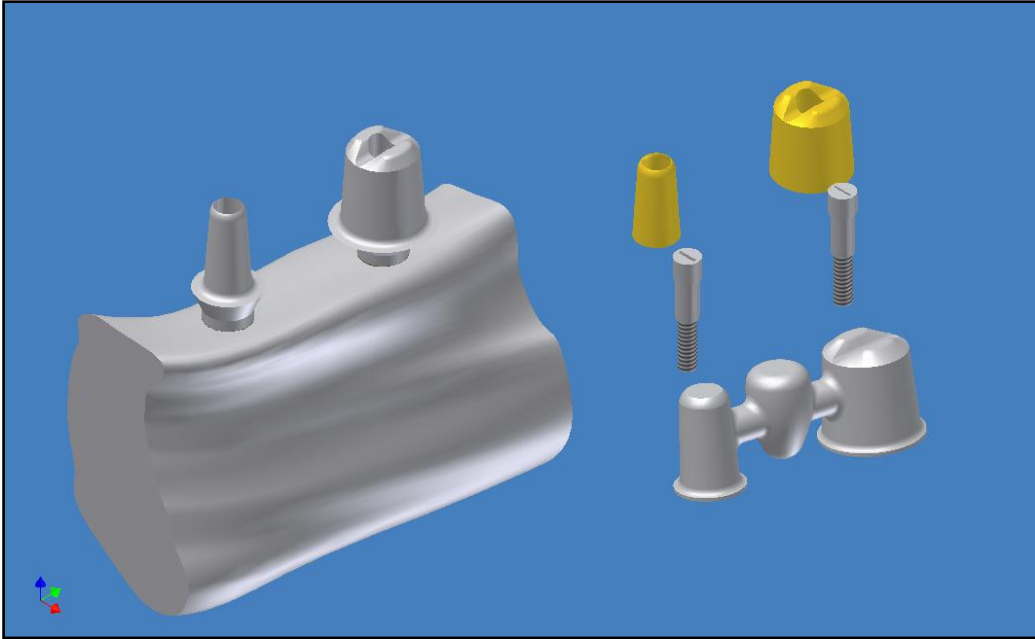


Fig. 89. Componentes de los modelos en la fase de ensamblaje final.

4.5.9.1 Restricciones Tornillo-Pilar-Implante

1° Eje axial del pilar – Eje Axial del tornillo (fig. 90).

2° Tope del tornillo – Apoyo en pilar (fig. 91a, 91b).

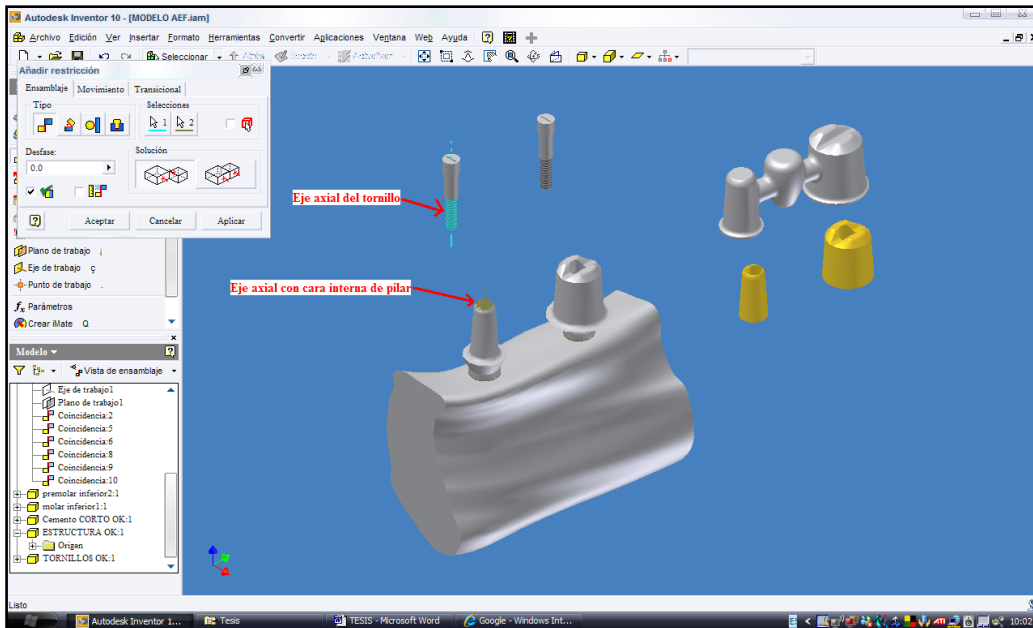


Fig. 90. Primera restricción tornillo-pilar-implante.

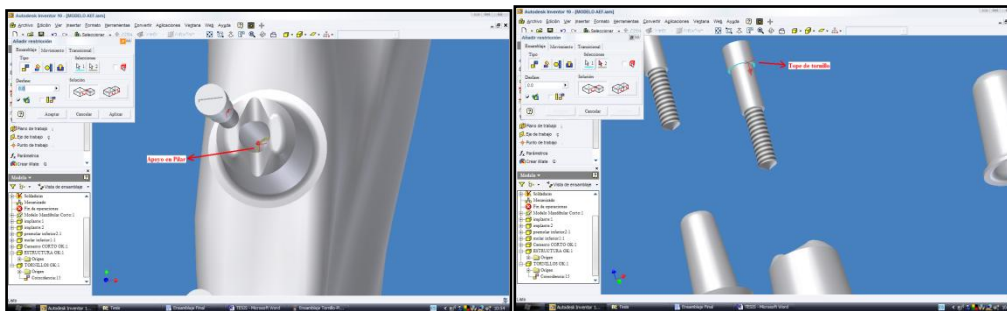


Fig. 91a, 91b: Segunda restricción tornillo-pilar-implante.

4.5.9.2 Restricciones Pilar – Cemento.

1º Cara Externa Pilar (eje axial) – Cara interna cemento (eje axial). Para los dos pilares (fig. 92).

4.5.9.3 Restricciones Pilar – Cemento – Estructura.

1º Cara externa del cemento – Cara interna de la estructura. Para los dos pilares (fig. 93). Esta última restricción permitió terminar de ensamblar todos los componentes (fig. 94a, 94b).

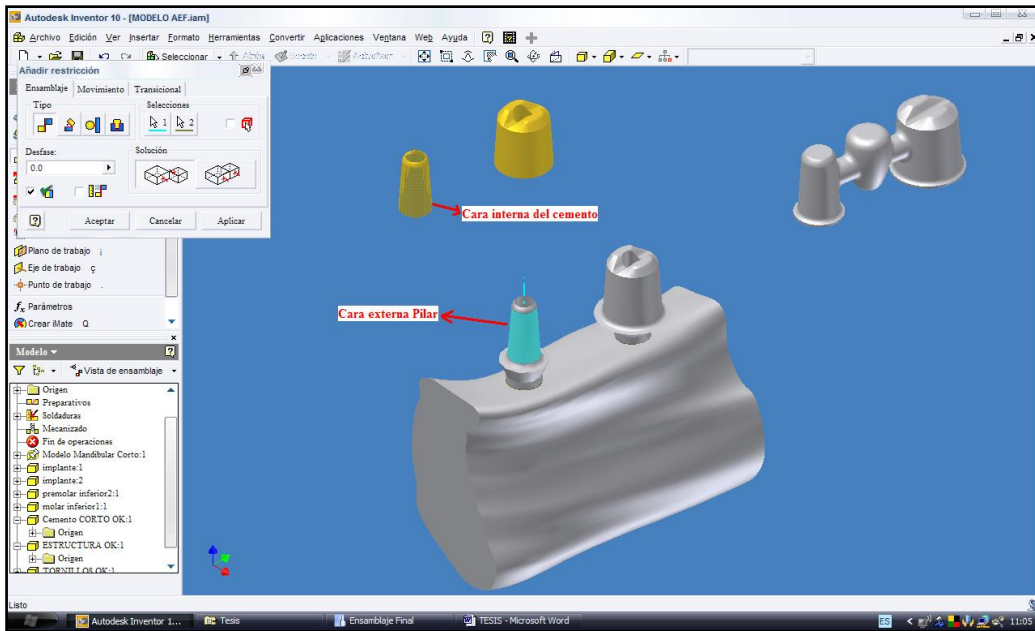


Fig. 92. Primera restricción pilar-cemento.

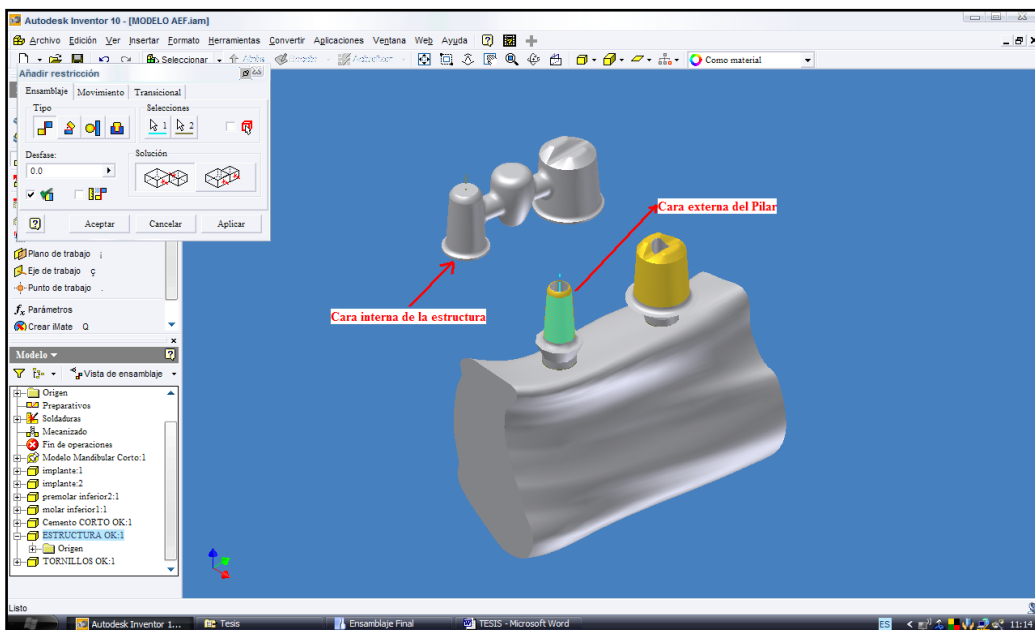


Figura 93. Primera restricción pilar-cemento-estructura.

