

VNIVERSIDAD D SALAMANCA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA



TESIS DOCTORAL

AJUSTE DE LAS ESTRUCTURAS METALICAS
COLADAS O FRESADAS
SOBRE IMPLANTES DE CONEXION
EXTERNA E INTERNA

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR:

José Raúl Fernández Encinas



**VNiVERSiDAD
D SALAMANCA**

**AJUSTE DE LAS ESTRUCTURAS METÁLICAS
COLADAS O FRESADAS
SOBRE IMPLANTES DE CONEXIÓN
EXTERNA E INTERNA**

**Doctorando.: J. Raúl Fernández Encinas
Director.....: Dr. Javier Montero Martín**

Salamanca, noviembre de 2015.

**DON JAVIER MONTERO MARTÍN, PROFESOR CONTRATADO
DOCTOR DE PRÓTESIS DENTAL Y MAXILOFACIAL DEL
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE
SALAMANCA.**

CERTIFICA:

Que el Trabajo de Investigación que presenta al superior juicio del Tribunal que designe la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca, **José Raúl Fernández Encinas**, sobre el tema "Ajuste de las estructuras metálicas coladas o fresadas sobre implantes de conexión externa e interna", ha sido realizada bajo mi dirección, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autor en condiciones tan aventajadas que la hacen acreedor del Grado de doctor en Odontología por esta Universidad, siempre que así lo considere el designado Tribunal.

Y para que conste a los efectos oportunos, se firma el presente certificado en Salamanca, a 13 de noviembre de 2015

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi gratitud a:

Don Javier Montero Martín, Profesor Doctor de Prótesis Dental y Maxilofacial del Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca, por su tenacidad y profesionalidad. Gracias a su labor ha sido posible realizar el presente estudio.

Fernando Mozo Grau, fundador y Director General de Mozo-Grau® por su apoyo incondicional y disposición en pro de la investigación y avance de la implantología.

Enrique Viloría García y Yolanda Márquez Rubio dueños y titulares del Laboratorio de Prótesis Dental Viloría S.L., por su colaboración y comprensión.

Fernando Quintana, ingeniero mecánico de Mozo-Grau® por su buen hacer.

Manuel Navarro Camacho, médico dentista e inestimable amigo por sus correcciones y aportaciones.

Paco González Aguiar, por su amistad y colaboración.

José María Álvarez por su constante optimismo y saber estar en los momentos difíciles.

A mis padres y amigos por estar ahí y por su soporte moral.

"NADA DE LO MÁS IMPORTANTE
LO HE APRENDIDO SOLO"

DEDICATORIA

A **Silvina**, mi mujer,

por su cariño, apoyo y porque detrás de todo proyecto siempre hay
alguien en la sombra.

A **Gala y Martín**, mis hijos,

por su entusiasmo y porque día a día me hacen mejorar como persona.

Índice

	Página
1. INTRODUCCION	1
1.1. ANTECEDENDES DE LA IMPLANTOPRÓTESIS	2
1.2. CONCEPTOS EN IMPLANTOPRÓTESIS	2
1.2.1 Conceptos fundamentales	2
1.2.1.1 ¿Qué son los implantes dentales?	2
1.2.1.2 ¿Cómo se conectan los implantes con el hueso?	4
1.2.1.3 ¿Cómo se conectan los implantes con la prótesis?	5
1.2.1.4 ¿Qué son los pilares protésicos?	7
1.2.1.5 ¿Cómo ha de ser la prótesis?	10
1.2.1.6 ¿Cómo se fabrica la prótesis?	11
1.2.2 Impresión y obtención de modelo de trabajo tradicional	11
1.2.2.1 Materiales de impresión	12
A) Elemento de contención	12
B) Material de impresión	15
C) Poste de impresión	21
1.2.2.2 Técnica de toma de impresiones manual	23
A) Técnica indirecta	23
B) Técnica Directa	25
C) Técnica Experimental	27
1.2.2.3 Obtención del modelo de trabajo	30
A) Materiales para el vaciado	31
B) Técnica de Vaciado	34
1.2.3 Impresión y obtención de modelo de trabajo digitalizado	35
1.2.3.1 Materiales de impresión digital	36
A) Escáner intraoral	36
B) Escáner extraoral	43
C) Pilares digitales de impresión	46
1.2.3.2 Técnica de toma de impresiones digitalizada	47
1.2.3.3 Obtención del modelo de trabajo virtual	48

	Pagina
1.3. FABRICACIÓN DE PRÓTESIS IMPLANTOLÓGICA	48
1.3.1 Materiales para la fabricación de la estructura metálica	49
1.3.1.1 Aleaciones dentales	49
1.3.1.2 Cromo cobalto	51
1.3.1.3 Titanio	52
1.3.1.4 Circonio	53
1.3.2 Técnica de colado para la fabricación de la estructura metálica	55
1.3.3 Técnica computarizada para la fabricación de la estructura metálica	56
1.3.3.1 Fresado	58
1.3.3.2 Sinterizado	59
1.4. RECUBRIMIENTO ESTÉTICO	60
1.4.1 Técnica tradicional	61
1.4.2 Técnicas progresistas	63
1.5. AJUSTE MARGINAL	64
1.5.1 Factores moduladores	64
1.5.2 Consecuencias	73
1.5.2.1 Consecuencias Biológicas	74
1.5.2.2 Consecuencias Mecánicas	75
1.5.2.3 Consecuencias Estéticas	76
2. JUSTIFICACION Y OBJETIVO	79
2.1.- JUSTIFICACION	80
2.2.- OBJETIVO	81
3. MATERIAL Y METODO	83
3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	84
3.1.1 Especificaciones generales	85
3.1.2 Subgrupo colado	89
3.1.3 Subgrupo fresado	90
3.2 PATRON DE CONEXIÓN INTERNA	91
3.2.1 Características del modelo patrón en Conexión Interna	91
3.2.2 Datos del modelo patrón en Conexión Interna	96

	Página
3.3 PATRON DE CONEXIÓN EXTERNA	99
3.3.1 Características del modelo patrón en Conexión Externa	99
3.3.2 Datos del modelo patrón en Conexión Externa	107
3.4 VARIABLES	108
3.5 ANALÍTICA DE DATOS	109
4. RESULTADOS	111
4.1 RESULTADOS EN IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA	112
4.2 RESULTADOS EN IMPLANTES DE CONEXIÓN INTERNA	114
4.3 FACTORES PREDICTIVOS DEL AJUSTE	116
4.3.1 En implantes de conexión externa	116
4.3.2 En implantes de conexión interna	116
4.4 MODELO DE REGRESIÓN	118
4.4.1 Modelo de regresión para predecir la rugosidad	119
4.4.2 Modelo de regresión para predecir el grado de discrepancia angular	119
5. DISCUSION	121
5.1 VALIDEZ INTERNA	123
5.1.1 Tipo de estudio.	123
5.1.2 Selección de materiales	124
5.1.3 Técnica de fabricación	125
5.1.4 Limitaciones del estudio	126
5.1.5 Instrumentos de medición	128
5.2 VALIDEZ EXTERNA	130
5.2.1 Discrepancia marginal	131
5.2.2 Rugosidad	135
6. CONCLUSIONES	139
7. CONFLICTO DE INTERESES	143
8. BIBLIOGRAFIA	145

	Pagina
9. APENDICE	157
9.1 MODELOS DE CONEXIÓN INTERNA COLADO	158
9.2 MODELOS DE CONEXIÓN INTERNA FRESADO	178
9.3 MODELOS DE CONEXIÓN EXTERNA COLADO	198
9.4 MODELOS DE CONEXIÓN EXTERNA FRESADO	218

Introducción

Capítulo 

1.1 ANTECEDENTES DE LA IMPLANTO-PRÓTESIS

La principal finalidad de la profesión de Odontólogo es “rehabilitar la salud dental perdida”. Una de las formas de rehabilitación es la reposición de los dientes o piezas perdidas, bien por traumas, enfermedades, deterioro, agenesias u otras.

Gracias a la evolución de la ciencia y la tecnología se han podido desarrollar nuevas formas de reposición de piezas perdidas. Una de ellas es mediante el uso de implantes dentales (1).

Desde los hallazgos del doctor Branemark sobre la oseointegración (2), los implantes se han popularizado en las sociedades desarrolladas.

Para fabricar las prótesis que se instalarán sobre los implantes hay una serie de pasos clínicos y de laboratorio que pretenden conseguir una perfecta adaptación de la prótesis sobre los implantes.

La confección de la prótesis dental se inicia en el momento de la toma de impresión. Hay distintas formas de toma de impresiones, desde la inicial descrita como técnica directa (1) pasando por la técnica indirecta (3) u otras desarrolladas por profesionales de la odontología (4) hasta los sistemas más actuales como son los CAD/CAM (5). La impresión es una copia o negativo de la boca, la ventaja que nos ofrece una técnica sobre otra es el grado de precisión de la copia (5). Pero si bien es una ventaja, su defecto es el incremento de tiempo durante su realización, así como la complejidad.

A la hora de confeccionar la prótesis puede ser por el método tradicional de: diseño-encerado manual y obtención de la estructura metálica de la prótesis por colado a cera perdida (2), o por la digitalización del modelo de trabajo y diseño y la posterior obtención de la estructura metálica al transformar ese diseño en un modelo tridimensional (2).

Si bien esta nueva tendencia hacia los sistemas digitales nos abre una puerta al futuro, en la práctica diaria del clínico aún no están implantadas de forma generalizada, encontrándonos de forma habitual el uso de las técnicas convencionales (6).

Si nos preguntamos por qué cuesta la implantación de los sistemas digitales son por tres causas principales: alto coste de entrada de la aparatología, curva de aprendizaje, y cambio de forma de trabajo. Aun así, se está incrementando su uso por su mayor precisión (6-8).

1.2 CONCEPTOS EN IMPLANTOPRÓTESIS

1.2.1 Conceptos fundamentales

Al ser la implanto-prótesis tema de alto grado de especialización, se detalla a continuación una serie de conceptos para una mejor comprensión del estudio, así nos preguntaremos:

1.2.1.1 ¿Qué son los implantes dentales?

Los implantes dentales son estructuras metálicas de titanio, cónicas o cilíndricas que actúan como raíces artificiales, que se colocan en el interior del hueso maxilar o mandibular en las zonas donde estaban situados los dientes, teniendo como finalidad el soportar una prótesis que hará las veces de dientes (2).



Figura 1.1 Mandíbula con implantes Figura 1.2 Prótesis sobre implantes

Dicho de una forma más común, diremos que son pilares colocados en zonas edéntulas o desdentadas de los maxilares de los pacientes y sobre ellos se colocarán piezas dentales de reemplazo (3). Ver las Figuras 1.1 y 1.2 un ejemplo de sustitución de todos los dientes en el maxilar inferior por cuatro implantes que soportan a la prótesis.

Ellos se unen al hueso a través de una conexión directa, es decir, existe una anquilosis, esto es debido a un fenómeno de oseointegración (1). La oseointegración es la conexión íntima, directa, funcional y mantenida en el tiempo, entre el hueso y un implante sometido o no a carga (1,2).

La finalidad de los implantes es soportar y aguantar la prótesis dental y transmitir las fuerzas que reciba está al hueso de soporte (1).

Una vez entendido que los implantes van a estar unidos al hueso y conectados con una prótesis se nos plantea la siguiente duda;

1.2.1.2 ¿Cómo se conectan los implantes con el hueso?

Los parámetros de exactitud y fidelidad que se necesitan en una prótesis sobre implantes son mayores que los necesarios para una prótesis soportada por dientes. Esto es debido a que entre los dientes y el hueso existe una estructura intermedia, el ligamento periodontal, que permite una movilidad de 250 micras a cada lado de la pieza dental (2). Los implantes se unen al hueso por unión íntima y directa, la oseointegración, que no permite movilidad.

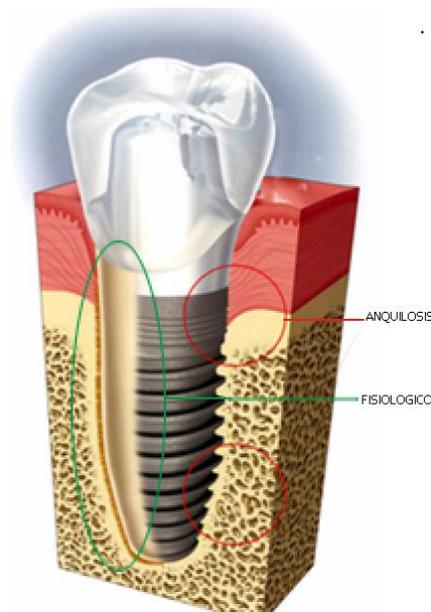


Figura 1.3 Relacion implante/diente con hueso

La Figura 1.3 nos muestra comparativamente unión de hueso con implanté y con diente natural, la unión con diente es fisiológicamente normal y con implante se produce una anquilosis. En el remarcado verde, fisiológica, entre hueso y diente, está el ligamento periodontal que une la raíz dentaria con el hueso. Remarcado en rojo, la anquilosis, el contacto hueso-implante es íntimo y directo, no existiendo nada entre ambos, la zona del implante en contacto con el hueso es la zona pasiva (1-3).

La anquilosis es la que nos obliga a realizar un proceso de fabricación protésica con un altísimo grado de exactitud, puesto que no permite ninguna tolerancia, excepto la que se da entre los elementos implante-pilar, que viene dada por la fabricación de estas piezas (9). En el caso de la confección de la prótesis sobre piezas dentales, la elasticidad del ligamento periodontal nos permite una tolerancia a la hora de su adaptación a la boca (10). En el supuesto de que una prótesis entrara muy forzada en el momento de su instalación, el ligamento cede por su elasticidad y la prótesis termina adaptándose en su posición definitiva. En el caso de los implantes esto no sucede porque la prótesis apoya exclusivamente sobre la cabeza del implante y la anquilosis impide la tolerancia.

1.2.1.3 ¿Cómo se conectan los implantes con la prótesis?

Los implantes tienen una parte activa, zona que va a estar en contacto con la prótesis, determinada por el fabricante; como se aprecia en la Figura 1.4 remarcado en rojo y una parte pasiva, el resto, que es la que se une al hueso.

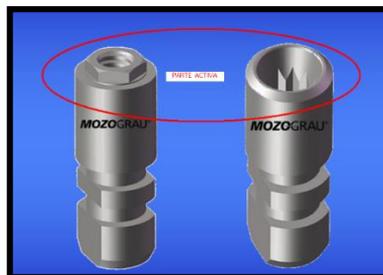


Figura 1.4 Tipos de conexión del implante

Con el avance de la implantología se han desarrollado distintos tipos de conexión entre el implante y la prótesis o elementos protésicos.

Originariamente solo existía un tipo de conexión, conexión externa desarrollada por el grupo de Branemark, hexagonal de 0,7 mm de altura y 1,7 mm de diámetro (1), pero Lewis S. realizó investigaciones para sufragar y mejorar defectos estéticos y funcionales, cambiando la filosofía tradicional de conexión implantoprotésica y desarrolló la conexión interna (11). Hoy en día conviven los dos tipos de conexión, dependiendo del clínico el uso de una u otra. En la actualidad el empleo de la conexión externa es del 60% y de la interna del 40% (12).

En la Figura 1.5 se muestra un ejemplo de los dos grandes grupos en los que se pueden clasificar las conexiones de los implantes: externa e interna. En este ejemplo de conexión que se muestra en la parte inferior de la imagen, la conexión del implante; en el lado izquierdo se ve como sobresale de la estructura del implante una "tuerca", poliedro de seis caras, y en la derecha una hendidura o cono invertido con muescas con forma de "hembra de tuerca", poliedro de doce caras. En la parte superior se muestran la conexión de los aditamentos protésicos, que es el opuesto a la de los implantes.

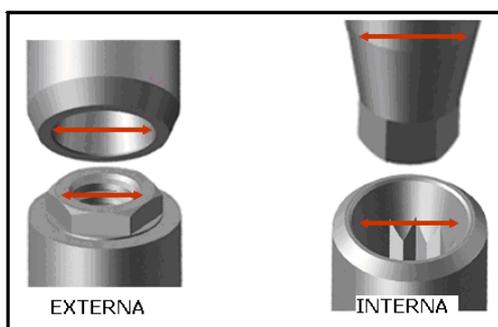


Figura 1.5 Conexiones de implante/prótesis

Conexión externa: es en la cual el implante actuaría como macho o parte positiva; tiene una parte que sobresale del bloque del implante por su parte superior, que tiene como finalidad el encastrar con la parte protésica, evitando movimientos rotacionales. Ver Figura 1.6.

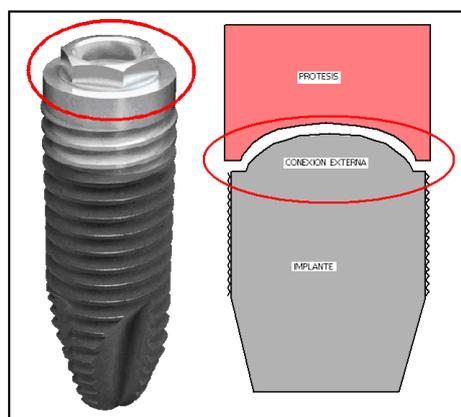


Figura 1.6 Esquema de conexión externa

Conexión interna: en la cual el bloque del implante tiene una oquedad en su parte superior y actuaría como hembra y los elementos protésicos serían el macho, como se aprecia en la Figura 1.7.

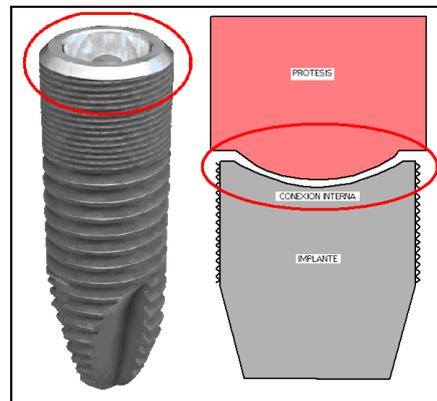


Figura 1.7 Esquema de conexión interna

La aparición de la conexión interna se desarrolló con la finalidad de:

- Facilitar la maniobra al clínico; dado que aparentemente es más fácil meter una cosa dentro de otra que conseguir un encastre (13,14).
- Disminución del “gap” o solución de continuidad; entre el implante y el elemento protésico (15).
- Incrementar la superficie de contacto entre implante y aditamentos protésicos; porque en la conexión externa el contacto sólo es por un hexágono de altura 0,7 mm. y de anchura 2,7 mm (13,14).
- Estética; al no sobresalir nada del bloque del implante (13,14).

1.2.1.4 ¿Qué son los pilares protésicos?

El elemento protésico en contacto con el implante es el pilar, la zona del implante en contacto con la prótesis/pilar está determinada por el fabricante.

El pilar protésico es un aditamento diseñado para que encaje en el hombro del implante, actuando como elemento de conexión entre el propio implante y la prótesis, también definido como “parte del implante” que sirve para sustentar y/o retener una prótesis (16).

Los pilares son de distintos materiales, teflón, metálicos, mixtos (teflón con base de oro...) y de distinta geometría (rectos, angulados...) y de distinta capacidad antirrotacional (circulares o hexagonales). Los comercializan los mismos fabricantes de implantes, lo que permite una mayor adaptación y compatibilidad, porque están fabricados con las tolerancias que ellos mismos recomiendan para conseguir la mejor adaptación a cada caso. También existen empresas que solo comercializan los pilares con distintas formas para según qué marca de implantes.

Depende del tipo de material con que este fabricado el pilar, así será el encastre y adaptación, cuanto más noble sea el material mejor será el ajuste (10).



Figura 1.8 Tipos de pilares

Podemos ver en la Figura 1.8 distintos tipos de pilares prefabricados, el clínico o el protésico usarán el pilar que determinen como más adecuado para confeccionar la prótesis según cada caso en particular.

En el ejemplo de la Figura 1.9 se aprecia como el elemento usado es un pilar calcinable, que se recubre de cera (etapa de diseño) y posteriormente se transforma en metal (etapa de colado) y sobre él se coloca la porcelana (etapa de recubrimiento), quedando el pilar integrado dentro de la prótesis.

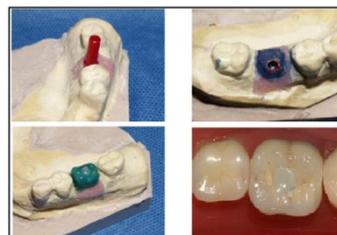


Figura 1.9 Pilar calcinable con agregado de cera y pieza terminada

Los pilares calcinables son cilindros plásticos que se utilizan para confeccionar la prótesis final del implante: se realiza el colado correspondiente convirtiendo el calcinable en un cilindro del metal seleccionado por el laboratorio, este elemento durante el proceso de confección de la prótesis, sufre la transformación de plástico a metal por un proceso de calcinación, este se conecta directamente al implante. Esto se conoce como técnica UCLA, ya que fue esta Universidad de Los Ángeles (California), la que en 1988 la describió (17).

Consta de dos partes independientes, ver ejemplo de calcinable estándar de conexión externa en la Figura 1.10; el calcinable propiamente dicho es un pseudocilindro hueco con una base más ancha de diámetro 4,1 mm., y 10 por 3 mm. de alto. Y el otro elemento es un tornillo pasante de 5 mm. de altura que entra en la oquedad del pseudocilindro, teniendo como finalidad fijar, sujetar e impedir la movilidad entre el calcinable y el implante. Las medidas pueden variar en función de la casa comercial o del tamaño del implante (18).



Figura 1.10 Calcinable

En todas las sistemáticas los pilares vienen disponibles con o sin mecanismo antirotacional, esta posibilidad se establece por el diseño de su porción basal interna. Si vamos a realizar una prótesis unitaria es lógico pensar que la prótesis no debe girar alrededor del implante, para que mantenga estables sus puntos de contacto con las piezas vecinas y su posición, el pilar tendrá una forma hexagonal (Figura 1.11 círculo verde) o similar que le permitirá ajustar sobre la cabeza del implante e impedirá la rotación manteniendo la pieza estable tras ser fijada por el tornillo.

Si en la etapa de planificación se decide realizar una prótesis atornillada directa sobre varios pilares, se comprende que el mecanismo antirrotacional lo proporciona la propia prótesis ferulizada, por lo cual, el pilar, tendrá un diseño basal interno totalmente circular, Figura 1.11 círculo rojo.

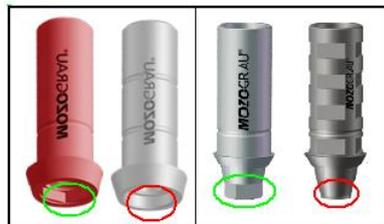


Figura 1.11 Calcinales de conexión externa/interna, antirotacional/rotacional

1.2.1.5 ¿Cómo ha de ser la prótesis?

La prótesis implantológica al igual que la prótesis fija convencional es un complejo que está formada por dos estructuras, una interna o núcleo que infiere resistencia y da soporte a la otra estructura. La externa es el recubrimiento estético que recrea la estética y origina la funcionalidad. Obsérvese como en las coronas de los extremos de la figura 1.12 la parte interna es metálica, cromo cobalto, y revestido de cerámica y en las del centro el núcleo interno es de un metal estético, circonio, e igualmente cubierto por cerámica



Figura 1.12 Coronas cerámicas, con o sin metal

La parte de la prótesis implantológica que va a estar en contacto con los implantes es la estructura metálica. Esta precisa un ajuste lo más perfecto posible con el implante, de lo contrario se generarán tensiones.

Las consecuencias por la falta de ajuste entre implante y prótesis se pueden clasificar en (19):

- Consecuencias mecánicas; fractura del recubrimiento estético, fractura de la estructura metálica, daños en la interfase, rotura del tornillo de retención protésica, rotura del implante...
- Consecuencias biológicas; mucositis, periimplantitis, dolor, colonización bacteriana, reabsorción ósea, pérdida temprana del implante...

1.2.1.6 ¿Cómo se fabrica la prótesis?

La prótesis no se confecciona en la clínica, sino en un laboratorio de prótesis dental, la persona cualificada para hacerla es el técnico o protésico dental.

El clínico (Odontólogo) hace una copia lo más exacta posible de las estructuras bucales del paciente y toma una serie de registros que posteriormente se remiten al técnico; éste con la impresión obtiene una copia de la boca (modelo de trabajo o réplica), y sobre el modelo se confecciona la prótesis (2). La impresión es realmente un negativo y el vaciado es un positivo de la boca.

Debido a la relevante importancia que tiene el hecho de la toma de impresión ya que es la primera etapa de un proceso de trabajo encadenado, y un error aquí se transmitiría a la prótesis, se hace un apartado sobre las distintas formas de toma de impresión, separándolo en dos grandes grupos: Impresión y obtención de modelo tradicional/manual e impresión y obtención de modelo digital.

1.2.2 Impresión y obtención de modelo de trabajo tradicional

Clásicamente la obtención de un modelo que sea una reproducción exacta de las estructuras orales del paciente para confeccionarle fuera de boca una prótesis individualizada, ha utilizado distintos materiales y distintas técnicas que a continuación se presentan. El registro de estructuras orales se hace por medio de una impresión.

1.2.2.1 Materiales de impresión

Se utilizan tres elementos principalmente para poder hacer una toma de impresión en implantología con las técnicas tradicionales:

- a) Un elemento de contención; cubeta dental.
- b) Material de impresión; elemento copiator, que reproducirá la anatomía de las estructuras bucales.
- c) Poste de impresión, que tiene como objetivo transferir la posición tridimensional del implante.

A) Elemento de contención

El elemento de contención es la cubeta. Las cubetas tanto para la arcada inferior como superior constan de dos caras; una retentiva o parte activa que es dónde se va a poner y sujetar el material de impresión, y otra pasiva pulida que da rigidez, un mango o asa por dónde el operador va sujetar, posicionar y retirar.

Existen variedad de cubetas, describiremos los más usados para la impresión sobre implantes.

CUBETA ESTÁNDAR

Puede ser metálica o plástica, Figura 1.13. Vienen prefabricadas con unas medidas estandarizadas en función del tamaño de la boca. Traen un código alfabético que identifica a las superiores de las inferiores y un código numérico en función del tamaño (20,21).

Superiores: U1 / U2 / U3 / U4 / U5 o S, M, L, XL

Inferiores: L1 / L2 / L3 / L4 / L5 o S, M, L, XL

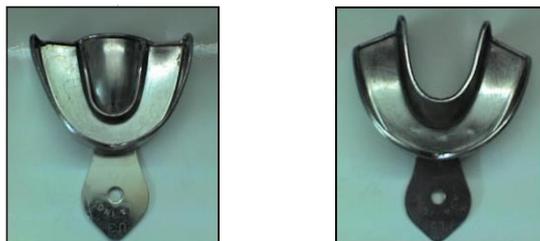


Figura 1.13 Cubetas estándar

CUBETA INDIVIDUAL

La cubeta puede ser: de acrílico o polímero, hechas para ese paciente y esa arcada en particular, es decir, no valen para otra boca u otro maxilar de ahí su carácter de individual Figura 1.14



Figura 1.14 Cubeta individual de acrílico inferior y superior

La cubeta individual es fabricada exclusivamente para cada paciente. La gran ventaja que aporta este tipo de cubetas, es su gran adaptación a la boca, por ende, el material de impresión que pongamos copiará mejor dado que su confinamiento es mucho más adaptado.