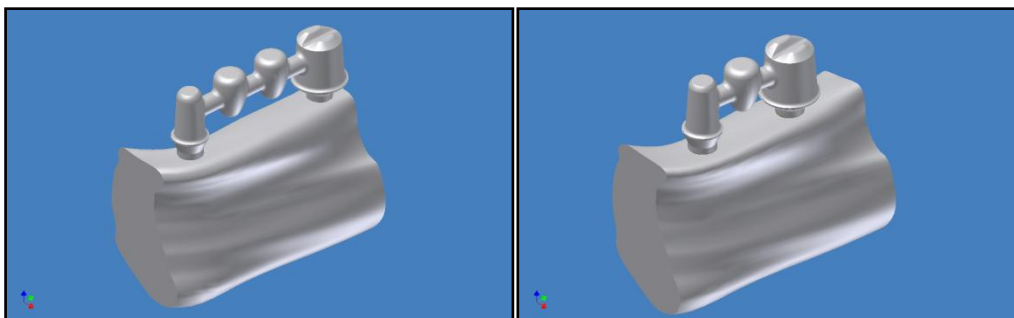


Figura 94a, 94b: Modelos de 3 y 4 unidades terminados.

4.5.10 PARAMETROS DE LOS MODELOS

El diseño de estos modelos ha seguido las recomendaciones de las casas comerciales, con el fin de estudiar su comportamiento mecánico. Este diseño paramétrico de puentes de 3 y 4 unidades, va a permitir hacer las modificaciones deseadas para lograr su optimización (Tablas 5 y 6).

Parámetros de los Pilares	
Altura del Pilar	8mm
Ángulo de Convergencia oclusal	8°
Longitud del Margen	1mm
Angulo del Margen	5°
Radio del Margen	0.6mm

Tabla 5. Parámetros de los Pilares: las franjas de color indican las recomendaciones de las casas comerciales, el resto de parámetros son aleatorios.

Parámetros de la Estructura	
Espesor Axial	0.5mm
Espesor Cervical	0.3mm
Radio del Margen	0.6mm
Altura O-C del conector.	3mm
Anchura V-L del conector.	3mm
Radio mesial del conector (independientes)	0.8mm
Radio distal del conector (independientes)	0.8mm

Tabla 6. Parámetros de la Estructura: las franjas de color indican las recomendaciones de las casas comerciales, el resto de parámetros son aleatorios.

4.6 TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Los datos correspondientes a las medidas obtenidas de la fuerza y el desplazamiento han sido archivados en una hoja Excel 2007. El análisis estadístico lo hemos realizado en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación perteneciente al Área de Informática y Comunicaciones de la Universidad Complutense de Madrid, con el programa estadístico SAS en su versión 9.1.

El tratamiento de los datos consta de una serie de regresiones lineales para relacionar la “Fuerza In Vitro” (valor obtenido en la Instrom) como función de la “Fuerza Virtual” (valor obtenido en el análisis por elementos finitos). A continuación, se hicieron comparaciones para valorar el grado de influencia del diámetro y el radio sobre el valor de la Fuerza.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 DISTRIBUCIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS

Finalizado el análisis por elementos finitos (AEF) y los ensayos en la Instron hemos obtenido un total de 315 mediciones de fuerza de los cuales 45 son el resultado del análisis por elementos finitos y 270 de los ensayos en la Instron.

Las 45 mediciones obtenidas por el A.E.F. son el resultado del análisis los 9 diseños de la estructura que se dividen en 3 grupos según el diámetro de los conectores (2.5, 3, 3.5mm) y a su vez en 3 subgrupos según el radio (0.5, 1, 1.5mm). De cada uno de los 9 diseños se obtuvo un total de 5 valores de fuerza según el desplazamiento medido en el eje axial (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5mm).

Las 270 mediciones obtenidas en los ensayos de la Instron son el resultado del análisis de 54 probetas, las cuales se dividen en 3 grupos (un total de 18 probetas) según el diámetro de los conectores (2.5, 3, 3.5mm) y a su vez en 3 subgrupos (un total de 6 probetas) según el radio (0.5, 1, 1.5mm). De cada uno de 54 probetas se obtuvo un total de 5 valores de fuerza según el desplazamiento medido en el eje axial (0.1, 0.2, 0.3, 0.4 y 0.5mm).

5.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Primero se pretende conocer con qué porcentaje y probabilidad se puede explicar las variaciones de la Fuerza In-vitro ($|F_{inv}|$) respecto a la Fuerza virtual ($|F_v|$) según el radio y radio del conector, y el desplazamiento alcanzado; para ello, realizamos una serie de Regresiones Lineales relacionando la $|F_{inv}|$ como función de la $|F_v|$.

A continuación, pretendemos conocer que variable influye más en las variaciones de la $|F_{inv}|$, el diámetro o el radio. Para ello, nuevamente realizamos una serie de Regresiones Lineales para relacionar la $|F_{inv}|$ como función del desplazamiento.

5.2.1 ESTADISTICA INFERENCIAL POR $|FV|$ Y $|FINV|$

Se realizó el análisis estadístico inferencial con respecto a la variable Fuerza (expresada en N) mediante Regresiones Lineales con el objetivo de relacionar la Fuerza In-vitro ($|F_{inv}|$) como función de la Fuerza virtual ($|F_v|$) según el radio y el diámetro del conector, creando una fórmula matemática del tipo $|F_{inv}|=a+b\cdot|F_v|$. Para ello, se consideró la $|F_v|$ la variable independiente y $|F_{inv}|$ la variable dependiente. Se realizó el análisis para cada diseño de conector agrupándolos según el diámetro del conector.

A. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 2.5mm

Para los diseños de estructuras con un conector de diámetro 2.5mm y radios 0.5mm, 1mm y 1.5mm; y tras realizar las regresiones lineales se obtuvo un coeficiente de determinación (R^2) de 0.99. Esto significa que con la $|F_v|$ se puede explicar un 98,19% de las variaciones de la $|F_{inv}|$ según el radio y el desplazamiento alcanzado (Tabla 7).

<table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <th>R-cuadrado</th> <th>Coef Var</th> <th>Raiz MSE</th> <th>Fuerza</th> <th>Media</th> </tr> <tr> <td>0.990921</td> <td>3.576697</td> <td>15.84355</td> <td>442.9660</td> <td></td> </tr> </table>						R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerza	Media	0.990921	3.576697	15.84355	442.9660	
R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerza	Media											
0.990921	3.576697	15.84355	442.9660												
Parámetro	Estimador	Error estándar	Valor t	Pr> t											
Término independiente	86.42416667 B	7.92177532	10.91	<.0001											
Radio 0.5	10.33416667 B														
Radio 1	-1.38562840 B	11.74994252	-0.12	0.9065											
Radio 1.5	0.00000000 B	.	.	.											
Fuerza V	0.07360881 B	0.00148622	49.53	<.0001											
Fuerza V*Radio 0.5	0.00618411 B														
Fuerza V*Radio 1	-0.00517640 B	0.00211838	-2.44	0.0174											
Fuerza V*Radio 1.5	0.00000000 B	.	.	.											

Tabla 7 Análisis estadístico para los diseños con un conector de diámetro 2.5mm

La fórmula de la recta para el caso de una estructura de 2.5mm de diámetro y 0.5mm de radio en el conector sería (fig.95):

$$|F_{inv}| = a + b \cdot |F_v|$$

$$|F_{inv}| = (\text{Término indep} + \text{Radio 0.5}) + (\text{Fuerza V} + \text{Fuerza V} \cdot \text{Radio 0.5}) \cdot |F_v| - a$$

un desplazamiento dado.

$$|F_{inv}| = 96.75833334 + 0.07979292 \cdot |F_v| \text{ para un desplazamiento entre 0.1-0.4mm}$$

Aplicando esta fórmula podemos predecir los resultados de la $|F_{inv}|$ para un diseño de estructuras con un conector de diámetro de 2.5mm y 0.5mm de radio en un 98.19% de los casos.

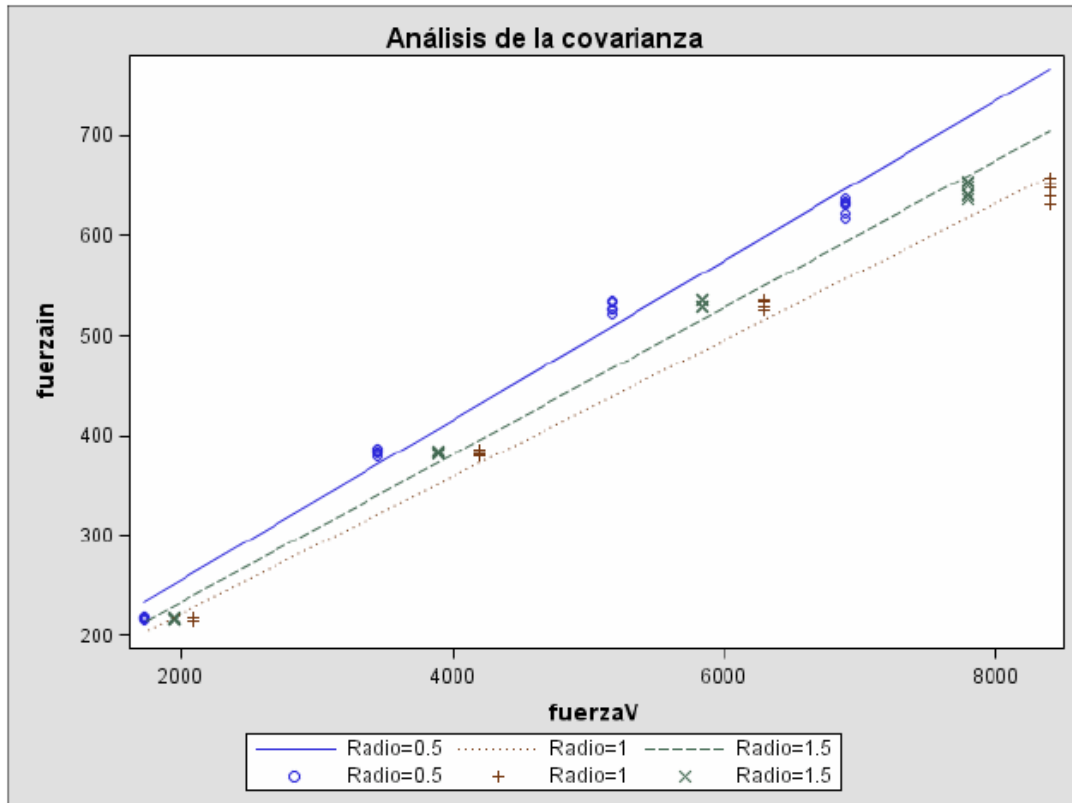


Fig. 95. Gráfico de las rectas de regresión para los diseños con un conector de diámetro 2.5mm

Para estos diseños de estructuras con un diámetro del conector de 2.5mm, solo se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los diseños con un radio de 0.5 y 1mm respecto a su influencia en los cambios en la fuerza, siendo $p < 0.0001$. Entre los diseños con un radio 0.5-1.5mm y 1-1.5mm no se observó diferencia estadísticamente significativa, siendo $p > 0.0001$.

B. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 3mm

Para los diseños de estructuras con un conector de diámetro 3mm y radios 0.5mm, 1mm y 1.5mm y tras realizar las regresiones lineales se obtuvo un coeficiente de determinación (R²) de 0.99. Esto significa que con la |Fv| se puede explicar un 98,19% de las variaciones de la |Finv| según el radio y el desplazamiento alcanzado (Tabla 8).