La peculiaridad de la toma de impresión sobre implantes hace que estas cubetas, que no presentan aberturas, se modifiquen haciendo unos orificios o perforaciones para que emerja el poste de impresión. En la Figura 1.15 se aprecia en detalle una cubeta individual de acrílico perforada y de cómo el poste de impresión la atraviesa.



Figura 1.15 Cubeta perforada

CUBETA INDIVIDUALIZABLE

Son cubetas del tipo estándar, es decir, son de diferentes tamaños establecidos por el fabricante, pero que se individualizan para el caso haciendo perforaciones o retirando ventanas según por donde emerja el poste de impresión. Pueden ser:

- Plásticas: cubetas estándar plásticas que se individualizan para el caso. Figura 1.16



Figura 1.16 Cubeta individualizable plástica

- Plásticas en sus caras laterales y de teflón en su parte superior. Al colocarla en boca y hacer presión el teflón se rompe dejando ojales por los que atraviesa el poste. Figura 1.17



Figura 1.17 Cubeta individualizable de teflón

- Metálicas desmontables: poseen una especie de ventanitas que se pueden desmontar en función de por dónde emerja el tornillo. Figura 1.18



Figura 1.18 Cubeta individualizable metálica

B) Material de impresión

Los materiales de impresiones propiamente dichos se utilizan para obtener duplicados exactos de los tejidos bucales. Los materiales de impresión se colocan en la boca en estado plástico con ayuda de una cubeta y, cuando el material ha fraguado, se extrae de la boca (22).

Como características fundamentales los materiales de impresión en odontología son las siguientes (23):

- Precisión/fidelidad; es la capacidad del material para reproducir los detalles finos.

- Estabilidad dimensional; propiedad de mantener su tamaño y su forma en un tiempo más o menos prolongado (24-48 h). El principal momento de deformación es durante la toma de la impresión, la desinserción, transporte o su conservación.
- Manipulación; es un factor clave para el resultado final, dado que el operador puede alterar sus propiedades al hacer la mezcla, alterando el tiempo de fraguado, dureza, propiedades.

Con independencia de las características fundamentales los materiales de impresión van a estar condicionados por una serie de factores o propiedades que son las que determinan su uso, así sus propiedades serán (24):

- **Fluidez:** El material debe ser fluido cuando se inserta en la boca, es decir, con baja viscosidad.
- **Interacción con la saliva:** Algunos materiales son hidrofóbicos y al contacto con la saliva van a dar lugar a la formación de burbujas que quedan en la superficie de la impresión. En estos casos hay que tener la precaución de secar la zona de la boca que queremos reproducir antes de tomar la impresión. Los materiales hidrofílicos no necesitan este tipo de precauciones.
- **Desinserción:** Es la extracción de la cubeta de impresión de la boca del paciente junto con el material de impresión fraguado. Este es un momento crítico en la toma de impresiones y afecta a la estabilidad dimensional de la impresión.
- **Contracción térmica:** Al retirar la impresión de la boca esta pasa bruscamente de una temperatura de 37º C a 23-25º C que puede ser la de la consulta. Esto causa una contracción térmica.
- **Propiedades elásticas:** Es fundamental para la precisión de un material de impresión que este se deforme elásticamente en cierto grado ya que en la boca existen zonas retentivas, que a la hora de desinsertar el material de la boca del paciente van a requerir que este se deforme para sacarlo. Por otro lado, el material fraguado debe tener una cierta rigidez para que soporte el vaciado con escayola sin deformarse.
- **Resistencia al desgarrar:** Por el mismo motivo, si el material se desgarrar con facilidad, al salir de esas zonas retentivas, la impresión obtenida no va a ser fiel.
- **Retención a la cubeta:** También es importante que exista una buena retención mecánica o adhesiva del material una vez fraguado a la cubeta, ya que si se desprende el material de impresión se deformará.
- **Conservación:** Nos interesaría tener materiales que mantengan su forma y dimensiones estables en el tiempo hasta hacer el vaciado.

- **Fraguado:** El fraguado, o etapa de endurecimiento, conlleva un cambio dimensional. La reacción de fraguado se prolonga más allá de su fraguado aparente, los cambios dimensionales de esta etapa se van a seguir produciendo fuera de la boca, lo que condicionará la deformación de la impresión.
- **Viscoelasticidad:** Como son materiales con comportamiento viscoelástico necesitan tiempo para recuperar su forma tras la desinserción. Tener en cuenta este factor antes de hacer el vaciado.
- **Eliminación de tensiones internas:** Se generan en su estructura tensiones que pueden llegar a deformar el material de impresión.
- **Pérdida de sustancias volátiles:** Son muchos los materiales que durante su reacción de fraguado liberan sustancias como subproductos de la misma, que son volátiles y esto hace que la impresión contraiga.
- **Reacción con el medio ambiente:** Algunos materiales una vez fraguados intercambian sustancias con el medio ambiente; como el agua, y según el ambiente en que los mantengamos, van a absorberla o desecarse en poco tiempo con los cambios dimensionales que ello supone.
- **Dosificación y mezcla:** Hay diferentes formas de presentación: polvo-agua, polvo-líquido, pasta-líquido y pasta-pasta. Se pueden mezclar manualmente (más fácil de alterar sus propiedades) o mediante elementos mecánicos o con automezcladores y dosificadores. Para una correcta dosificación debemos seguir las instrucciones del fabricante, una dosificación y mezcla perfecta, implica una mayor homogeneidad y por ende aprovechamiento de sus propiedades.
- **Nitidez:** Copiar con detalle, para que realmente sea una reproducción lo más exacta posible, por eso es preciso que sea nítida.
- **Tiempo de trabajo:** el que transcurre desde el principio de la mezcla hasta que el material adquiere la viscosidad adecuada para insertarlo en la boca.
- **Tiempo de fraguado:** Es el que tarda en completarse la reacción de fraguado, en el hay que distinguir dos tiempos: Primero un fraguado aparente, que es aquel en el que el material adquiere unas propiedades mecánicas, de rigidez, resistencia y elasticidad suficientes para ser desinsertado de la boca del paciente. Este, siempre es menor que el tiempo de fraguado real. Segundo un fraguado real, es el tiempo que tarda en producirse la totalidad de la reacción de fraguado del material.
- No sean tóxicos, ni irritantes, ni lesivos.
- Sean limpios y se puedan desinfectar.
- Tengan buen sabor y olor.

- Tengan larga vida y fácil conservación.
- Económicos.

Como principales materiales de impresión son:

HIDROCOLOIDES / ALGINATOS

Los alginatos para impresiones son materiales elásticos que se obtienen a partir de sales solubles del ácido algínico que provienen de las algas marinas llamadas alginas y de allí el nombre con el cual se le designa, estas sales solubles pueden ser de Na, K o NH₂ siendo más utilizadas las de Na y K.

Ventajas del alginato: Económicos, fáciles de manipular, buena vida útil, propiedades hidrófilas, no requieren cubeta individual, tolera cierta humedad en el surco, limpio y agradable, fluidez adecuada.

Desventajas del alginato: Cambios dimensionales, poca fidelidad de detalles, recuperación elástica, hay que vaciar pocos minutos después de la toma de impresión, líneas de terminación difusas, frágil en los surcos profundos. Toda impresión necesita ser lavada para eliminar restos de sangre y saliva ya que aparte de ser contaminantes son retardadores del endurecimiento del yeso.

Por esto no es material de primera elección para los implantes, pero, se utilizan habitualmente para registrar la arcada antagonista (23).

SILICONAS

Siliconas por condensación:

Este material tiene como base el polidimetilsiloxano, el cuál al ponerse en contacto con el catalizador, el tetra-etil-ortosilicato en presencia del octanoato de estaño, polimeriza por condensación, produciendo como producto secundario alcohol etílico. Generalmente su presentación comercial es una la pasta base en tubo colapsable o masilla en tarros plásticos, y un reactivo en líquido en frasco gotero, ver Figura 1.19. Por el tipo de reacción química y la producción de subproductos secundarios, el producto final tiene una muy corta estabilidad dimensional, por lo que se hace necesario el vaciado en un tiempo no mayor a treinta minutos (23).



Figura 1.19 Silicona de condensación pasta/pasta

Componentes: Base, dimetilsiloxano con un grupo terminal hidroxilo. Relleno, carbonato de Ca y sílice. Catalizador, octanoato de estaño y silicato de alquímico (agente de entrecruzamiento de cadenas).

Ventajas: Sin olor ni sabor. Excelente reparación a la deformación. Resistente al desgarro. Tiempo de trabajo y polimerización ajustable (aumentando o bajando la temperatura, agregando catalizador con lo que disminuimos el tiempo de fraguado). Relativamente económicos. Limpios de trabajar.

Desventajas: Pobre estabilidad dimensional (23). Requiere de un vaciado casi inmediato. Es hidrofóbico. Tiempo de expiración corto. Requiere espátulado o amasado manual. Son afectados por humedad y temperatura. Cambios dimensionales a las 24 hrs. 0.58%.

Siliconas por adición:

Básicamente la composición es similar a las siliconas por condensación, pero la diferencia es que en este caso la reacción de adición no genera alcohol como derivado de la reacción de polimerización (22). Tiene como catalizador un ácido cloroplátinico, e hidrógenos terminales. Cuando se mezclan las dos pastas se produce un entrecruzamiento de las cadenas que no da lugar a productos secundarios (siendo ésta la gran diferencia con las siliconas por condensación) (22).

Poseen una gran capacidad de reproducción de detalles, gran elasticidad y excelente estabilidad dimensional. En algunos casos hasta quince días, permitiendo efectuar vaciados consecutivos para conseguir varios modelos de trabajo de la misma exactitud, tan importante en técnicas de restauraciones cerámicas. Se suministra en diferentes tipos de consistencia: ligera, regular, y tipo masilla (putty). Supera por lo tanto ventajosamente en propiedades a las siliconas de condensación (22).

Tiene como componentes: Base, polímero de mediano peso molecular y grupos de silánicos terminales. Relleno, sílice coloidal. Catalizador, polímero de mediano peso molecular y grupos vinílicos. Acelerador, ácido cloro-platínico.

Características: Libera hidrógeno, por lo tanto, el vaciado se debe realizar una hora después de tomada la impresión a fin de que el hidrógeno no afecte el yeso en superficie. Es un polivinilo siloxano. No libera subproductos. Su relleno es sílice coloidal. Generalmente hidrofílico. Reproducción de detalles de 0,02 mm. Cambios dimensionales 0.5%.

Ventajas: Excelente estabilidad dimensional. Son de los materiales más exactos disponibles. Alta recuperación a la deformación. Olor y sabor agradables. Disponibles en dispositivo de automezcla. Cambios dimensionales 0.5%.

Desventajas: Precio. Sensibles a contaminantes. Liberación de hidrógeno durante la polimerización por lo tanto el vaciado no puede ser inmediato.

La silicona de adición es el material de impresión de mayor uso en las clínicas (para la impresión sobre implantes) en sus dos consistencias; pesada o putty y fluida o flow (2, 24).

- Silicona pesada, viene en dos envases separados donde uno contiene la masa tipo base y el otro es la masa tipo reactivo. Al mezclarlas mediante un amasado homogéneo se consigue su endurecimiento.



Figura 1.20 Silicona de adición

- Silicona fluida viene en cartuchos separados, la masa base de la masa reactiva que se mezclan automáticamente en pistola o máquina mezcladora.

En la Figura 1.20, se aprecia en la parte superior un envase con el cartucho de la silicona fluida, y en la parte inferior dos tarrinas cilíndricas donde se halla la silicona pesada.

POLIÉTER

Son materiales que se componen de un polímero de polieter con anillos reactivos, cuya reacción de polimerización es de cadena cruzada al entrar en contacto con un ester aromático, sulfonato⁽²³⁾. El material tiene sus limitaciones por su bajo escurrimiento y rigidez al polimerizar. Es un material monofásico, la toma de impresiones con un material monofásico siempre nos asegura que no va a existir ninguna interfase entre el material que introducimos en la boca con jeringa y el que colocamos en la cubeta, ya que es exactamente el mismo, de la misma consistencia, y con la mezcla de los aparatos automáticos la preparación es la misma. Los materiales elastoméricos monofásicos permiten una fácil aplicación clínica y la manipulación automática en la mezcla del material ofrece una seguridad mayor de exactitud en la dosificación de mezclado. El poliéter es un material de impresión considerado rígido con la excepción de los materiales de viscosidad mediana o regular, los cuales son más flexibles. Actualmente, los fabricantes han introducido una nueva versión del poliéter con el término soft, con la finalidad de mejorar su comportamiento clínico, incluyendo una remoción más fácil de la boca.

Composición: Base: Poliéter con anillos terminales de etileno amina. Relleno de Sílice. Un plastificador con relleno de etalato de glico éter. Acelerador o catalizador: Sulfato aromático y dicloro benceno. Diluyente: Elemento para dar consistencia adecuada al material es el flalato de octilo y metilcelulosa.

Características: Viene en una sola consistencia. Su excesiva rigidez puede causar malestar a la desinserción. Existe en la actualidad un poliéter denominado Génesis (Denstply®) que es de fotocurado.

Ventajas: Excelente estabilidad dimensional. Alto nivel de fidelidad. Polimerización rígida, lo que previene la distorsión. Resistencia al desgarro. Es hidrofílico. No requiere equipo especial. Línea de terminación bien visible. Fraguado rápido. Buena estabilidad dimensional, el vaciado puede aplazarse.