R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerzain Media
0.998515	1.742764	11.46628	657.9362

Parámetro	Estimador	Error estándar	Valor t	Pr> t
Termino independiente	52.03399791 B	4.90964701	10.60	<.0001
Radio 0.5	-1.53707677 B			
Radio 1	-4.58804500 B	6.94329028	-0.66	0.5107
Radio1.5	0.00000000 B	.	.	.
Fuerza V	0.08605398 B	0.00063477	135.57	<.0001
FuerzaV*Radio 0.5	-0.00772340 B			
FuerzaV*Radio 1	-0.00297206 B	0.00087463	-3.40	0.0011
FuerzaV*Radio 1.5	0.00000000 B	.	.	.

Tabla 8 Análisis estadístico para los diseños con un conector de diámetro 3mm

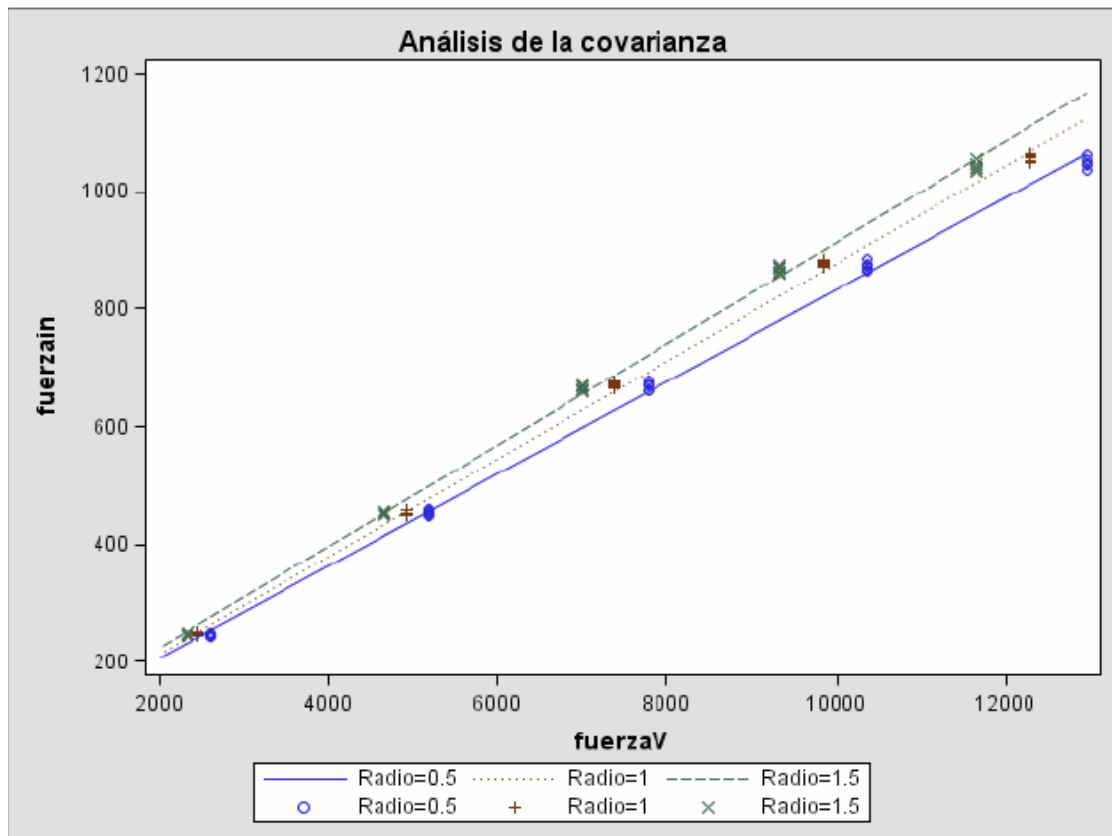


Fig. 96. Gráfica de las rectas de regresión para los diseños con un conector de diámetro 3mm

La fórmula de la recta para el caso de una estructura de 3 mm de diámetro y 0.5mm de radio en el conector sería (fig.96):

$$|F_{inv}| = a + b \cdot |F_v|$$

$|F_{inv}| = (\text{Término indep} + \text{Radio } 0.5) + (\text{Fuerza V} + \text{Fuerza V} \cdot \text{Radio } 0.5) \cdot |F_v|$ -- a un desplazamiento dado.

$|F_{inv}| = 50.49692114 + 0.07833058 \cdot |F_v|$ para un desplazamiento entre 0.1-0.5mm

Aplicando esta fórmula podemos predecir los resultados de la $|F_{inv}|$ para un diseño de estructuras con un conector de diámetro de 3 mm y 0.5mm de radio en un 98.19% de los casos.

Para estos diseños de estructuras con un diámetro del conector de 3 mm, solo se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los diseños con un radio de 0.5-1mm y 0.5-1.5mm respecto a su influencia en los cambios en la fuerza, siendo $p < 0.0001$. Entre los diseños con un radio 1-1.5mm no se observó diferencia estadísticamente significativa, siendo $p > 0.0001$.

C. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 3.5mm

Para los diseños de estructuras con un conector de diámetro 3.5mm y radios 0.5mm, 1mm y 1.5mm y tras realizar las regresiones lineales se obtuvo un coeficiente de determinación (R^2) de 0.99. Esto significa que con la $|F_v|$ se puede explicar un 98,19% de las variaciones de la $|F_{inv}|$ según el radio y el desplazamiento alcanzado (Tabla 9).

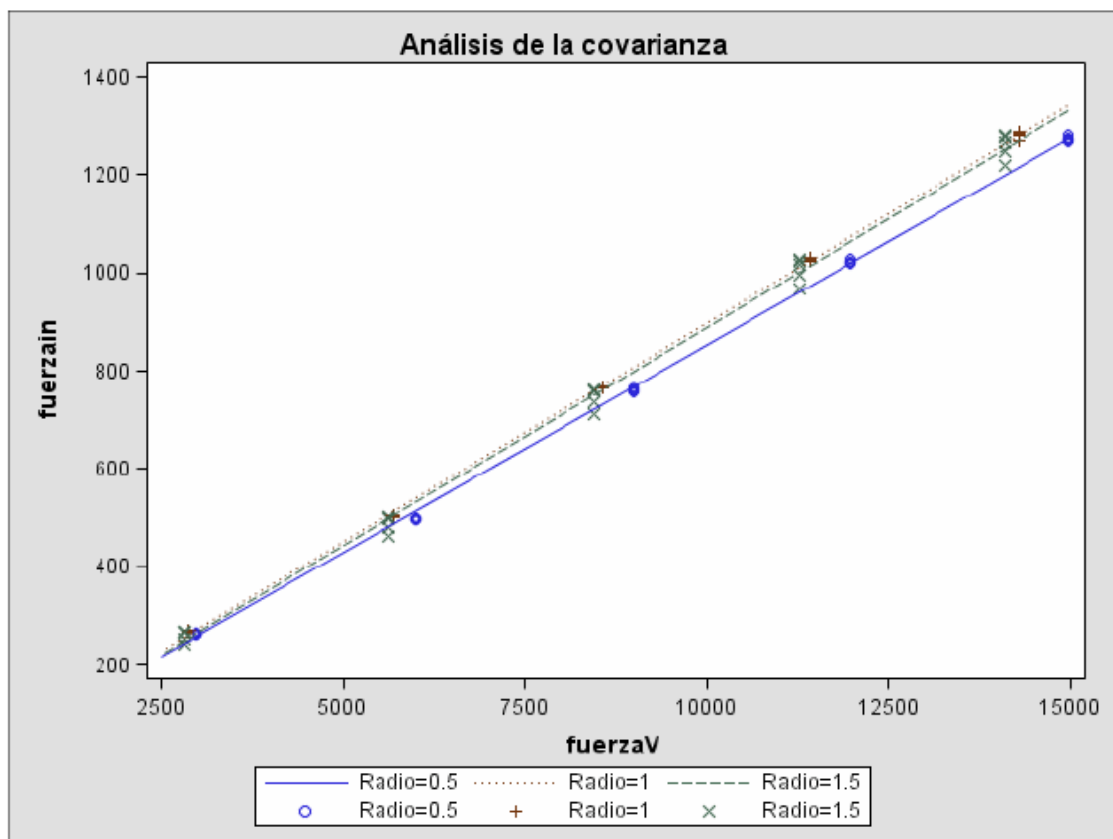


Fig. 97. Gráfica de las rectas de regresión para los diseños con conector de diámetro 3.5mm

R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerza Media
0.998766	1.716917	13.09547	762.7320

Parámetro	Estimador	Error estándar	Valor t	Pr> t
Termino independiente	-1.645445222 B	6.14220208	-0.27	0.7895
Radio 0.5	6.049989097 B			
Radio 1	6.916630571 B	8.31660711	0.83	0.4083
Radio1.5	0.00000000 B	.	.	.
Fuerza V	0.089003903 B	0.00065667	135.54	<.0001
FuerzaV*Radio 0.5	-0.004162901 B			
FuerzaV*Radio 1	-0.000209465 B	0.00088415	0.24	0.8134
FuerzaV*Radio 1.5	0.00000000 B	.	.	.

Tabla 9. Análisis estadístico para los diseños con un conector de diámetro 3.5mm

La fórmula de la recta para el caso de una estructura de 3.5 mm de diámetro y 0.5mm de radio en el conector sería (fig.97):

$$|F_{inv}| = a + b \cdot |F_v|$$

$|F_{inv}| = (\text{Término indep} + \text{Radio 0.5}) + (\text{Fuerza V} + \text{FuerzaV*Radio 0.5}) \cdot |F_v|$ -- a un desplazamiento dado.

$$|F_{inv}| = 4.404543875 + 0.084841002 \cdot |F_v| \text{ para un desplazamiento entre 0.1-0.5mm}$$

Aplicando esta fórmula podemos predecir los resultados de la $|F_{inv}|$ para un diseño de estructuras con un conector de diámetro de 3.5mm y 0.5mm de radio en un 98.19% de los casos.

DIÁMETRO	RADIO	FÓRMULA MATEMÁTICA
2.5mm	0.5	$ F_{inv} = 96.75833334 + 0.07979292 \cdot F_v $
	1	$ F_{inv} = 85.03853827 + 0.06843241 \cdot F_v $
	1.5	$ F_{inv} = 86.42416667 + 0.07360881 \cdot F_v $
3mm	0.5	$ F_{inv} = 50.49692114 + 0.07833058 \cdot F_v $
	1	$ F_{inv} = 47.44595291 + 0.08308192 \cdot F_v $
	1.5	$ F_{inv} = 52.03399791 + 0.08605397 \cdot F_v $
3.5mm	0.5	$ F_{inv} = 4.404543875 + 0.084841002 \cdot F_v $
	1	$ F_{inv} = 5.271185349 + 0.088794438 \cdot F_v $
	1.5	$ F_{inv} = -1.645445222 + 0.089003903 \cdot F_v $

Tabla 10. Fórmulas matemáticas que nos van a permitir predecir el comportamiento real a partir del resultado obtenido mediante el análisis por elementos finitos para estos diseños y en un intervalo de desplazamiento de 0.1-0.5mm.

Para cada diseño hemos sacado una fórmula matemática que nos va a permitir predecir los resultados in-vitro en un 98.19% de los casos entre los intervalos de desplazamiento de 0.1-0.5mm (Tabla 10).

Para estos diseños de estructuras con un diámetro del conector de 3.5mm, solo se observó una diferencia estadísticamente significativa entre los diseños con un radio de 0.5-1mm y 0.5-1.5mm respecto a su influencia en los cambios en la fuerza, siendo $p < 0.0001$. Entre los diseños con un radio 1-1.5mm no se observó diferencia estadísticamente significativa, siendo $p > 0.0001$.

En todos los casos hemos observado una relación directa entre los valores de la $|F_v|$ y los resultados obtenidos en todos los ensayos en la Instron ($|F_{inv}|$). Por ello, para estos diseños y entre 0.1-0-5mm de desplazamiento podemos explicar un 98% de las variaciones de la $|F_{inv}|$ con el valor obtenido virtualmente.

5.2.2 ESTADISTICA INFERENCIAL POR $|F_{INV}|$ Y DESPLAZAMIENTO

Después de realizar el análisis estadístico y confirmar la posibilidad de explicar virtualmente los cambios en la $|F_{inv}|$, pretendemos analizar la influencia del diámetro y el radio del conector sobre la resistencia de las estructuras.

5.2.2.1 ANÁLISIS PARA EL DIÁMETRO

Se analizaron conjuntamente todas las observaciones del experimento in-vitro para valorar la influencia del diámetro sobre los cambios en la $|F_{inv}|$; para ello, se realizaron nuevamente una serie de regresiones lineales considerando la $|F_{inv}|$ la

variable dependiente y el desplazamiento la variable independiente. Tras realizar las regresiones lineales se obtuvo un coeficiente de determinación (R^2) de 0.99.

El análisis estadístico reveló una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.0001$) entre los diámetros 2.5, 3 y 3.5mm sobre su influencia en los cambios en la intensidad de la $|F_{inv}|$ (Tabla 11). Para los diseños de diámetro de 3.5mm se necesita aplicar la mayor fuerza para lograr el mismo desplazamiento, y para los diseños de diámetro 2.5mm la menor (fig. 98).

R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerza en Media
0.997986	2.255616	14.23699	631.1795

Parámetro	Estimador	Error estándar	Valor t	Pr> t
Termino independiente	89.665000 B	4.22901568	21.20	<.0001
Diámetro 3.5	-86.842188 B	5.64088976	-15.40	<.0001
Diámetro 3	-39.694647 B	5.56775786	-7.13	<.0001
Diámetro 2.5	0.00000000 B	.	.	.
MM	1413.204118 B	15.44218190	91.52	<.0001
MM*Diámetro 3.5	1119.826507 B	19.10872519	58.60	<.0001
MM*Diámetro 3	613.348824 B	18.91273308	32.43	<.0001
MM*Diámetro 2.5	0.00000000 B	.	.	.

Tabla 11 Análisis estadístico para analizar la influencia del diámetro en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

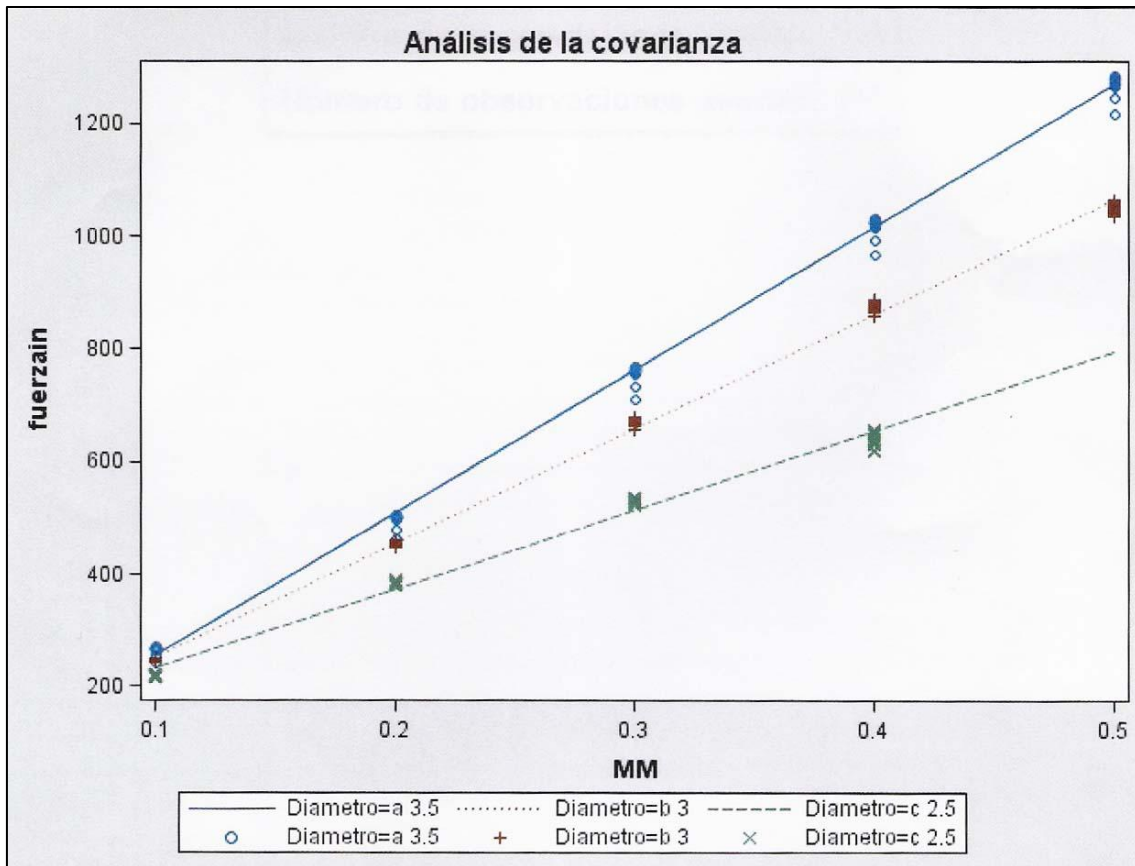


Fig. 98. Gráfico de las rectas de regresión para analizar la influencia del diámetro en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

5.2.2.2 ANÁLISIS PARA EL RADIO

Sabiendo que el diámetro por si solo tiene una influencia significativa sobre los cambios en la intensidad de la $|F_{inv}|$, pretendemos saber si para cada diseño de conector, el radio tendrá igualmente tanta influencia y poder estudiar de que manera podemos jugar con estos diseños para obtener mejores resultados estéticos en nuestras rehabilitaciones protésicas sin disminuir su resistencia.

Igualmente hemos realizado una serie de Regresiones Lineales para cada grupo de diámetro (2.5, 3 y 3.5mm) y no se observó diferencia estadísticamente

significativa entre los radios sobre su influencia en los cambios en la intensidad de la $|F_{inv}|$ para cada diseño de conector siendo $p > 0.0001$ para todos los casos.

A. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 2.5mm

Para los diseños con un diámetro 2.5mm no se observó diferencia estadísticamente entre los radios obteniendo una $p = 0.2548$ (Tabla 12 y fig. 99).

<table border="1" style="width: 100%; text-align: center;"> <tr> <th>R-cuadrado</th> <th>Coef Var</th> <th>Raiz MSE</th> <th>Fuerzain Media</th> </tr> <tr> <td>0.990920</td> <td>3.576710</td> <td>15.84361</td> <td>442.9660</td> </tr> </table>						R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerzain Media	0.990920	3.576710	15.84361	442.9660
R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerzain Media										
0.990920	3.576710	15.84361	442.9660										
Fuente	DF	Tipo I SS	Cuadrado de la Media	F-Valor	Pr>F								
Radio	2	256.419	128.209	0.51	0.6025								
MM	1	1697573.996	1697573.996	6762.71	<.0001								
MM*Radio	2	701.820	350.910	1.40	0.2548								

Tabla 12. Análisis estadístico para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 2.5 mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

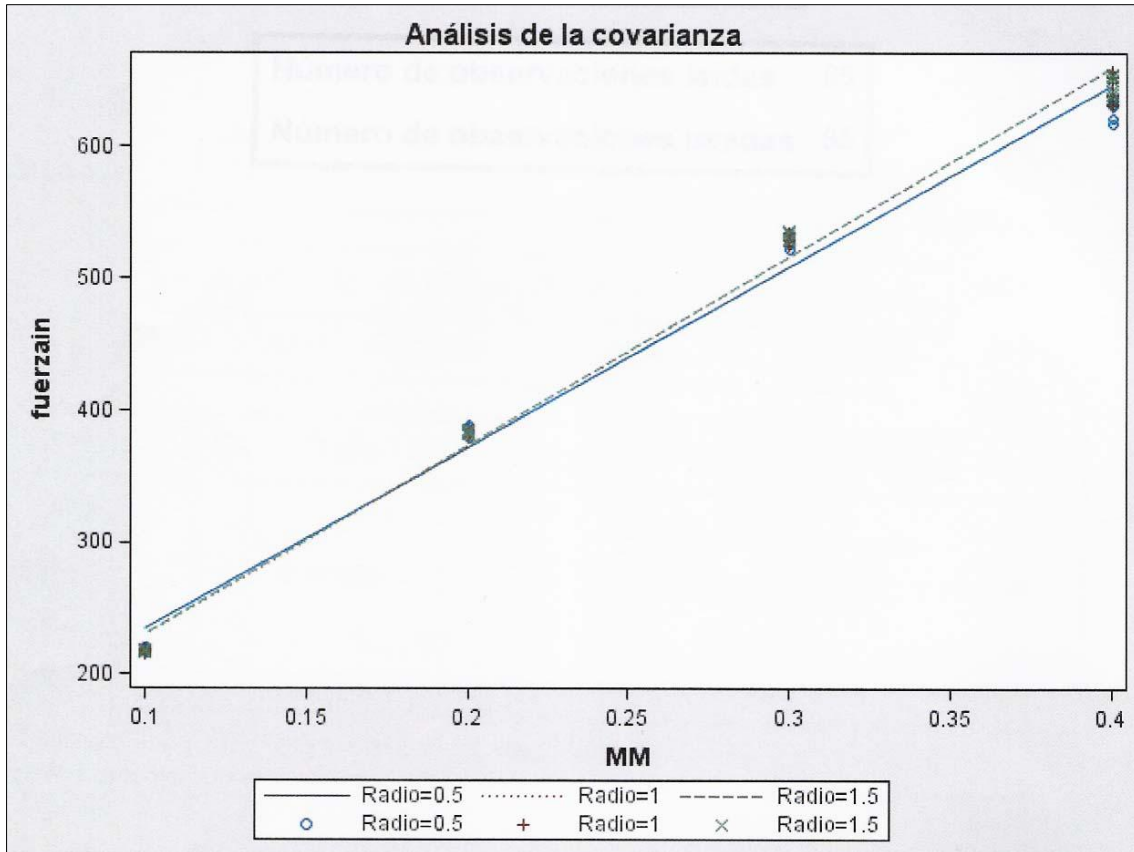


Fig. 99. Gráfico de las rectas de regresión para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 2.5mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

B. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 3 MM

Para los diseños con un diámetro 3 mm no se observó diferencia estadísticamente entre los radios obteniendo una $p=0.2086$ (Tabla 13, fig. 100).