Desventajas: Olor y gusto desagradables. Difícil manipulación. Material rígido de difícil remoción de boca. Alta deformación permanente. Se distorsiona con desinfectantes. Relativamente caros. Ideal usar con cubeta individual. Sectores retentivos deben taparse.

C) Poste de impresión

La parte activa del implante como ha de ser copiada, durante la impresión, los fabricantes nos proporcionan un elemento que se adapta a esta zona. Este elemento es el transportador o poste de impresión el cual es retenido y sujetado en la impresión por el material de impresión.

En la Figura 1.21 se muestran transportadores y remarcado con el anillo rojo, el área que se une o contacta con la cabeza de los implantes, diferenciando los de conexión externa (izquierda) de los de conexión interna (derecha).



Figura 1.21 Transportadores para la conexión externa/interna

POSTE DE REPOSICIÓN

Es el poste de impresión para cubeta cerrada. Es un vástago que tiene dos partes. Una parte pequeña, fina, con rosca o espiras que va a introducirse en el implante, actuando a modo de macho y el implante de hembra. Y otra parte que es un vástago prominente de 12 mm. de alto, que asienta sobre el hombro del implante y que tienen como finalidad prolongar la ubicación del eje mayor del implante.

Este poste transfiere la ubicación del implante, pero no la posición, dado que al introducirse de forma roscada no refleja la posición del hexágono que posee el implante, por ende, copia la posición de los tres ejes de coordenadas, pero no la rotación, reseñar que existen otros postes de reposición que registran el hexágono, la clave es la retentividad del cuerpo del pilar. Se adapta perfectamente al implante tras enroscarlo y actúa como una prolongación del implante. A este tipo se le llama *coping* de reposición.

Si bien este tipo de poste es el más común, también existe otro el cuál consta de dos partes, un pseudocilindro hueco que sí tiene la forma hexagonal en su base, que se adapta al hexágono del implante, y un tornillo pasante que se queda al ras de la parte coronal del pseudocilindro. Prolongando igual que el anterior la posición del implante.

En la Figura 1.22 podemos observar un ejemplo de poste de recolocación de una sola pieza, y como se adapta sobre un análogo.



Figura 1.22 Poste de reposición con análogo

POSTE DE INCLUSIÓN

Este poste es así llamado porque se va a quedar dentro del material de impresión, está formado habitualmente por dos estructuras independientes; Poste de impresión propiamente dicho, que es un pseudocilindro hueco de 10 mm de alto por un diámetro de 4,1 mm, que se adapta perfectamente a la cabeza del implante, parte activa. Y el otro elemento es el tornillo pasante de unos 12 mm de altura que entra en la oquedad del pseudocilindro, teniendo como finalidad fijar e impedir la movilidad entre el pseudocilindro y el implante. Las medidas pueden variar en función de cada casa comercial, así como del diámetro del implante Figura 1.23 (14, 25).



Figura 1.23 Poste de inclusión

1.2.2.2 Técnica de toma de impresiones manual

Con el fin de conseguir la mayor precisión en el copiado, se han desarrollado distintas técnicas de impresión; técnica indirecta o de reposición (15, 17, 25-27) y técnica directa o de extracción (15, 17, 25-27), como las más habituales. Existen más, entre otras la técnica desarrollada por el autor de la presente tesis (4). A día de hoy no hay un consenso acerca de la cuál es la mejor técnica de impresión, en el trabajo de grado del doctorando se compararon estas técnicas y se discutió su aplicación diferencial (28).

A) Técnica indirecta:

También conocida como método de recolocación o de cubeta cerrada (18,30). Se denomina técnica de cubeta cerrada ya que la cubeta no está perforada en ninguna de sus partes.

La técnica de impresión se hará: trabajando en la boca del paciente se descubren los implantes, Figura 1.24A, se coloca el poste de impresión, Figura 1.24B, sobre el implante enroscándolo directamente, Figura 1.24C, quedando el poste retenido en el implante. Siendo una prolongación del eje longitudinal del implante en la boca.

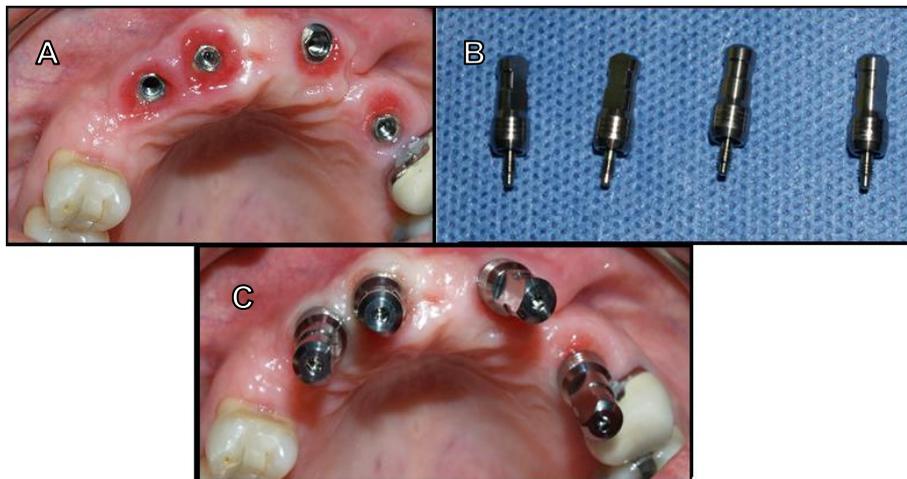


Figura 1.24 Colocación postes de reposición

Se procede a la preparación de la silicona pesada como material de impresión y la colocación de la misma en la cubeta. Si bien es un único material, se usan dos consistencias; silicona pesada que se pone en la cubeta, Figura 1.25A, y silicona fluida colocada sobre el poste de impresión, Figura 1.25B.

Acto seguido se introduce en la boca la cubeta estándar metálica con la silicona pesada, se posiciona sobre los elementos a copiar y se ejerce una presión hasta la correcta ubicación de la misma.

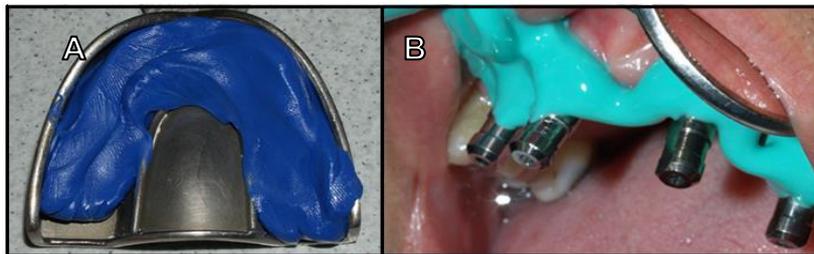


Figura 1.25 Presentación de la silicona

Una vez que el material de impresión ha fraguado o endurecido se retira la cubeta de la boca del paciente. La silicona fluida copia los elementos que precisan mayor detalle, pues al ser fluida se introduce mejor por cualquier grieta, fisura o rugosidad. La silicona pesada copia los elementos más brutos y nos brinda un confinamiento para la fluida.

En la cubeta nos van a quedar marcados en bajo relieve las estructuras dentales, tales como: dientes, encía, mucosa, poste de impresión...

Hay que resaltar que, en este tipo de técnica, una vez retirada la cubeta del paciente el poste de impresión se queda en la boca y hay que reposicionarlo en la cubeta.

Se desenrosca el poste de impresión del implante y a continuación anexarle el análogo (réplica del implante), es decir, tendríamos en el mano unido un implante de laboratorio (análogo) y el poste de impresión. La forma de anexarle es al igual que en la boca enroscando uno sobre otro, Figura 1.26A.

Una vez realizado este complejo poste-análogo se introduce en el bajo relieve de la cubeta marcada en la silicona, Figura 1.26B. Por ello a estos postes se les llama poste de reposición (31), ya que reposicionan la situación del implante de la boca en una impresión. Ahora la impresión se manda al técnico dental, dónde se practicará el vaciado.

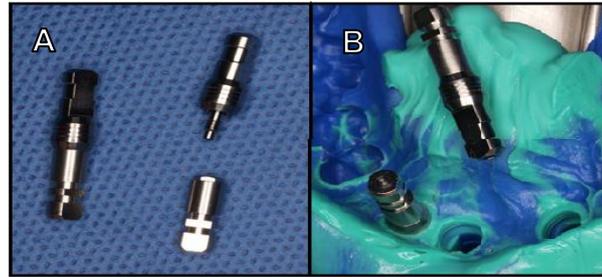


Figura 1.26 Colocación de postes en impresión

B) Técnica Directa:

Habitualmente llamada como método de extracción o de cubeta abierta (32, 33), para este tipo de impresión se requiere de una cubeta individual o individualizable, que ha de tener una comunicación desde su cara interna con la cara externa para que por ese orificio emerja el tornillo del poste de impresión, (cubeta abierta).

Si bien no es estrictamente necesario, esta impresión puede usar una cubeta individual de acrílico, para lo que será necesaria una visita previa del paciente, donde se tomará una impresión convencional de la boca, Figura 1.27A. Esta impresión se hace de la forma más sencilla y económica posible, normalmente usando una cubeta estándar y alginato Figura 1.27B.



Figura 1.27 Impresión con alginato

La cubeta transporta el alginato, se lleva a la boca del paciente y una vez presentado se espera a que endurezca antes de ser retirado. Al retirarla se observará las marcas o bajo relieves de los elementos bucales.

En esta impresión se realiza un vaciado de yeso común y tras su endurecimiento y posterior separación del alginato, se obtiene un modelo primario, y sobre este modelo confeccionaremos una cubeta individual.

En una segunda visita en el caso de usar cubeta individual, o en la primera si usamos cubetas individualizables, se coloca el poste de impresión sobre la cabeza del implante en la boca del paciente. Atención a este paso, es de vital importancia (14), hay que ser muy cuidadoso y verificar que está perfectamente asentado y sin movilidad.

Se aprecia en la Figura 1.28A las dos partes del poste de impresión en Figura 1.28B la adaptación en el implante y en Figura 1.28C como atraviesa el poste la cubeta.

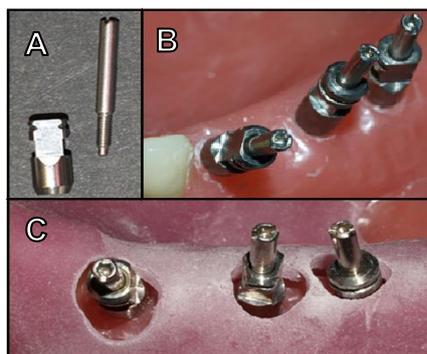


Figura 1.28 Poste impresión sin y con cubeta

Se procede a la preparación del material de impresión y se lleva la cubeta con el material de impresión a la boca del paciente, se posiciona correctamente y se ejerce una presión suficiente para que el material se adapte y el poste emerja por las ventanas de la cubeta. Una vez fraguado el material se desenrosca el tornillo pasante y se saca, acto seguido la impresión se retira de la boca. En este caso el pseudocilindro del poste de impresión se queda retenido dentro de la masa del material de impresión que está dentro de la cubeta.

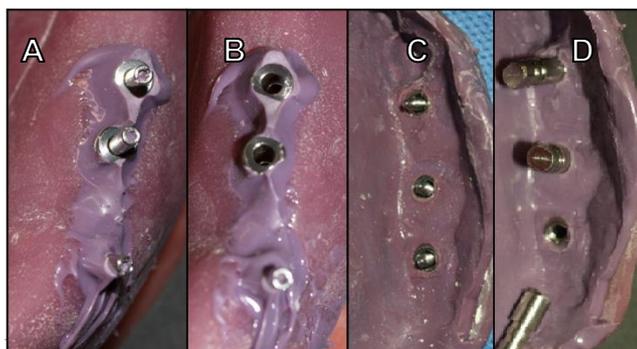


Figura 1.29 Detalle de la impresión y colocación de análogo

Con la impresión en la mano, se procede a colocar el análogo. Se presenta el análogo sobre el poste dentro de la cubeta, se introduce el tornillo pasante y se aprieta. En la Figura 1.29A vemos como está la cubeta en la boca, Figura 1.29B se retira el tornillo pasante, Figura 1.29C imagen con el poste dentro de la cubeta, Figura 1.29D colocación de los análogos.

Toda esta estructura se manda al técnico dental, donde se practicará el vaciado para la obtención de la réplica.

Esta técnica es más precisa que la anterior (18, 22, 28, 30), pese al engorro de hacer venir al paciente una cita más y de necesitar unas cubetas específicas (plástico, teflón metálicas desmontables) y la mayor dificultad.

C) Técnica Experimental:

En esta técnica se combinan las ventajas de distintas técnicas, tiene como fin rentabilizar recursos, mejorando exactitud. Se considerará como experimental al ser de reciente incorporación (4).

Se precisa de cubeta individual de acrílico con orificios en la posición para que emerja el calcinable o UCLA. La gran adaptación de estas cubetas a la boca (14), permite que el material de impresión copie mejor al estar más adaptado. El poco espacio que queda para el confinamiento hace que la luz existente entre la cubeta y los tejidos orales sea ínfima, en la Figura 1.30 se representa la luz en color blanco.



Figura 1.30 Esquema de luz entre cubeta y modelo

Un aspecto de relevancia en esta técnica es la cubeta que se usa como: elemento de contención del material de impresión, es decir, como cubeta propiamente dicha, y como férula rígida a la que se van a unir los pilares.