R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerzain Media
0.998514	1.743240	11.46941	657.9362

Fuente	DF	Tipo I SS	Cuadrado de la Media	F-Valor	Pr>F
Radio	2	714.172	357.086	2.71	0.0724
MM	1	6981758.600	6981758.600	53074.1	<.0001
MM*Radio	2	420.710	210.355	1.60	0.2086

Tabla 13 Análisis estadístico para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 3 mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

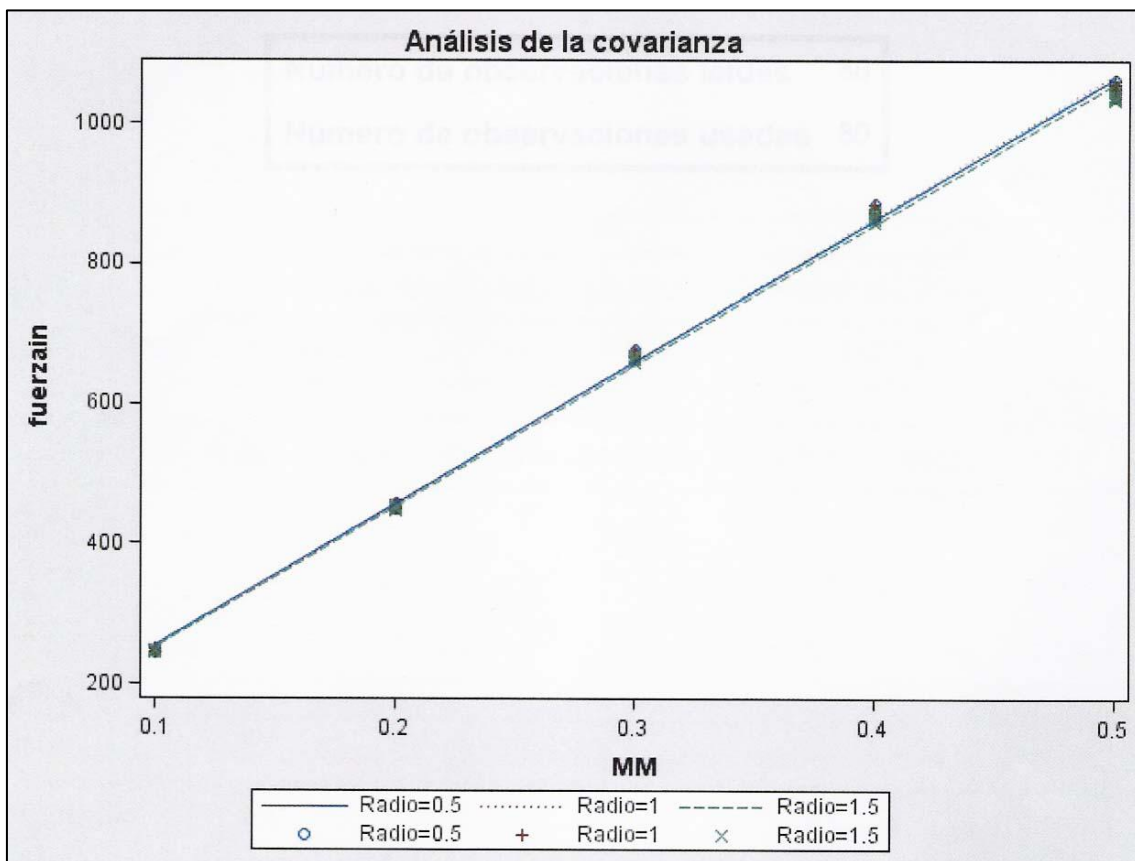


Fig. 100. Gráfico de las rectas de regresión para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 3mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

C. ESTRUCTURAS DE DIÁMETRO 3.5 MM

Para los diseños con un diámetro 3.5 mm no se observó diferencia estadísticamente entre los radios obteniendo una $p=0.3141$ (Tabla 14, fig. 101).

R-cuadrado	Coef Var	Raiz MSE	Fuerzain Media
0.998766	1.717234	13.09790	762.730

Fuente	DF	Tipo I SS	Cuadrado de la Media	F-Valor	Pr>F
Radio	2	4863.77	2431.88	14.18	<.0001
MM	1	10265990.64	10265990.64	59840.9	<.0001
MM*Radio	2	403.62	201.81	1.18	0.3141

Tabla 14 Análisis estadístico para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 3.5 mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

En resumen, podemos decir que con la $|F_v|$ podemos explicar el 98.19% de los cambios que se producen en la $|F_{inv}|$ en todos los diseños para un desplazamiento entre 0.1 y 0.5mm. Respecto a la influencia del diámetro y el radio sobre la resistencia de las estructuras, podemos decir que el diámetro tiene una influencia clara en la resistencia de las estructuras y que el radio no influye de manera estadísticamente significativa sobre los cambios en la intensidad de la fuerza.

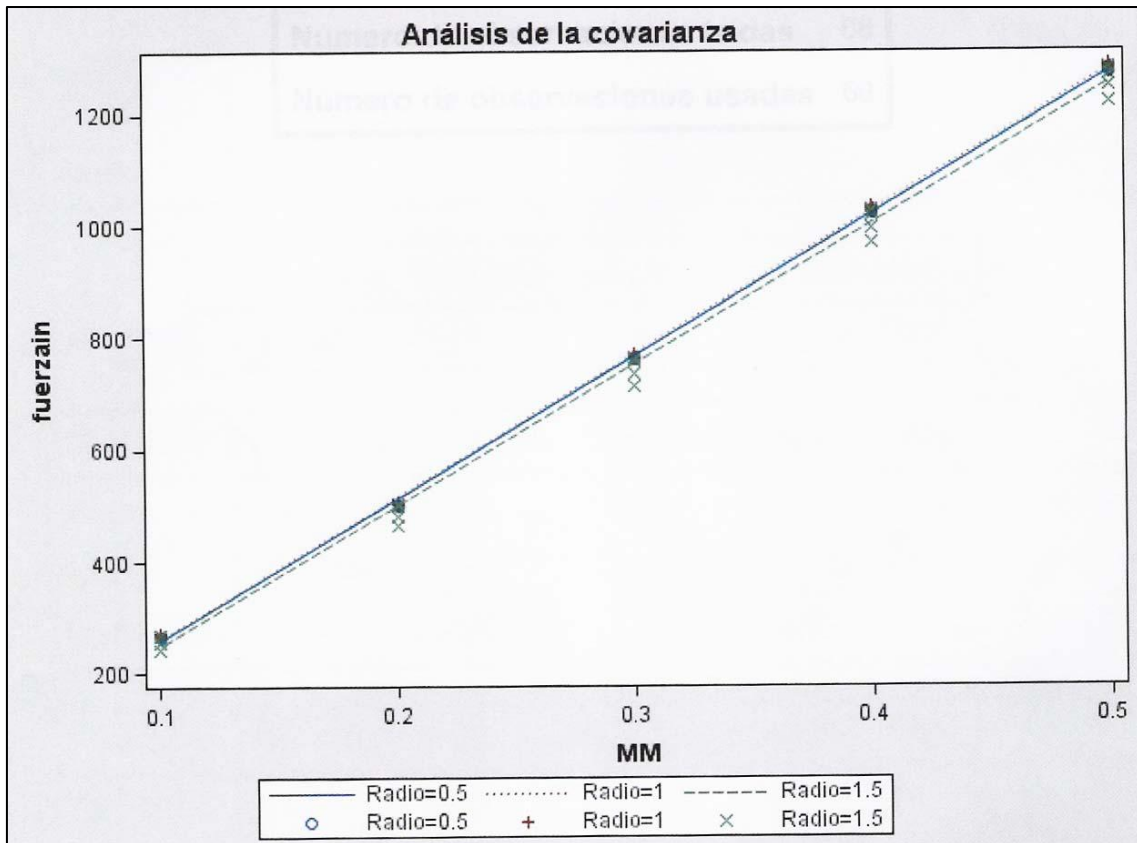


Fig. 101. Gráfico de las rectas de regresión para analizar la influencia del radio en el aumento de la resistencia al desplazamiento de las estructuras con un conector de diámetro 3.5mm, a partir de los resultados obtenidos en el ensayo de flexión.

6. DISCUSSION

6. DISCUSIÓN

A pesar de la diversidad temática de las publicaciones sobre el comportamiento mecánico en prótesis dental, apenas hemos encontrado en la literatura estudios sobre la aplicación del método de análisis por elementos finitos para estudiar el comportamiento mecánico de las estructuras protésicas.

En la gran mayoría de los estudios revisados analizan la distribución de las tensiones y sus cambios dependiendo de ciertas variables: material, diseño, tipo de carga⁸¹⁻⁹⁷. En algún caso comparan estos resultados con un modelo real “In vitro” de ensayo de fractura^{52, 58, 67, 87, 98, 99}, y solo hemos encontrado un estudio que analiza el desplazamiento por el método de los elementos finitos y compara los resultados obtenidos con un ensayo In-vitro de Fuerza/Desplazamiento¹⁰⁰. En este estudio, desarrollado dentro del proyecto Miracle entre la Facultad de medicina y odontología de la universidad de Valencia, el Instituto de Biomecánica de Valencia y LabHuman, realizan una simulación mediante elementos finitos de un diseño de prótesis sobre implantes virtual en una mandíbula de cordero y comparan los resultados obtenidos con un ensayo in-vitro de fuerza/deformación en una mandíbula real de cordero reproduciendo las mismas condiciones. Este estudio sirvió como método de validación de la metodología empleada para un proyecto más amplio sobre pacientes.

A la hora de comparar los resultados de nuestro estudio con los de otros autores, y debido a la ausencia en la literatura de estudios similares, hemos tenido en cuenta las posibles diferencias en cada una de las fases de nuestra investigación (tipo diseño paramétrico realizado, condiciones de contorno en el método de análisis por elementos finitos, ensayo de fuerza-deformación).

6.1 DISEÑO PARAMÉTRICO

Son escasos los trabajos que empleen el diseño paramétrico como herramienta de investigación en medicina. Sin embargo, está muy extendido en muchos campos de la ingeniería para la optimización en el diseño de piezas y disminuir su coste de producción¹⁰¹⁻¹⁰³. En odontología solo Manda M. y col.¹⁰⁴ en 2009 desarrollan un modelo paramétrico de análisis por elementos finitos para estudiar el comportamiento mecánico de tres tipos de rehabilitaciones protésicas soportadas por dientes con dos tipos de afecciones periodontales. En su estudio Manda M. y cols.¹⁰⁴, emplean un CT-scan para el desarrollo del modelo mandibular y de los dientes pero los dos tipos de rehabilitación protésica y la determinación del soporte periodontal de los dientes fue determinado con un software de diseño similar al empleado en nuestro estudio.

En otros campos de la medicina como la traumatología existen más estudios que emplean el diseño paramétrico para el desarrollo de piezas protésicas. En el año 2006 Tarnita D. y cols.¹⁰⁵, desarrollaron un modelo paramétrico de un tipo de prótesis de rodilla empleando un tipo de software similar al nuestro y apoyándose en una tabla de Excel que reflejaba los parámetros acotados que les interesaba variar. También Clin J. y cols.¹⁰⁶, en el año 2010 emplean el diseño paramétrico para comparar varios diseños de corsés para el tratamiento de la escoliosis.

En odontología, se emplea muy habitualmente para la confección de estructuras protésicas, pero en ningún caso hay estudios que aprovechen esta tecnología para la optimización de piezas como ha sido el objetivo de nuestra investigación.

6.2 ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

El análisis por elementos finitos, es el método de elección para el análisis teórico del comportamiento mecánico de materiales de restauración de estructuras con formas

complejas que van a ser sometidas a un sistema de cargas. Sin embargo, el método de los elementos finitos adolece de varias limitaciones, sobre todo las relacionadas con la falta de información de las propiedades de los materiales, incertidumbre sobre la correcta distribución de las cargas, la asignación de las adecuadas condiciones de contorno y la creación de una malla válida.

Para nuestro estudio, las simplificaciones que se realizaron fueron asumir que los materiales tenían un comportamiento isotrópico y homogéneo, coincidiendo con otros estudios revisados ^{48-55, 59, 61-74, 78}; y respecto a las condiciones de contorno aplicadas, consideramos una unión fija entre la estructura y el soporte. En todos los estudios revisados el modelado adecuado de unas condiciones de contorno sigue siendo un problema sin resolver ^{48-55, 59, 61-74, 78}. Teniendo en cuenta todas las limitaciones anteriormente mencionadas, este estudio solo se aproxima a la realidad mientras realicemos una comparación cualitativa de los modelos, en lugar de centrarse en los datos cuantitativos.

Después de haber realizado una revisión exhaustiva de la literatura, todos los estudios emplean el método de análisis por elementos finitos para estudiar la distribución de las tensiones sobre un diseño de estructura, limitándose a describir las áreas de mayor pico de tensión y en ocasiones mediante métodos estadísticos la probabilidad de fractura de materiales cerámicos. En contraste con los estudios revisados, nosotros hemos estudiado la fuerza máxima necesaria para lograr un desplazamiento de la estructura en el sentido axial de entre 0.1-0.5mm, con el objetivo de realizar una comparación con los resultados obtenidos en un ensayo in-vitro de fuerza/deformación de todos los diseños desarrollados.

Dentro de las limitaciones de nuestro estudio, en el análisis por elementos finitos se ha observado que en los modelos de un diámetro 3.5mm se necesita aplicar la mayor fuerza respecto a los modelos de 3 y 2.5mm (Fig.102).

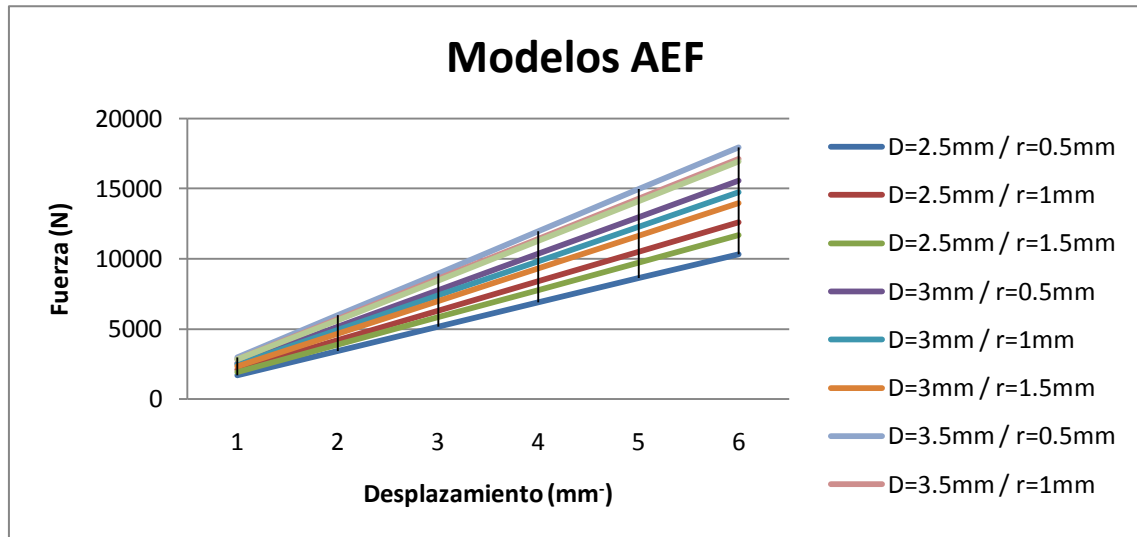


Fig. 102: Gráfico de los resultados obtenidos mediante el análisis por elementos finitos.

6.3 MODELO VIRTUAL / MODELO IN-VITRO

Para el estudio “In-vitro” empleamos una maquina tipo Instron que nos permite realizar ensayos de flexión y analizar la fuerza/deformación de nuestros diseños.

El ensayo “In-vitro” se llevó a cabo intentando reproducir con precisión las condiciones de contorno del modelo de análisis por elementos finitos. El modo de aplicar la fuerza con un puntero de forma esférica sobre el centro del pónico, es similar al método empleado por Oh y Anusavice en 2002^{57,58}. Respecto al apoyo de la estructura se elaboró un soporte que permitía que esta permaneciese estable durante todo el ensayo, pero sin ser un contacto fijo. Sin embargo, en el modelo de análisis por elementos finitos, se definió un contacto fijo entre la estructura y el soporte para facilitar los cálculos matemáticos del modelo. Este aspecto ha variado

significativamente, al alza, la magnitud de la fuerza en el modelo de análisis por elementos finitos.

El objetivo de nuestro estudio no ha sido desarrollar un modelo matemático de análisis por elementos finitos exacto, lo que pretendemos es estudiar la tendencia y comparar esos datos entre el modelo de análisis por elementos finitos y el modelo de ensayo “In-vitro”.

Dentro de las limitaciones de nuestro estudio y después de analizar los resultados obtenidos podemos decir que el análisis por elementos finitos es un método útil que nos permite predecir con precisión la tendencia en el comportamiento mecánico de estructuras protésicas.

El análisis estadístico mediante regresiones lineales nos ha aportado una serie de fórmulas matemáticas, para cada diseño desarrollado, que nos permiten explicar el 98% de las variaciones de la $|F_{inv}|$ a partir del valor de $|F_v|$ obtenido mediante el análisis por elementos finitos.

Los resultados numéricos no son comparables con los de otros investigadores debido a la metodología empleada ha ido dirigida a confirmar que el método de análisis por elementos finitos es una herramienta útil para la optimización de piezas en odontología y un método para predecir la tendencia en el comportamiento mecánico de una pieza.

Este método de análisis se emplea habitualmente en ingeniería previo a la confección de prototipos con el objetivo de reducir costes de producción y estudiar qué aspecto concreto del diseño de una pieza o conjunto de piezas tiene más influencia en el entorno que se está estudiando. Esto permite afinar más en un

aspecto concreto del diseño y ajustar los márgenes de tolerancia para que el primer prototipo fabricado se aproxime mucho al objetivo final que se está buscando. Lo que se pretende con esta tecnología es *diseñar para la fabricación a coste competitivo, diseñar en medios reales y diseñar bien al primer intento*. Esta tecnología se conoce como ingeniería asistida por ordenador (C.A.E.- computer aided engineering). Partiendo de la definición gráfica de cualquier objeto que queramos construir (un edificio, un puente, una presa, etc.), se introducen las características del material y los esfuerzos a que será sometido a fin de obtener la información necesaria para definir la estructura que ha de tener dicho objeto. Todo este conjunto de tecnologías que van desde el diseño, el análisis y la fabricación de estructuras se conoce como C.A.D. - C.A.E. - C.A.M. (computer aided design, computer aided engineering and computer aided manufacturing) empleadas de manera rutinaria en la ingeniería.

En el campo de la odontología la tecnología C.A.D.-C.A.M. se emplea habitualmente para el diseño y fabricación de estructuras y componentes protésicos. Sin embargo, la implantación de la tecnología C.A.E. dentro de la cadena de diseño y fabricación de estructuras protésicas para nuestros pacientes es más complejo, debido a la particularidad de cada caso. Esta tecnología si se puede emplear de forma muy útil en la investigación pero no hemos encontrado estudios que la aprovechen para optimizar aspectos concretos del diseño en estructuras protésicas.

En nuestro estudio la complejidad que supone definir el tipo de apoyo entre la estructura y el soporte no ha permitido crear un modelo matemático exacto pero el método estadístico empleado nos ha aportado unas fórmulas matemáticas que nos permiten predecir en 98% de los casos el comportamiento real de la pieza.

Para el caso concreto de una estructura de 3 unidades con un diámetro de 2.5mm y un radio de 0.5mm la fórmula empleada sería:

$$|F_{inv}| = 96.75833334 + 0.07979292 \cdot |F_v|$$

Cada diseño tiene su fórmula independiente y para unos intervalos de desplazamiento de entre 0.1-0-5mm.

6.4 ESTUDIO IN VITRO

Después de realizar el análisis estadístico y confirmar la posibilidad de explicar virtualmente los cambios en la $|F_{inv}|$, pretendíamos analizar la influencia del diámetro y el radio del conector sobre la resistencia de las estructuras. Debido a las limitaciones de nuestro estudio y como ya hemos explicado anteriormente los valores cuantitativos no son comparables a los de otros investigadores.

Analizando los resultados obtenidos observamos diferencias significativas entre los tres diseños de diámetro con una $p > 0.001$. Gráficamente se observa que en los diseños de puentes con diámetro en el conector de 3.5mm necesitábamos aplicar la mayor fuerza para lograr el mismo desplazamiento, también es lógico pensarlo el volumen de material es el mayor (Fig. 103).

Después de observar la influencia del diámetro en la resistencia de estructuras protésicas, pretendíamos analizar las variaciones de resistencia respecto al radio. Observamos la ausencia de significación estadística en la influencia del radio a la resistencia de las estructuras protésicas. Estos datos no coincide con los resultados de otros investigadores que afirman que diseñar unos conectores con radios

mayores mejorara la distribución de las tensiones, evitando picos de tensión y aumentando significativamente la resistencia de las estructuras protésicas. Estos resultados son debidos por haber realizado un ensayo de flexión. Las estructuras protésicas instaladas en la cavidad bucal llevan asociada una carga cíclica en lugar de estática; y en ese caso, los materiales se romperán a tensiones mucho menores que aquellas que pueden soportar bajo la aplicación de una única tensión estática. La fatiga es el fenómeno general de fallo del material tras varios ciclos de aplicación de una tensión menor a la de rotura.