La cubeta ha de poseer unas características determinadas, como son: Ventanas, por donde emerja el poste de impresión. Perforaciones, con un diámetro de 1 a 1,5 mm, repartidos en toda su superficie para introducir el material de impresión. Horadada en su parte interior excepto en los últimos milímetros de los flancos, de forma que imita al reborde de las cubetas rígidas metálicas estándar, para que exista una luz entre la cubeta y el modelo de yeso, ayudando a retener al material de impresión. También será atraumática y sin asa.

Se aprecia en la Figura 1.31, vista desde sus dos caras, las perforaciones mayores para que sobresalga el poste y las menores por donde se inyecta el material.



Figura 1.31 Cubeta perforada con y sin modelo

En vez de usar postes de impresión se usa el UCLA o calcinable para transferir la posición del implante.

La técnica requiere de una visita previa del paciente, donde se le tomara una impresión convencional de la boca usando una cubeta estándar y alginato. En esta impresión se realiza un vaciado de yeso convencional, y sobre este se confecciona la cubeta individual.

Se puede ver en la Figura 1.32A el estado inicial de la boca, en la Figura 1.32B la obtención del modelo primario, y en la Figura 1.32C la cubeta individual construida sobre ese modelo.

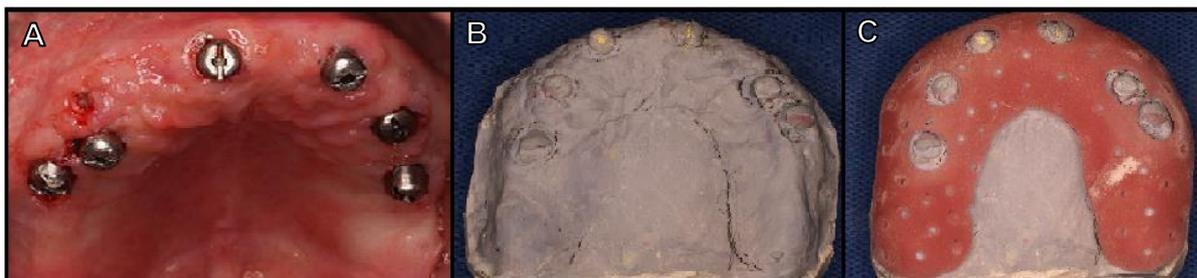


Figura 1.32 Boca del paciente, su modelo de trabajo y modelo con cubeta

Posteriormente en una segunda cita se coloca la cubeta en la boca, y sujetándola manualmente se van colocando los pilares calcinables, directamente sobre la cabeza del implante.

Una vez colocados los pilares se procede a ir rellenando la luz que queda entre los mismos y la cubeta individual con acrílico de baja contracción para que se queden fijados a la cubeta. De esta forma la cubeta se queda retenida en la boca por los calcinables. Se muestran dos ejemplos de acrílicos autocurables de baja contracción en la Figura 1.33.



Figura 1.33 Variedades de acrílico

La resina o acrílico que se usa para fijar el calcinable a la cubeta, ha de poseer la propiedad de no sufrir distorsiones. Durante el proceso fraguado la masa sufre unas alteraciones físicas y químicas; se produce una reacción exotérmica (liberación de calor) y esta reacción provoca contracción o expansión de la masa (23). Si lo sufriera se estaría alterando la posición del implante.

Una vez fijada la cubeta a los calcinables queda un espacio entre la cubeta y los tejidos. En este espacio se va inyectando silicona de adición fluida de viscosidad media o ligera para que corra o fluya, transportada por la pistola de mezcla con la cánula intrabucal.



Figura 1.34 Cubeta presentada e impresión

Se muestra en la Figura 1.34A la colocación de la cubeta en boca, Figura 1.34B utilización del acrílico para sujetar la cubeta a los calcinables, 1.34C inyección de silicona a través de los orificios.

Una vez fraguada la silicona, procedemos a retirar de la boca el complejo cubeta-pilares UCLA. Primeramente, desenroscando y retirando los tornillos de sujeción de los calcinables, y posteriormente retirando la cubeta de la boca. Ver Figura 1.35.



Figura 1.35 Impresión

Con la impresión en la mano, procedemos a colocar la réplica del implante, posicionándolo con mucho cuidado y sin ejercer presiones. Una vez puesto se introduce el tornillo pasante y se aprieta para que quede unido el análogo al calcinable. Tras esto la impresión se remite al técnico dental, donde se practicará el vaciado de la impresión.

1.2.2.3 Obtención del modelo de trabajo

Continuando con el mismo orden del apartado anterior describiremos los materiales necesarios y posteriormente la técnica.

A) Materiales para el vaciado:

YESO

El yeso, sulfato de calcio dihidratado, es un mineral cerámico presente en la naturaleza en forma muy abundante. Tiene estructura cristalina (cristales de forma monoclinicas) (14).

Para ser usado como material odontológico debe ser tratado para lograr la pérdida de medio mol de agua y se transforma en hemihidrato, sulfato de calcio hemihidratado o escayola. Hay distintos tipos de yesos según la deshidratación que hayan sufrido, de menor a mayor van desde Yeso Tipo I hasta Yeso Tipo V o sintéticos (21).

El yeso tipo IV o densita: es el que se suele usar para confeccionar los modelos (6). Está compuesto por partículas finas que le otorgan una mejor precisión en el copiado de superficies, por su gran dureza frente a otros yesos (21).

Posee además aceleradores de fraguado, reguladores de la expansión y colorantes, para que den contraste. Necesita endurecer rápidamente, y tener buena estabilidad dimensional. Tiene alta resistencia, y la capacidad de copia es de 75 μ m y de expansión: 0,15% (14).

Es importante remarcar algunas consideraciones para la manipulación de este material. La primera es con respecto a la relación agua/polvo, ya que un exceso de agua produce un yeso de menor resistencia. El tiempo de mezcla es también importante, pues aumentando o disminuyendo el mismo se reduce la resistencia del material fraguado. Un tiempo de mezcla insuficiente hace que la masa no sea homogénea y que el agua no humecte bien las partículas de polvo, por lo que la estructura cristalina que se forma no tiene cohesión. Y una mezcla prolongada hace que se rompan los cristales ya formados, dando lugar a una estructura más débil.

En la Figura 1.36 se muestra un envase de yeso tipo IV de los comúnmente usados en clínicas y laboratorios para la fabricación de modelos de trabajo.

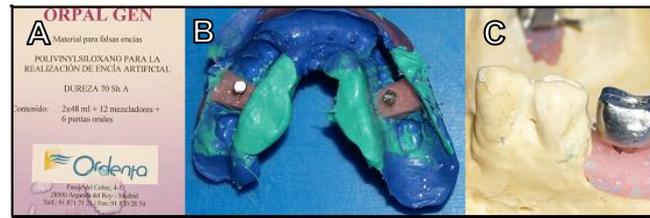


Figura 1.36 Yeso tipo IV Figura 1.37 Silicona de modelo y su uso junto a implante

SILICONAS DE MODELO

Son siliconas que se usan en laboratorio para las zonas que están en contacto con la prótesis. Con el fin de que imiten a la resiliencia de la encía.

En la Figura 1.37A se muestra una de las marcas de silicona de laboratorio, Figura 1.37B como queda puesta en la cubeta, Figura 1.37C ya en modelo patrón con la prótesis en su etapa de estructura metálica.

CUBA DE ULTRASONIDOS

Una vez pasada la etapa de transporte la impresión llega al laboratorio, se introduce en una cuba ultrasónica llena de un líquido desinfectante, normalmente suele ser un amonio cuaternario. La cuba trabaja produciendo una frecuencia ultrasónica que descontamina la impresión. Etapa importante pues la cubeta arrastra elementos y microorganismos patógenos del paciente (23).

Se ha de cuidar que el elemento desinfectante no altere las propiedades del material de impresión., podemos ver un ejemplo de cuba en la Figura 1.38



Figura 1.38 Cuba ultrasónica



Figura 1.39 Vibrador

VIBRADOR

Para que no se formen burbujas de aire al verter el yeso y que éste se distribuya y llegue a todos los rincones de la impresión por finos que sean, se usa una máquina que es el vibrador. Se aprecia un modelo en la Figura 1.39.

La impresión se posiciona sobre esta máquina, sujeta por el operador y con la otra mano se va vertiendo el yeso.

MEZCLADOR DE YESO

El acto de mezclar el yeso se puede hacer de forma manual, el más comúnmente usado, o mecánico.

El manual consta de: una taza y de una espátula en la que introducido el polvo del yeso y el agua se espátula manualmente para conseguir una masa homogénea. Vemos en la Figura 1.40 un tipo de tazas y espátulas.



Figura 1.40 Espátulas y tazas de mezclado

De ser mecánico se usa un mezclador, en donde: el operador agrega la cantidad de polvo y líquido y tras el encendido de la máquina, automáticamente se mezclan los compuestos formándose la masa, en condiciones de vacío. Observar la Figura 1.41 donde se muestra una mezcladora mecánica.



Figura 1.41 Mezcladora

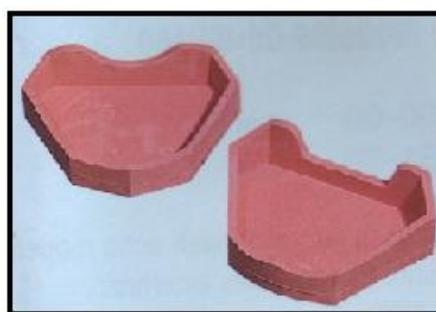


Figura 1.42 Zócalos

ZÓCALO

Una vez realizada la mezcla y rellena toda la oquedad de la impresión con el yeso se hace un zocolado o base. Con esta base se podrá trabajar durante la etapa de fabricación de una forma más ergonómica.

Los zócalos, ver Figura 1.42 consisten en unos recipientes de goma, con una base y unas paredes sobre el que se echa el yeso y lo confina para que no se derrame, y en esa masa se superpone la impresión ya vaciada y fraguada, quedando al final toda una misma estructura.

B) Técnica de Vaciado

Se pone encía artificial para que simule la resiliencia de la boca en el modelo (silicona de modelo) en la zona donde están los implantes, se espera de 2 a 3 minutos a que endurezca, y si ha quedado alguna rebaba se recorta con una cuchilla. Ver Figura 1.43A.

Posteriormente se mezcla y esta masa se va vertiendo de poco en poco sobre la impresión, se puede apreciar en la Figura 1.43B. Para que no queden burbujas de aire dentro de la masa se apoya la cubeta sobre el vibrador al mismo tiempo que se va vertiendo la mezcla.

Una vez cubierto todo el volumen de la impresión con el yeso se deja durante un tiempo para que fragüe y endurezca.

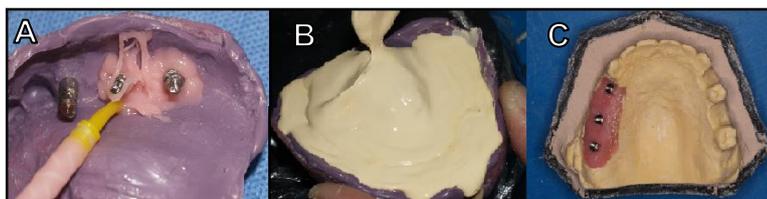


Figura 1.43 Proceso de vaciado

Teniendo el yeso fraguado se despegamos de la impresión, y se coloca sobre el zócalo el cual previamente lo hemos relleno con yeso, ver Figura 1.43C. El yeso para el zócalo puede ser el mismo que para el modelo o de calidad inferior, pues el zócalo no es una parte activa del modelo de trabajo. Cumple solamente la función de ayudarnos a la manipulación durante el proceso de fabricación de la prótesis.

Una vez endurecido tenemos el modelo réplica o positivo de la boca. Sobre él vamos a trabajar para crear la prótesis del paciente. Se muestra en la Figura 1.44.



Figura 1.44 Modelo de trabajo

1.2.3 Impresión y obtención de modelo de trabajo digitalizado

Con la llegada de la informática se evoluciona hacia la desaparición de los procesos manuales y el uso de sistemas digitales, tanto de toma de impresión como en la confección de modelos de trabajo y estructuras protésicas.

La impresión digital constituye el primer paso de los sistemas CAD/CAM. Las siglas CAD/CAM se refieren a la técnica de producción que integra los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas. Tienen su origen en la lengua inglesa o lo que es igual: diseño dirigido por ordenador/fabricación dirigida por ordenador (34, 35).

En 1971, se introdujo en la Odontología de forma experimental la tecnología CAD/CAM, aplicándose a la misma desde hace algo más de 30 años (36, 37). Su mayor aportación la ofrece en los ámbitos de prótesis dental y cirugía implantológica, aunque también cabe destacar su constante evolución y sofisticación en la cirugía ortognática y en la ortodoncia (38). Los sistemas CAD/CAM han supuesto una auténtica revolución en el día a día de la odontología moderna, ofreciendo múltiples ventajas en su aplicación dental.

Los sistemas CAD/CAM constan de tres pasos bien definidos:

1º. Digitalización: del muñón/modelo sobre el que se pretende confeccionar la restauración.

2º. Diseño por ordenador: Constituye la fase "CAD", que consiste en la realización del diseño de la restauración virtualmente por ordenador. Se realiza mediante el software específico de cada sistema (35, 39).

3º. Mecanizado: Se considera la fase "CAM", que hace referencia a la fabricación de la restauración con un sistema de fresado o sinterizado asistido por un ordenador.

Continuando con la secuencia usada en el apartado anterior empezaremos hablando de los materiales usados para la toma de impresión seguido de la técnica de toma de impresión y finalmente del modelo.

1.2.3.1 Materiales de impresión digital

La aplicación de las nuevas tecnologías está revolucionando el mundo de la odontología, uno de esos grandes avances es el que permite copiar los tejidos dentales y sus anexos de forma digital gracias a los escáneres. La Figura 1.45 muestra esquemáticamente los distintos tipos de escáneres.