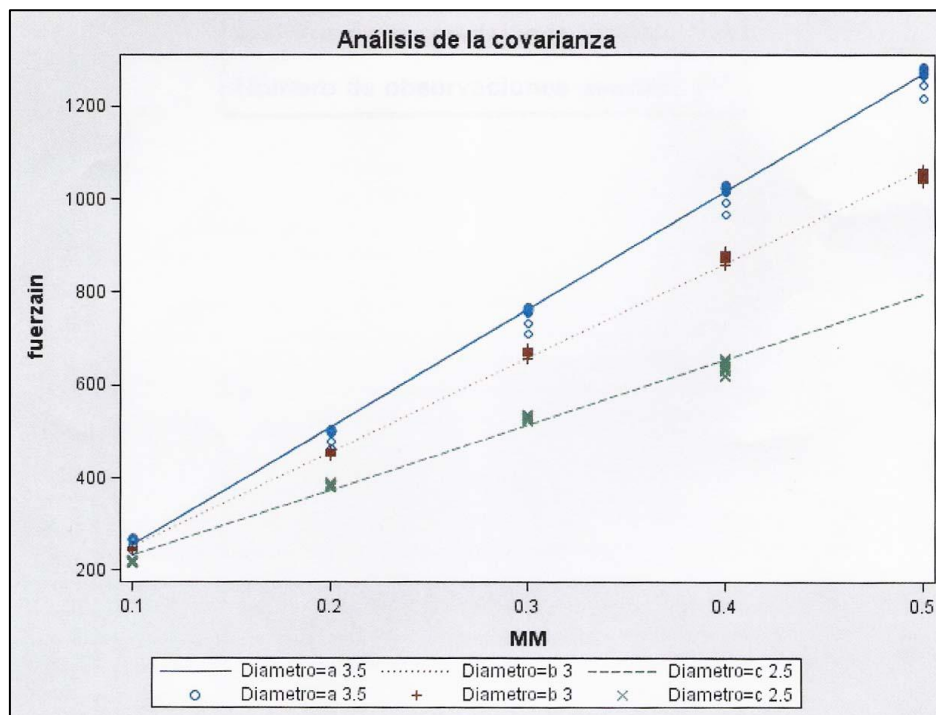


Fig. 103: Gráfico de los resultados obtenidos de fuerza/desplazamiento en el ensayo in-vitro.

Para nuestro estudio realizamos un ensayo de flexión con el objetivo de compararlo con los datos obtenidos en el análisis por elementos finitos buscando

una relación entre los dos tipos de análisis y no el dar valores exactos de resistencia y diseño.

Está demostrado en la literatura que las fracturas de las estructuras protésicas se producen por fatiga, consecuencia de la concentración de tensiones en puntos concretos; y es por ello, que deberemos de realizar más estudios con diferentes materiales y condiciones para lograr la optimización de las estructuras.

Si realizáramos un estudio de fatiga, comparable a las condiciones clínicas reales, estos resultados podrían ser diferentes y la curvatura del radio tendría una repercusión importante en la distribución de las tensiones a ese nivel y como consecuencia un aumento de la resistencia.

En la literatura existe mucha controversia respecto a los diseños de estructuras cerámicas y metálicas. En las estructuras fabricadas con materiales cerámicos no es tan importante el volumen del conector, sino un diseño de la estructura que permita mejorar la distribución de las tensiones y disminuir los picos de tensión que a larga puedan ocasionar la fractura de una estructura por fatiga¹¹¹⁻¹¹⁴. Por ello, deberíamos ampliar en el futuro realizando estudios de fatiga para valorar la influencia del diseño del conector en este tipo de ensayos y realizar comparaciones con diferentes materiales.

Después de analizar todos los resultados obtenidos podemos decir que la ingeniería asistida por ordenador (C.A.E.), método empleado en la industria el diseño de piezas, es un método de análisis muy útil que aplicado en la investigación nos puede permitir optimizar estructuras protésicas.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

1. Es posible crear un modelo matemático de pilares y estructuras protésicas para ensayar con diferentes materiales y diseños, y analizar su comportamiento mecánico.
2. Hemos encontrado similitudes significativas en el comportamiento mecánico analizado por elementos finitos y mediante ensayos físicos de tensión/deformación entre estructuras diseñadas con tres diferentes diámetros y tres diferentes radios en los conectores.
3. Al modificar los radios y diámetros de los conectores de las estructuras protésicas confeccionadas virtualmente y físicamente hemos comprobado una variación en su comportamiento mecánico equivalente.
4. De otra experiencia podemos concluir que es posible diseñar modelos matemáticos de estructuras protésicas sobre implantes y prever su comportamiento mecánico.

8. BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA

1. **Fauchard P.** *The Surgeon dentist*. 2nd ed. Vol. II. Birmingham, AL: Classics of Dentistry Library; 1980. p. 173-204.
2. **Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.** *Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica*. Libros. Berlín: Quintessence-books, 1987.
3. **Misch CE.** *Implantología contemporánea*. Libros. Madrid: Mosby/Doyma, 1995.
4. **Scholander S.** *Evaluación retrospectiva de 259 reposiciones unitarias con implantes Branemark*. Rev Int Prot Estomatol 2000; 2: 233-41.
5. **Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T.** *A long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws*. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-59.
6. **Del Río Highsmith J, Cañada Madinazcoitia L, Martínez Vázquez de Parga JM.** *Sobredentaduras implantorretenidas*. En: Bascones A. Tratado de Odontología [tomo IV]. Madrid: Smithkline Beecham, 1998.
7. **Carr AB.** *Éxito a largo plazo. Resultados de los implantes osteointegrados: determinantes prostodóncicos*. Rev Int Prot Estomatol 1999; 1: 219-27.
8. **Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U, Branemark PI.** *Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15 year retrospective study of Branemark system implants*. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 103-9.
9. **Garber DA, Belser UC.** *Restoration-driven implant placement with restoration generated-driven development*. Compend Cont Educ Dent 1995; 16: 796-804.
10. **Anusavice KJ.** *Phyllips, Ciencia de los Materiales Dentales*. 11^a ed. Madrid,

- Elsevier España, S.A. 2004, p.41-102.
11. **Wataha JC.** *Alloys for prosthodontic restorations.* J Prosthet Dent 2002; 87: 351-63.
 12. **Craig R.** *Materiales de odontología restauradora.* Libros. Madrid: Harcourt Brace [10ª ed], 1998.
 13. **Land CH.** *Porcelain dental art. Part 1.* Dent Cosmos 1903; 45:437-44.
 14. **Land CH.** *Porcelain dental art. Part 2.* Dental Cosmos 1903; 45:615-620.
 15. **Land CH.** *A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enameled metallic coating.* Independent Pract 1886; 7:407-9.
 16. **Land CH.** *Metallic enamel sections. A new system for filling teeth.* Independent Pract 1887; 8:87-90.
 17. **Land CH.** *Clinic report.* Dent Cosmos 1889; 31:190-2.
 18. **Land CH.** *Metallic enamel coating and fillings.* Independent Pract 1886; 7:413-4.
 19. **Vines RF, Semmelman JO.** *Densification of dental porcelain.* J Dent Res 1957; 36:950-956.
 20. **McLean JW, Hughes TH.** *The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides.* Br Dent J 1965; 119:251-67.
 21. **Martínez-Rus F., Pradíes G., Suárez MJ., Rivera B.** *Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección.* RCOE 2007; 12:253-263.
 22. **Pröbster L.** *Compressive strength of two modern all-ceramic crowns.* Int J Prosthodont 1992; 5:409-14.
 23. **Yoshinari M, Dérand T.** *Fracture strength of all-ceramic crowns.* Int J Prosthodont 1994; 7:329-38.
 24. **Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV.** *Strength, fracture toughness*

- and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004; 20:441-8*
- 25. McLaren EA, White SN.** *Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. Pract Periodontics Aesthet Dent 1999; 11: 985-94.*
- 26. Chong K, Chai J, Takahasi Y, Wozniak W.** *Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. Int J Prosthodont 2002; 15: 183-8.*
- 27. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW.** *Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. J Prosthet Dent 2004; 91: 561-9.*
- 28. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F.** *Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont 2004; 17:35-8.*
- 29. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P.** *Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont 2000; 13:468-72.*
- 30. Culp L.** *Empress 2. First year clinical results. J Dent Technol 1999; 16: 12-5.*
- 31. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT.** *Ceramic steel? Nature 1975; 258:703-4.*
- 32. Stevens R.** *Introduction to Zirconia.* Manchester: Magnesium Elektron; 1986.
- 33. Green DJ, Hannink RH, Swain MV.** *Transformation toughening of ceramics.* Florida: CRS Press; 1989.
- 34. Raigrodski A.J.** *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J. Prosthet Dent 2004; 92:557-62.*

-
- 35. Toledano-Pérez M, Osorio-Ruíz R, Sanchez-Aguilera F, Osorio-Ruíz E.** *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. 1ªed. Madrid. Ediciones Avances Médico-Dentales S.L. 2003. p.37-64.
- 36. Mousavi SR, Khalaji I, Sadeghi Naini A, Raahemifar K, Samani A.** *Statistical finite element method for real-time tissue mechanics analysis*. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2011 Apr 1:1. [Epub ahead of print].
- 37. Cerrolaza M.** *El método de los elementos finitos para ingeniería y ciencias aplicadas: teoría y programas*. 1ª ed. Caracas: UCV, Consejo de Desarrollo científico y humanístico, 2007.
- 38. Kalpakjian S., Schmid S.** *Manufacturing, engineering and technology*. 4ª ed. Prentice-Hall Inc., Upper Saddle River, New Jearsy, USA.
- 39. Courant R.** *Varrational Methods for the Solutions of Problems of Equilibrium and Vibratium*. Bull Am Math Soc 1943; 49:1-23.
- 40. Przemieniecki JS, Bader RM, Bozich WF, Johonson JR, Mykytow WJ.** *Proceedings*. Conference on Matrix Methods in Structural Mechanics 1966 AFFL-TR-66-80 (Oct. 26-28, 1965), Wright-Patterson AFB, Ohio.
- 41. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R.** *Stress analysis of porous rooted dental implants*. J Dent Res 1976; 55:772-7.
- 42. Atmaran GH, Mohammed H.** *Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant*. Implantologist 1983-84; 3:24-9.
- 43. Atmaran GH, Mohammed H.** *Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation*. Implantologist 1983-84; 3:58-62.
- 44. Mohammed H, Atmaran GH, Schoen FJ.** *Dental implant design: a critical review*. J Oral Implantol 1979; 8:393-410.

-
45. **Borchers L, Reichart P.** *Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development.* J Dent Res 1983; 62:155-9.
46. **Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ.** *Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant.* J Oral Implantol 1987; 13:215-38.
47. **Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scout J, Gregory M, Sinobad D.** *Finite element analysis of fixed prostheses attachment to osseointegrated implants.* Quintessence Int 1990; 21:563-70.
48. **Eraslan O., Sevimay M., Usumez A., Eskitascioglu G.** *Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures – a finite element analysis.* J. Oral Rehabil. 2005; 32:273-278.
49. **Keulemans F, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** *Influence of retainer design on two-unit cantilever resin-bonded glass fiber reinforced composite fixed dental prostheses: an in vitro and finite element analysis study.* J. Adhes Dent 2008; 10:355-64.
50. **Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S.** *A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses.* Quintessence Int 1996; 27:11-7.
51. **Lin C-L, Wang J-C, Chang W-J.** *Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis.* Clin. Oral Implants Res. 2008; 19:107-17.
52. **Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA.** *Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling.* Dent Res 1995; 74:1253-1258.

-
- 53. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA.** *Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures.* Quintessence Int 1996; 27:701-706.
- 54. Hojjatie B, Anusavice KJ.** *Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns.* J Biomech 1990; 23:1157-1166.
- 55. Pospiech P, Rammelsberg P, Goldhofer G, Gernet W.** *All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study.* Eur J Oral Sci 1996; 104:390-395.
- 56. Bahat Z., Mahmood D.J., Vult von Steyern P.** *Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design.* Swed Dent J. 2009; 33:149-59.
- 57. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ.** *Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures.* J Dent Res 2002; 81:623-627.
- 58. Oh W, Anusavice KJ.** *Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures.* J Prosthet Dent 2002; 87:536-42.
- 59. Pross K., StevenG., Swain M., Ironside J.** *Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges.* Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2000; 4:77-92.
- 60. Farah J.W. Craig R.G., Meroueh K.A.** *Finite element analysis of three- and four- unit bridges.* J. Oral Rehabil 1989; 16:603-611.
- 61. Fischer H., Weber M., Eck M., Erdrich A., Marx R.** *Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars.* J.Biomech. 2004; 37:289-294.
- 62. Mokhtarikhoe S., Jannesari A., Behroozi H., Mokhtarikhoe S.,** *Effect of connector width on stress distribution in all ceramic fixed partial dentures (a 3D*

- finite element study*). Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008; 2008:1829-32.
- 63. Ootaki M., Shin-Ya A., Gomi H., Shin-Ya A., Nakasone Y.** *Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame.* Dent Mater J. 2007; 26:280-9.
- 64. Aida N., Shinya A., Yokoyama D., Lassila L., Gomi H., Vallitu P., Shinya A.** *Three-dimensional finite element analysis of posterior fiber-reinforced composite fixed partial denture Part 2: influence of fiber reinforcement on mesial and distal connectors.* Dent Mater J. 2011; 30:29-37.
- 65. Dittmer M.P., Kohorst P., Borchers L., Stiesch-Scholz M.** *Finite element analysis of a four-unit all-ceramic fixed partial denture.* Acta Biomater. 2009 5:1349-55.
- 66. Romeed S.A., Fok S.L., Wilson N.H.** *Finite element analysis of fixed partial denture replacement.* J. Oral Rehabil 2004; 31:1208-1217.
- 67. Fischer H, Weber M, Marx R.** *Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods.* J Dent Res 2003; 82:238-242.
- 68. Dittmer M.P., Kohorst P., Borchers L., Schwestka-Polly R., Stiesch M.** *Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts.* J. Oral Rehabil 2011; 38:278-285.
- 69. Dittmer M.P., Borchers L., Stiesch M., Kohorst P.** *Stress and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process.* Acta Biomater. 2009; 5:3231-9.
- 70. Pross KA, Swain MV, Ironside J, Steven G.** *Finite element analysis studies of an all-ceramic crown on a first premolar.* Int J Prosthodont 2002; 15:404-412.
- 71. Pross KA, Swain MV, Ironside J, Steven G.** *Finite element analysis studies of*

- a metal-ceramic crown on a first premolar. Int J Prosthodont 2002; 15:521-527.*
- 72. Pross KA, Swain MV, Ironside J, Steven G.** *Influence of cement on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont 2003; 16:82-90.*
- 73. Pross KA, Swain MV, Ironside J, Steven G.** *Influence of margin design and taper abutment angle on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont. 2003; 16:442-9.*
- 74. Pross KA, Swain MV, Ironside J, Steven G.** *Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. Int J Prosthodont. 200; 16:474-80.*
- 75. Farah JW, Craig RG.** *Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974; 53:859-866.*
- 76. De Jager N., Pallav P., Feilzer A.J.** *The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dental Materials 2005; 21:242-251.*
- 77. Rekow E.D., Harsono M., Janal M., Thompson V.P., Zhang G.** *Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. Dental Materials 2006; 22:125-132.*
- 78. Oyar P, Ulusoy M, Eskitascioglu G.** *Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. Int J Prosthodont 2006; 19:85-91.*
- 79. Colling EW.** *The physical metallurgy of titanium alloys.* Metals Park (OH): American Society of Metals; 1984.
- 80. Ash MM, Nelson SJ.** *Wheeler. Anatomía, Fisiología y Oclusión Dental.* 8ªed. Madrid, Elsevier España, S.A. 2003.

-
- 81. Choi A.H., Ben-Nissan B., Conway R.C.** *Three-dimensional modeling and finite element analysis of the human mandible during clenching.* Aust. Dent. J. 2005; 50:42-48.
- 82. Sakaguchi R.L., Borgersen S.E.** *Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components.* Int. J. Oral Maxillofac Implants 1993; 8:655-661.
- 83. Sakaguchi RL, Borgersen SE.** *Non linear contact analysis of preload in dental implant screws.* Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10:295-302.
- 84. Koriath T.W.P., Johann A.R.** *Influence of mandibular superstructure shape on implant stress during simulated posterior biting.* J. Prosthet Dent. 1999; 82:67-72.
- 85. Kregzde M.** *A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis.* Int. J. Oral Maxillofac Implants 1993; 8:662-673.
- 86. Eskitascioglu G., Usumez A., Sevimay M., Soykan E., Unsal E.** *The influence of occlusal loading location on stress transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three dimensional finite element study.* J. Prosthet Dent. 2004; 91:144-50.
- 87. Song H-Y, Yi Y-J, Cho L-R, Park D-Y.** *Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures,* J. Prosthet Dent 2003; 90:347-53.
- 88. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA.** *Experimental stress analysis of dental restorations. Part III. The concept of geometry of proximal margins.* J Prosthet Dent 1969; 22:333-345.
- 89. Keulemans F, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ.** *Influence of retainer design on two-unit cantilever resin-bonded glass fiber reinforced composite*

- fixed dental prostheses: an in vitro and finite element analysis study.* J. Adhes. Dent. 2008; 10:355-64.
- 90. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, Rocha EP.** *Finite elements analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems.* J Craniofac. Surg. 2009; 20:1066-71.
- 91. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M.** *Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs.* Int. J. Prosthodont 2010; 23:63-8.
- 92. Shinya A, Lassila LV, Vallitu PK, Shinya A.** *Three dimensional finite element analysis of posterior fiber reinforced composite fixed partial denture: framework design for pontic.* Eur J. Prosthodont Restor Dent. 2009; 17:78-84.
- 93. Geng J-P., Tan K.B.C., Liu G-R.** *Application of finite element analysis dentistry:A review of the literature.* J. Prosthet Dent. 2001; 85:585-98.
- 94. Çiftçi Y., Canay S.** *The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations.* Int. J. Oral. Maxillofac Implants 2000; 15:571-582.
- 95. Inan O., Secilmis A., Eraslan O.** *Effect of pontic framework design on the fracture resistance of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures.*J Appl Oral Sci. 2009; 17:533-8.
- 96. Fleming G.J., Nolan L., Harris J.J.** *The in vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness.* J Dent. 2005; 33:405-12.
- 97. Sertgöz A.** *Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis.* Int J

- Prosthodont. 1997; 10:19-27.
- 98. Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Augthun M., Spiekermann H.** *Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia- based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study.* Int. J. Prosthodont 2001; 14:231-238.
- 99. Gehrke P., Dhom G., Brunner J., Wolf D., Degidi M., Piattelli A.** *Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening.* Quintessence Int 2006; 37:19-26.
- 100. Morales I, Fayos J, Ferrís-Oñate J, Atienza CM, Armero JA; Peñarrocha M, Naranjo V, Alcañiz M, Albalat S** *Desarrollo de un sistema avanzado para el diseño, simulación y fabricación flexible de prótesis dentales implantosoportadas a medida.* Proyecto Miracle de colaboración entre la Facultad de medicina y odontología de Valencia y el Instituto de Biomecánica de Valencia (2004-07).
- 101. Cervera A.** *Self-ligating bracket comprising lateral runners.* Número de patente CA2548303. Publ. 11/05/2006.
- 102. Airbus France.** *Method and device for generating a parametric model linked to a 3D geometry.* Numero de Patente WO 2006/123040 A2. Publ. 23/11/2006.
- 103. Soroa-Sisamón E, Gimena-Ramos L.** *Diseño paramétrico con sistemas CAD/CAM 3D. Aplicación al modelado de un troquel de corte y punzonado.* XIV Congreso Internacional de Ingeniería Gráfica. Santander, España 5-7 de Junio 2002.
- 104. Manda M, Galanis C, Georgiopoulos V, Provatidis C, Koidis P.** *Effect of severely reduced bone support on the stress field developed within the connectors of three types of cross-arch fixed partial dentures.* J. Prosthet Dent

- 2009; 101:54-65.
- 105. Tarnita D, Popa D., Tarnita DN, Grecu D., Negru M.** *The virtual model of the prosthetic tibial components.* Romanian Journal of Morphology and Embryology 2006; 47:339-344.
- 106. Clin J., Aubin C-E, Parent S, Sangole A., Labelle H.** *Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model.* Eur Spine J (2010) 19:1169–1178
- 107. Studart A.R., Filser F., Kocher P., Gauckler LJ.** *Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges.* Dent Mater. 2007 23:106-14.
- 108. Van Dalen A, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ.** *In vitro evaluation of failure loads of nonmetal cantilevered resin-bonded fixed dental prostheses.* J. Adhes. Dent. 2008; 10:1-9.
- 109. Dornhofer R., Arnet GV, Koller M, Arnet G.** *Comparison of the static loading capacity of all-ceramic bridge frameworks in posterior teeth using three hard core materials.* Int. J. Comput. Dent. 2007; 10:315-28.
- 110. Castillo de Oyagüe R, Osorio R, Lynch C., Gilmour A., Toledano M.** *Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011;
- 111. Kohorst P., Herzog T.J., Borchers L., Stiesch-Scholz M.** *Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks.* Eur J Oral Sci. 2007; 115:161-6.
- 112. Kohorst P., Butzheinen L.O., Dittmer M.P., Heuer W., Borchers L., Stiesch M.** *Influence of preliminary damage on the load-bearing capacity of zirconia fixed dental prostheses.* J. Prosthodont. 2010 19:606-13.

- 113. Ichim I., Li Q., Li W., Swain M.V., Kieser J.** *Modelling of fracture behavior in biomaterials.* Biomaterials 2007; 28:1317-1326.
- 114. Fleming G.J., Dickens M., Thomas L.J., Harris J.J.** *The in vitro failure of all-ceramic crowns and connector area of fixed partial dentures using bilayered ceramic specimens: The influence of core to dentine thickness ratio.* Dent Mater. 2006; 22:771-7