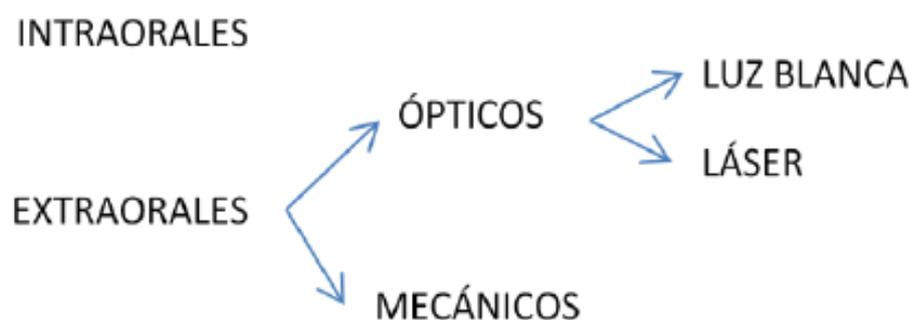


Figura 1.45 Tipos de escáneres

A) Escáner intraoral

Son cámaras que van haciendo un copiado de las áreas por las que se pasa sin la necesidad de tener que colocar cubetas que mantienen el alginato, silicona, o polieter en la boca del paciente, evitando náuseas y demás sensaciones desagradables (34), Figura 1.46



Figura 1.46 Escaneado intrabucal

Según la forma de capturar la imagen se pueden agrupar (40):

- Imagen de video: se va pasando el escáner y va copiando como si fuera un video.
- Fotográficos: al irlo pasando el escáner va haciendo fotografías que luego las interpreta para sacar una imagen tridimensional
- Video y foto: trabaja como un video y a la vez hace fotos.

Ver Figura 1.47 en la que se aprecia de qué forma actúan los sensores ópticos del escáner, en el caso de f1 y f3 el lector actúa por medio de fotografías, representando la acción de copiado a través del cono de imagen y en f2y f4 copiado usando la técnica de video captura.



Figura 1.47 Tipos de captura

La técnica de uso consiste en introducir el escáner óptico en la boca del paciente y sin contactar con ningún elemento ir desplazando por toda la boca. Según se va pasando va copiando los tejidos y los reproduce en la pantalla (41).

En la Figura 1.48 se aprecia cómo se está pasando el escáner en la boca de un paciente y como se reproduce en la pantalla del ordenador, y en la Figura 1.49 una visión más detallada del escáner emitiendo luz, que en este caso es de color azul, para saber por dónde se está pasando.

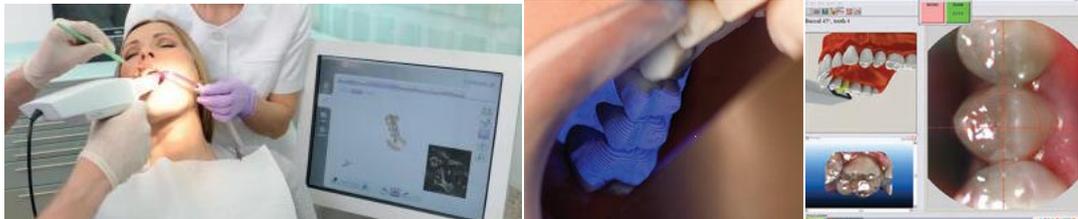


Figura 1.48 Escaneado de la boca

Figura 1.49 Imagen del escaneo

Según el tipo de escáner se precisa o no colocar en las superficies a copiar un polvo para quitar el brillo, para conseguir que haya contraste (42). Esto es así porque como todos los sistemas informáticos trabajan en modo binario, lo que realmente está copiando es una imagen que según la diferencia de contraste o luminiscencia la identifica con un color y una forma, la aparición de reflejos altera este hecho. Se muestra en la Figura 1.50 una variedad de polvo de titanio para reducir el brillo en formato de espray.



Figura 1.50 Espray de polvo

Como hoy en día la odontología se ha incorporado a la conocida "revolución digital" ha dado lugar a cambios sustanciales en la clínica dental. En el ámbito de las impresiones, se han desarrollado numerosos sistemas digitales que permiten obtener réplicas de los tejidos de la cavidad bucal de forma muy precisa y fiable (43). Detallaremos los sistemas más usados en la actualidad:

Sistema Cerec®: Las siglas de Cerec® hacen referencia a los términos anglosajones *Chairside Economical Restoration Esthetic Ceramics*, (**CE**ramic **RE**Construction), es decir, restauración cerámica de la sustancia dentaria perdida. El sistema Cerec es comercializado por Sirona Dental Systems, aunque desde su creación hasta 1997 perteneció a Siemens. Constituye el método de CAD/CAM más utilizado actualmente. Éste tiene la capacidad de realizar impresiones digitales y crear restauraciones dirigidas por ordenador directamente en el consultorio (44).

Tras pasar por varios modelos hoy se puede encontrar los modelos Cerec Omnicam® and Cerec Bluecam® (45), Figura 1.51.



Figura 1.51 Cámaras Omnicam y Bluecam

LAVA Chairside Oral Scanner C.O.S.®; El sistema LAVA™ Chairside Oral Scanner C.O.S. es fabricado por 3M ESPE®. Consiste en una unidad de escaneo exclusivamente para la toma de impresiones digitales en el consultorio (43).

Se trata de un sistema de captación de video 3D en movimiento, basado en el principio de *Active Wavefront Sampling* (46). El escáner Lava COS captura imágenes a gran velocidad, pudiendo obtener hasta 20 imágenes 3D por segundo, o cerca de 2.400 imágenes por arcada. Consta de un captador o emisor láser que, en su parte antero-inferior presenta tres cámaras que realizan grabaciones simultáneas desde tres posiciones geométricas distintas (47), Figura 1.52



Figura 1.52 Escáner LAVA C.O.S.

iTero®: El sistema de impresión digital iTero de la casa fabricante Cadent®, combina tecnología de fibra óptica y láser para la toma de la impresión digital en tiempo real, la cual elimina la necesidad del uso de medio de contraste. Este sistema también permite la fabricación de todo tipo de restauraciones en el laboratorio con cualquier tipo de material cerámico, zirconio o metal (43).

Consta de un carro que lleva incorporado un pequeño compresor de aire, el cual proporciona un flujo de aire sobre la lente del escáner para evitar que se empañe y así, proporcionar un enfriamiento. Debido a esto, el escáner es más largo y pesado. El escáner de iTero se basa en un concepto conocido como “imagen confocal paralela”. Esta tecnología es capaz de capturar todo tipo de materiales que se encuentren en la boca, desde el esmalte más traslúcido hasta la dentina más difusa, pasando por restauraciones de amalgamas, oro, resina y los tejidos blandos, todo esto con la misma precisión y sin necesidad de una capa que produzca dispersión de la luz uniforme, pues no necesita polvo de óxido de titanio para obtener una superficie sin reflejos (48), Figura 1.53.



Figura 1.53 Escáner iTERO

E4D Dentist®; El sistema E4D Dentist es de la casa fabricante D4D, el cual permite la toma de impresiones digitales directamente en la boca del paciente, con la capacidad para escanear una impresión o un modelo. Este sistema utiliza tecnología láser capturando imágenes desde múltiples ángulos, con un mínimo de nueve escaneos, lo que elimina la utilización de medio de contraste (49).

Esta unidad tiene el programa DentaLogic® que crea un modelo virtual y permite ver cómo es realmente el esmalte en los márgenes, y el programa Autogenesis que diseña la restauración definitiva. El digitalizador intraoral se configura como una tomografía de coherencia óptica (OCT) o sensor confocal (43), Figura 1.54.



Figura 1.54 Escáner E4D Dentist

3SHAPE TRIOS®; El escáner intraoral TRIOS® comercializado por la casa 3Shape, se presenta en el mercado como uno de los sistemas de impresiones digitales más innovadores de la actualidad. Éste proporciona un escaneado optimizado libre de polvos para una amplia variedad de indicaciones dentales incluidas las restauraciones intracavitarias, coronas parciales, coronas (con preparaciones subgingivales), puentes, restauraciones temporales, encerados diagnósticos, revestimientos (*veneers*), casos de implantes y más.

Trios® utiliza la tecnología Ultrafast Optical Sectioning™ (Tecnología óptica ultrarrápida de seccionamiento 3Shape), que capta más de 3.000 imágenes en 2D por segundo, permitiendo obtener escaneados precisos de forma rápida (un cuadrante entero en 180 segundos). El sistema funciona según el principio de la microscopía confocal, con un tiempo de escaneado rápido. La fuente de luz proporciona un patrón de iluminación para provocar una oscilación de la luz en el objeto (43), Figura 1.55.



Figura 1.55 Escáner 3SHAPE TRIOS

Zfx IntraScan®; Zfx IntraScan es otro de los sistemas actuales para la toma de impresiones digitales. Consiste en una pieza de mano ligera (600 gramos), conectada a un ordenador portátil mediante un cable. Este escáner combina los escaneos individuales generados, (un solo escaneo en menos de 0,1 segundos), de los tejidos duros y blandos de la boca en tiempo real y transmite los datos obtenidos de forma rápida al ordenador, consiguiendo así un modelo tridimensional virtual que se puede visualizar y revisar en el monitor. El modelo se crea en menos de un minuto (43).

Este sistema se caracteriza por presentar microscopía confocal combinado con la detección de efectos Moiré. Además, posee una lente climatizada que evita el vaho y otra de las ventajas es la compatibilidad que presenta con diversos sistemas de implantes (50), Figura 1.56.



Figura 1.56 Escáner Zfx IntraScan

IOS FastScan®; El IOS FastScan, comercializado en 2010 por las compañías Glidewell Laboratorios y Tecnología de IOS, presenta una cámara intraoral que escanea 40 mm por segundo, con la peculiaridad de que se mueve automáticamente, sin que tenga que hacerlo el operador.

Este movimiento de la cámara dentro de la varita constituye una de las grandes ventajas de este sistema respecto a sus competidores, pues permite optimizar la estabilización de la imagen (43), Figura 1.57.



Figura 1.57 Escáner IOS FastScan

B) Escáner extraoral

Los escáneres extraorales digitalizan los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional (43), ver Figura 1.58.



Figura 1.58 Escaneo de modelo tras el vaciado de la impresión

Un escáner 3D realiza múltiples fotos desde diferentes ángulos, luego por software realiza un "matching" o encuentro entre las fotos para crear un modelo virtual sobre el que trabajaremos. La precisión es extraordinaria, pero es importante resaltar que lo que no se ve tampoco lo lee el escaneo; de ahí la importancia de los modelos desmontables, pues permiten sustraer temporalmente partes del modelo para facilitar el acceso del escáner.

Los escáneres 3D pueden ser:

- Según el archivo que producen:

Cerrados, te obligan a desarrollar tus proyectos con un software específico, no eres libre de elegir y has de terminar siempre con su sistema, ejemplo 3Shape, InEos.

Abiertos: producen los archivos en formato estándar STL, y pueden ensamblarse con cualquier sistema abierto, a corto plazo salen más baratos y sus proyectos pueden diseñarse y fresarse con cualquier fresadora STL.

STL (STEREOLITOGRAPHY) es un formato estándar de desarrollo CAD, muy extendido y común, soportado por la mayoría de los softwares de desarrollo CAD del mercado (51).

- Según el movimiento:

En cuanto a si la ubicación (movimiento) del modelo ante la cámara del escáner (o sensor) se realiza manualmente o mediante el mouse del ordenador, los escáneres pueden ser: manuales, semiautomáticos y automáticos.

- Si existe contacto o no:

3D táctil por contacto directo; una bola de iridio va tocando la superficie y esta palpación la trasmite al ordenador creando un modelo virtual.

Escáner confocal, se trata en realidad de un subtipo de los escáneres de luz estructurada o del láser. Es una técnica óptica utilizada para aumentar la resolución y el contraste mediante iluminación puntual y un cono para eliminar la luz ajena a la fuente. La ventaja principal es que permite leer detalles estrechos del modelo de estudio (52).

Escáner 3D óptico, de láser y de luz estructurada, los más usados, estos, utilizan siempre algún tipo de radiación electromagnética, generalmente luz, para realizar sus mediciones. Estos escáneres, en comparación con los de contacto, son muy rápidos y no distorsionan la superficie escaneada, puesto que lo único que contacta es la luz emitida. Sin embargo, la luz sí se puede ver afectada por la superficie. Las superficies traslúcidas devuelven luz al escáner no sólo por reflexión, sino también por refracción, lo que puede alterar la medición. También pueden verse afectados por las superficies muy brillantes (53).

Escáneres de luz estructurada/blanca: ejemplos de este tipo de escáner son Lava Scan de 3M, Imetric 3D, KaVo, etc. Estos escáneres, en comparación con los de luz láser, tienen en principio su mayor exactitud debido a que cuentan con más información, al disponer de multitud de bandas que se van orientando con distintas angulaciones, al contrario que los de luz láser, que proyectan una única banda de luz. Se ven afectados por las superficies brillantes o traslúcidas, con lo que generalmente es necesario utilizar un espray para eliminar los brillos del modelo.

Escáneres de luz láser, algunos ejemplos de este tipo de escáner son: 3Shape, Wieland.Zeno, Cynoprod, etc, (52). Hay autores que afirman que este tipo de escáneres produce menos reflejos en la superficie del modelo, que es algo perjudicial para el escaneado (54). Funcionan proyectando un punto de luz sobre el modelo y observando mediante una cámara la altura a la que queda ese punto para deducir por triangulación la altura a la que se sitúa el punto del modelo que se está observando. Para ahorrar tiempo, en realidad lo que se proyecta es una línea de luz láser, no sólo un punto. Estos escáneres producen menos reflejos en la superficie que los de luz estructurada, en la Figura 1.59 se representa un esquema de cómo actúa el láser (55).

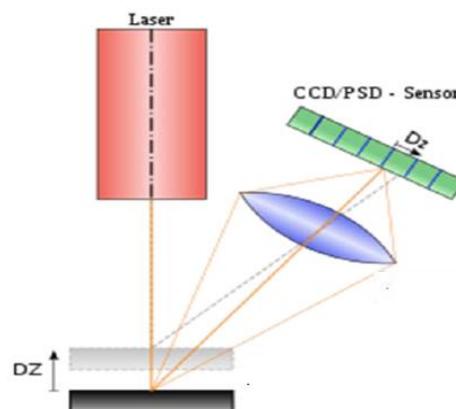


Figura 1.59 Haz de laser

C) Pilares digitales de impresión

Otro elemento necesario en la técnica de copiada digital es el *scan-body* o pilar de impresión digital. Este, sirve para transferir la posición del implante, dicho de una forma sencilla es un poste de impresión para el sistema digital. En la Figura 1.60 se ve un tipo de *scan-body* para conexión interna (izquierda) y otro para externa (derecha).



Figura 1.60 Tipo de *Scan-Body* para conexión interna/externa

Uno de los problemas que presentan los escáneres es conseguir reproducir los detalles cuando están en bajo relieve; según la profundidad del bajo relieve llegará y copiará exactamente o no el rayo (40).

Ya que lo más preciso es la conexión del implante, hablando a nivel protésico, la reproducción de la misma ha de ser exacta. Por ello se crearon estos elementos, que tienen una forma que se adapta a cada tipo de implante y convierte la conexión del implante en un sobre relieve fácil de copiar por el escáner. Figura 1.61



Figura 1.61 *Scan-Body* posicionado en boca

Posteriormente en el ordenador seleccionamos que tipo y marca de implante es el colocado y automáticamente se hace un proceso de conversión en el que desaparece el *scan-body* y aparece el implante seleccionado. El tipo de implante se describe en función de la de conexión (externa o interna) y a la anchura (3 mm., 3,3 mm., 3,75 mm...)

Obsérvese en las Figuras 1.62 el modelo virtual en el que se ve como un *scan-body* está colocado en la boca y después cómo es convertida la imagen y se elimina.

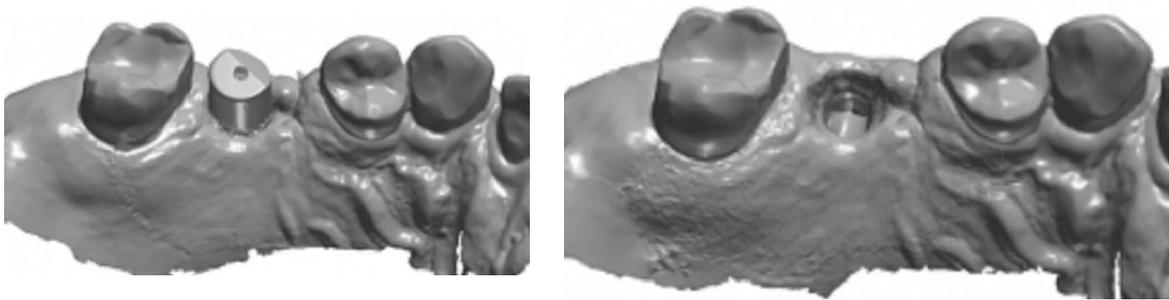


Figura 1.62 Eliminación en el modelo del *Scan-Body*

1.2.3.2 Técnica de toma de impresiones digitalizada

La toma de impresión consistiría en retirar el tornillo de cierre que está tapando al implante y colocar el *scan-body*, una vez comprobado su perfecto posicionamiento se procede a ir pasando el escáner por la boca del paciente. Ha de considerarse que no solo se ha de copiar el área de trabajo, sino también el área opuesta o antagonista, es decir, si el implante está en el maxilar inferior también copiar el superior, esto es porque al hacer la prótesis tenemos que tener la referencia de cómo y con qué muerde y del espacio que hay respecto del implante a las piezas vecinas y opuestas (56, 57).

Una vez escaneado se trabaja sobre la imagen copiada en el ordenador, introducimos modelo y marca del implante para que se elimine el *scan-body* y aparece el implante (conversión). Ahora tendríamos un modelo digital sobre el que poder empezar a construir la futura prótesis.

1.2.3.3 Obtención del modelo de trabajo virtual

Como tal no existe un vaciado de impresión porque se trabaja sobre un modelo tridimensional virtual, a través del diseño en sistemas CAD, pero de ser preciso el modelo virtual se puede transformar en real ya que la imagen no deja de ser un archivo informático STL, que se puede mandar a un centro de interpretación numérica o a una impresora 3D y transformar en un modelo real, ya que la información del archivo no deja de ser una imagen tridimensional. El material elegido para la obtención del modelo suele ser de acrílico por su reducido coste (5, 58, 59).

1.3. FABRICACION DE PROTESIS IMPLANTOLOGICA

La prótesis ha de ser lo suficientemente resistente para soportar las fuerzas que se producen en la boca sin desplazarse durante la masticación y procesos biológicos y parafuncionales. Para poder tener estas cualidades la prótesis implantológica está formada por: una estructura interna metálica, que le da la resistencia, rigidez y soporte que será distinta según el tipo de prótesis, y de un recubrimiento estético y funcional, que será de acrílico o cerámica.



Figura 1.63 Estructura metálica sin y con recubrimiento cerámico

En la Figura 1.63 se puede apreciar a la izquierda la estructura metálica de la prótesis, y en la imagen de la derecha la prótesis ya terminada con el recubrimiento cerámico.

El proceso de fabricación de la estructura metálica puede ser con la técnica convencional; colado a cera perdida o con técnicas digitales; mecanizado o sinterizado, pero independientemente de la que se elija es preciso la utilización

de un metal. Antes de describir las técnicas de fabricación hablaremos sobre los materiales usados en implantoprotesis.

1.3.1 Materiales de la estructura metálica

Una aleación es una mezcla de dos o más metales o metaloides que son mutuamente solubles en un estado de fundición (16).

En Odontología raramente se utilizan metales puros (con excepción del titanio), sino que casi siempre se utilizan en forma de aleaciones de mayor o menor complejidad (60). La estructura de una aleación será más compleja cuantos más elementos intervengan en su composición. Por lo general los elementos base del sistema son dos o tres (Cr-Co, Au-Ag, Au-Ag-Cu, etc.) y se les incorporan otros metales en proporciones variables para mejorar las propiedades de la aleación. Así se utilizan para: disminuir o aumentar el punto de fusión, mejorar la facilidad del colado aumentando la fluidez, aumentar o disminuir la dureza, mejorar el tamaño del grano durante el enfriamiento, aumentar o disminuir la rigidez y la tenacidad, aumentar o disminuir el coeficiente de expansión térmica y aumentar la resistencia y poder anticorrosivo de la aleación en estado sólido. Estos elementos modificadores se añaden en cantidades muy pequeñas y varían de unas aleaciones a otras.

1.3.1.1 Aleaciones dentales

Se han empleado distintas aleaciones en Odontología, y distintas clasificaciones de las mismas basadas, bien en su contenido de metal noble (noble, seminoble, base), en su coste (precioso, semiprecioso, no precioso) o en sus propiedades físicas (tipos I-IV). La ADA (*American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment*) divide a las aleaciones metálicas para uso dental, ver Tabla 1, en base a la cantidad de oro y otros metales nobles en la aleación (61).

Clase	Composición
De alto contenido en metales nobles	Au \geq 40% en peso
Noble	Metales nobles \geq 25% en peso
No noble o Metal base	Metales nobles $<$ 25% en peso

Tabla 1 Clasificación de los metales según el trabajo de M^a Jesús Suarez García (60)

A) Aleaciones de alto contenido en metales nobles

Poseen como mínimo un 40% en peso de oro y un 60% en peso de metales nobles. Se consideran metales nobles para uso dental el oro, el platino, el paladio, el iridio, el rodio, el osmio y el rutenio. Su resistencia a la corrosión es debida a la gran estabilidad termodinámica del oro que además aporta una facilidad para el colado y una buena ductilidad, son aleaciones de Oro-Platino (62).

B) Aleaciones nobles

No poseen un contenido en oro estipulado, pero deben contener al menos un 25% en peso de metales nobles, las empleadas en restauraciones metal-cerámica son aleaciones de Paladio-Cobre, Paladio-Plata.

C) Aleaciones no nobles

Se conocen también como metal base. Su introducción se debió al elevado coste que sufrieron los metales nobles y la plata en la década de los 70.

Contienen menos del 25% en peso de metales nobles según la definición de la ADA, pero en la práctica la mayoría no contiene ningún metal noble.

Básicamente están constituidas por níquel y cromo cobalto, con otros elementos añadidos para mejorar sus propiedades físicas y químicas. Entre estos elementos figuran: molibdeno, magnesio, aluminio, silicio, berilio, carbono, hierro, titanio, cobre, vanadio y tantalio. Estos elementos actúan como modificadores para conseguir un tipo de aleación que metalográficamente presente propiedades idóneas desde el punto de vista de facilidad de colado, tamaño del grano, dureza, resistencia, etc. El cromo es un componente obligado en ambos tipos de aleaciones porque les confiere pasividad (60).

Suponen una alternativa al empleo de las aleaciones nobles, por su menor coste y sus buenas propiedades mecánicas: fuerza y dureza elevada, mayor temperatura de fusión y menos distorsión durante la cocción de la porcelana (60).

Aleaciones de base titanio, aleaciones de cromo-níquel, aleaciones de cromo-cobalto.

Aleaciones de cromo-cobalto. Contienen como mínimo un 60% en peso de cobalto y un 30% en peso de cromo. El cobalto aporta resistencia, dureza y resistencia a la corrosión. El cromo aporta dureza y resiliencia.

Las aleaciones de cromo-níquel y cromo-cobalto tienen en general mejores propiedades mecánicas que las aleaciones nobles o de alto contenido en metales nobles (63, 64).

En la Tabla 2 se presenta la clasificación de las aleaciones no nobles según sus propiedades mecánicas (60).

Aleación	Módulo elástico Gpa (Kgf/mm ²)	Resistencia ruptura Mpa (Kgf/mm ²)	Límite elástico Mpa (kgf/mm ²)	Alargamiento (%)	Dureza (Vickers)
Co-Co-Mo	145-220 (14790-22440)	520-820 (53-83.6)	460-640 (46.9-65.3)	6-15	330-465
Cr-Ni	105-210 (15300-21420)	400-1000 (40.8-102)	225-730 (23-74.5)	8-20	210-380

Tabla 2 Propiedades mecánicas de las aleaciones no nobles según el trabajo de M^a Jesús Suarez García (60)

Se describe ampliamente la aleación de cromo cobalto y el titanio y el circonio por ser la más usada en las clínicas dentales (65, 66).

1.3.1.2 Cromo cobalto

Las propiedades que cada componente aporta a la aleación de Cr/Co son las siguientes: el cobalto eleva el módulo de elasticidad, la resistencia, la rigidez y la dureza. El cromo, es muy reactivo y forma espontáneamente con su medio y bajo algunas condiciones, un óxido estable en su superficie que constituye la llamada "capa de pasivación", dicha capa consiste en una película continua, autorregenerable, transparente y pasiva que protege al metal del medio evitando los fenómenos de corrosión y pigmentación.

El galio y el boro aumentan la dureza y resistencia a la fractura de la aleación, contribuyen a la formación de la capa de pasivación y proporcionan propiedades estéticas por su color blanco y su brillo plateado. El niobio incrementa la estabilidad térmica y la solidez del cobalto, además de facilitar la pasivación y contribuir con su color blanco a la tonalidad de la aleación. El silicio facilita el colado y minimiza las porosidades. El molibdeno aumenta la resistencia. El hierro endurece la aleación. El aluminio, aporta cierta ligereza y elasticidad. El litio, disminuye la densidad del cobalto-cromo y junto al aluminio, desciende el punto de fusión del cromo situado en torno a 1.900°C (66, 67).

El gran límite elástico de la aleación permite prácticamente evitar toda deformación plástica de las estructuras protésicas. Su alto módulo de elasticidad, cuyo valor duplica al del oro, hace posible conseguir la misma rigidez que con este metal, pero a espesores mucho más finos, permitiendo un menor volumen de las prótesis. La gran resistencia a la fatiga, es lo que las hace ideales para soportar fuerzas en boca durante mucho tiempo. Por esto las estructuras confeccionadas en aleación de cromo-cobalto, presentan la mayor rigidez de todas las aleaciones dentales, incluso por encima de la rigidez del titanio (7, 67, 68).

En Odontología, a pesar de la coexistencia eventual de metales diferentes capaces de crear pares galvánicos, estos fenómenos sólo parecen tener una importancia relativa. Las aleaciones de cobalto-cromo son biocompatibles. Al no poseer níquel en su composición, la aleación seleccionada no es alergénica; al tiempo que tampoco resulta tóxica ni carcinogénica, especialmente cuando el berilio, al que se le han atribuido estas propiedades, no está presente en su composición (67).

1.3.1.3 Titanio

El titanio es un metal reactivo que se extrae a partir de minerales, rutilo y la ilmenita entre otros. El titanio comercialmente puro, que es el empleado con mayor frecuencia para la confección de prótesis (67), incorpora además cantidades mínimas de oxígeno, nitrógeno, hidrógeno, hierro y carbono durante los procedimientos de purificación.

Estas pequeñas adiciones modifican las propiedades fisicoquímicas del titanio, lo que justifica la existencia de cuatro tipos o grados de este metal: Grado I, II, III, IV (según la clasificación propuesta por la A.S.T.M. o *American Society of Testing and Materials*) (67).

Actualmente disponemos de dos técnicas diferentes para procesar el titanio: la técnica de mecanizado y la técnica de colado a la cera perdida. Esta última emplea fuentes de fusión más potentes que las habituales para colar metales convencionales; o en otros casos con sistemas de presión-vacío.

En general, las propiedades físicas del titanio son similares a las de las aleaciones de oro, pero inferiores a las de las restantes aleaciones metálicas convencionales. Su densidad es menor que la de otras aleaciones como el oro, el cromo- níquel o el cromo-cobalto. Tiene un bajo módulo de elasticidad, por lo que las estructuras coladas con este metal son menos rígidas que las de cromo-cobalto. La rigidez es baja, Por ello, para evitar la deformación de las prótesis se debe sobredimensionar el tamaño de las piezas que las componen. El punto de fusión del titanio puro es de 1.668°C, valor que se sitúa muy por encima de las aleaciones dentales convencionales. Dada la incompatibilidad de la fusión del titanio con las porcelanas dentales convencionales, se han desarrollado porcelanas específicas para este metal. La propiedad química más importante del titanio es su excelente resistencia a la corrosión.

El titanio se comporta como un material no tóxico, antialérgico y muy biocompatible. Por todo ello constituye una excelente alternativa a las aleaciones convencionales para aquellos pacientes con hipersensibilidad a alguno sus componentes (67).

1.3.1.4 Circonio

El circonio, como elemento, está agrupado dentro de los metales en la tabla periódica (número atómico 40), por ello va a gozar de las características propias de los metales en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión, más ligero que el acero y con una dureza similar a la del cobre (69).

Dióxido de circonio (ZrO_2), conocido como circona, es un óxido de circonio blanco cristalizado. Los cristales de dióxido de circonio están dispuestos en células cristalizadas que pueden categorizarse en tres fases de cristalización: Cúbica, en forma de prismas rectos de lados cuadrados; Tetragonal, en forma de prismas rectos y lados rectangulares; Monoclínica, en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo.

La fase tetragonal es estable entre 1170 °C y 2370 °C, y obtiene mejores propiedades mecánicas, mientras que la fase monoclínica, estable a temperatura ambiente hasta 1170 °C, presenta un bajo rendimiento mecánico y puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas.

A nivel odontológico, estas cerámicas de última generación están compuestas por óxido de circonio altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente con óxido de Itrio (5%). La principal característica de este material es su elevada tenacidad. Esta propiedad les confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión entre 1000 y 1500 megapascales, superando con un amplio margen al resto de porcelanas, presentando una tenacidad de rotura de 9 megapascales. Por ello, al circonio se le considera el "acero cerámico".

Desde finales de la década de 1990, la circona parcialmente estabilizada ha demostrado ser adecuada para el uso odontológico a causa de su dureza y superior resistencia a la fractura, resultando ser biocompatible, es un material químicamente fuerte y no se han observado reacciones adversas locales o sistémicas. Presenta una citotoxicidad similar a la alúmina (ambas inferiores al TiO_2). No se han observado efectos citotóxicos, oncogénicos ni mutagénicos sobre los fibroblastos ni en las células sanguíneas (69). Es adecuada para aplicaciones ópticas debido a su elevado índice de refracción, su bajo coeficiente de absorción y su elevada opacidad. Las cerámicas usadas sobre el circonio deben ser compatibles.

La elección final de una aleación dependerá de diferentes factores que incluyen el coste, la rigidez, la capacidad de colado, la facilidad de acabado y pulido, la resistencia a la corrosión, la compatibilidad con las marcas específicas de porcelana y las preferencias personales del odontólogo y del técnico de laboratorio. No existe ninguna aleación que sea mejor en todos los aspectos (70).

1.3.2 Técnica de colado para la fabricación de la estructura metálica

Esta técnica se describió en tiempos inmemoriales también conocida como "cera perdida", consiste en fabricar un patrón en cera, recubrirlo de material refractario y posteriormente eliminar la cera y en el espacio que queda donde estuvo la cera se vierte metal en estado líquido.

El objetivo del procedimiento de colado es proporcionar un duplicado metálico de la estructura que tenemos encerada con la mayor precisión (71).

En el modelo de yeso se colocaron los aditamentos protésicos, pilares calcinables tipo UCLA, sobre ellos se agregó cera, hasta darle forma según las dimensiones y la función de cada caso, resultando una escultura en cera y material polimérico de la prótesis, personalizado que se ajustará a las necesidades del caso clínico, encerado. Se une un bebedero, y el conjunto se coloca en un cilindro de colado. Se vierte el material de revestimiento alrededor del patrón de cera mientras aun esta líquido, cuando el revestimiento endurece, se obtiene un cilindro macizo con un solo "agujero" tapado por cera. Se coloca dentro de un horno, a temperatura y tiempo determinado; de esta forma se elimina la cera y el bebedero por evaporización, quedando un molde hueco que es rellenado con metal líquido. El metal se funde en un crisol y se introduce en el cilindro por centrifugación.

Una vez solidificado y enfriado el metal se retira el revestimiento, se cortan los bebederos y se pule la pieza metálica, ya que tras el colado sale con muchas impurezas y una capa de oxidación. De esta forma se obtiene el núcleo metálico de la prótesis.

Sobre el núcleo o estructura metálica se deposita el recubrimiento estético cerámica o acrílico; esto es así para la técnica de atornillado. Si es para la técnica de cementado: primero se fabrica, un pilar con forma de muñón que se conectará directamente al implante quedando como elemento intermedio entre el propio implante y la restauración, y posteriormente se fabrica una corona metálica que se adapta a ese pilar, de la forma antes descrita (17).

En la figura 1.64 se ve el proceso de encerado, partiendo desde la colocación de un calcinable antirrotacional, seguido del agregado de cera y diseño de la pieza y tras el colado; la estructura metálica terminada.



Figura 1.64 Encerado para la obtención de estructura metálica

En la figura 1.65 en el lado izquierdo, se ve el cilindro donde se evaporó el patrón de cera y el crisol de fundición. En la imagen del medio, la fundidora, en este caso maquina inductora, para colar el metal (deja el metal líquido y lo introduce en el cilindro por centrifugación), y en la imagen izquierda la copia metálica del patrón de cera con los bebederos tras retirarlo del cilindro, obsérvese las impurezas que presenta.



Figura 1.65 Crisol de fundición, fundidora y núcleo metálico

1.3.3 Técnica computarizada para la fabricación de la estructura metálica

Para la obtención de la estructura metálica a través de procesos digitales se necesita un sistema CAD/CAM. Como ya se comentó el CAD/CAM (*Computer-*

Aided Design/Computer-Aided Manufacturing), hace referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos con el fin de aplicarlos al diseño y a la fabricación (59).

Esta técnica consta de tres etapas:

A) Escaneado; El modelo de yeso se escanea, proceso rápido, sencillo y seguro que arroja un modelo digitalizado sobre la pantalla del ordenador en tres dimensiones, 3D. Este modelo no deja de ser un archivo digitalizado con extensión *.STL*, que da la libertad de poder editarlo en múltiples software de diseño (65).

B) Diseño: Sobre este modelo digital “creamos” nuestra estructura metálica virtual en el ordenador; CAD. usando un software que permite el diseño de la prótesis en imagen 3D.

C) Fabricación: Una vez terminado el diseño tenemos un nuevo archivo STL listo para ser importado al centro de control numérico, CNC, donde las maquinas reproducirán la estructura diseñada; CAM.

Estas etapas de fabricación se muestran en la Figura 1.66. Se produce una conversión analógico-numérica de la imagen seguida del diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales y fabricación por centros de interpretación numérica.



Figura 1.66 Esquema de fabricación

Por ello primero es necesario escanear un modelo de trabajo o la boca del paciente. Una vez escaneado se obtiene una imagen tridimensional en el ordenador, esta imagen va a ser un modelo virtual. Sobre este modelo

diseñamos nuestra prótesis; reiterar que en la técnica de colado el modelo es real y el diseño se hace en cera. Este diseño CAD, expresado en archivo de almacenamiento de memoria, archivo "stl" se remite a un centro de fabricación donde se va crear de esa imagen/archivo un elemento real tridimensional que será la estructura metálica de la futura prótesis, CAM. La fabricación puede ser de dos formas, o fresado o sinterizado (51, 72).

Los escáneres intrabucales están entrando en el mercado, pero por su coste y curva de aprendizaje aún no está muy extendido su uso, a diferencia de los escáneres de laboratorio que llevan años usándose (43).

1.3.3.1 Fresado

El fresado es un maquinado: la maquinación consiste en modelar o tallar metales por desgaste con distintas fresas que se mueven en distintos ejes. Este maquinado o fresado se realiza de una pieza metálica, pastilla, que fué pieza primitivamente obtenida por colado, por forja o sintetizado. Las pastillas o galletas pueden ser de distintos materiales, principalmente metálicos o plásticos.

Para la maquinación industrial se empleaban antiguamente los tornos manuales de un eje en los que el tornero hacía girar la pieza en un eje concéntrico, e iba arrimando distintas herramientas afiladas con las cuales conseguía rectificar y perfilar el objeto final siempre en la forma que permitía el giro de ese eje. Estos tornos primitivos se fueron automatizando, existiendo en la actualidad tornos automáticos computarizados que actúan en múltiples ejes y con múltiples herramientas simultaneas que a su vez tienen giro propio. Dado que distintas herramientas atacan con giro propio, se pueden dar formas muy diversas a las estructuras como: facetas, todo tipo de formas poliédricas, ranuras, perforaciones transversales, etc (73)

Una vez fresada la estructura y desprendida de la pastilla la estructura metálica está terminada y lista para recibir el recubriendo estético, no precisa más manipulación.

La Figura 1.67 muestra un ejemplo de fresadora, obsérvese la maquina en vista general, y del tambor donde se colocan las pastillas de cromo cobalto, y como la pastilla está siendo devastada para dar forma a la estructura metálica.

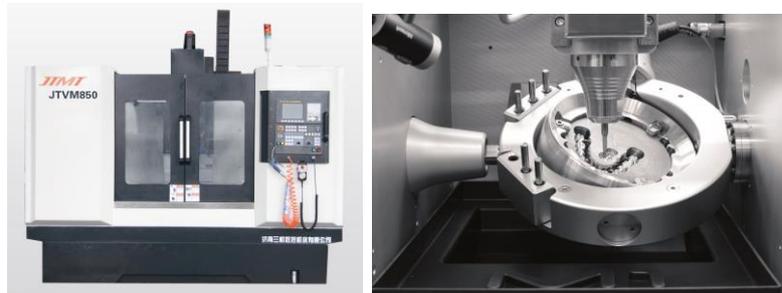


Figura 1.67 Fresadora en la imagen izquierda y pastilla metálica en proceso de fresado en imagen derecha

1.3.3.2 Sinterizado

La sinterización es un condensado por láser. La pulvimetalurgia es una rama joven de la metalurgia y estudia la técnica para formar objetos metálicos a partir de condensar polvos de distintos metales (72). Se utiliza para aliar metales difíciles de fundir y obtener de estos sus excelentes propiedades mecánicas. Se pueden utilizar polvos de distintos metales y unirlos o se pueden usar polvo de una aleación. Estos polvos se obtienen desgastando lingotes de metales. La condensación acerca las partículas de manera que se genera un intercambio atómico que comienza a provocar la solidificación de la futura pieza y el calor provoca la cohesión final. En el ámbito odontológico la condensación del polvo se hace al incidir un rayo láser, una vez que incide se agrega otra capa de polvo de metal y actúa otra vez el láser, así sucesivamente hasta que se crea la pieza, se va formando por capas desde la parte inferior hasta la superior (74). Terminado el proceso de sinterización a la estructura metálica hay que seguir puliendo y trabajando para quitar excesos y rebabas antes de la siguiente etapa.

Se puede ver en la figura 1.68 una sinterizadora y cómo actúa el láser sobre el polvo generando las estructuras metálicas.



Figura 1.68 Sinterizadora e incidencia del láser sobre el polvo

1.4. RECUBRIMIENTO ESTÉTICO

Para terminar de entender todo el proceso de fabricación de la prótesis dental es preciso hablar del recubrimiento estético.

Una vez terminada y comprobada la viabilidad de la estructura metálica, se agrega otro material que será el que le de las características estéticas y funcionales a la prótesis implantológica (75). Por lo expuesto, se entiende que la estructura metálica es una parte de la prótesis, que contacta con el implante y que da la resistencia soportando las cargas.

Esta nueva capa de recubrimiento puede ser de material acrílico o cerámico, dependiendo de los requisitos y necesidades de cada paciente (69).

Principalmente existen dos tipos de prótesis dental según la retención: prótesis fija, (el paciente no puede retirarla de la boca) y prótesis removible, (el paciente la quita y pone para su higiene, cuidado...), ambos tipos de prótesis pueden ser parciales o totales (76).

Sin tratar de hacer una clase magistral sobre tipos de prótesis implantológica diremos que pueden ser:

- Implantosoportada, prótesis fijas: Con estructura metálica interna y recubrimiento acrílico (híbridas) o cerámico (porcelana).
- Mucosoportadas e implantoreténidas, prótesis removible: prótesis de acrílico con armazón metálico, (sobredentaduras).

Dado que este trabajo de investigación para optar al grado de doctor se realizó sobre estructuras metálicas que posteriormente iban a ser recubiertas con la capa funcional de porcelana, se describe la técnica de colocación del material cerámico para dejar terminado y comprendido todo el proceso de fabricación de la prótesis implantológica. Existen distintas técnicas.

1.4.1 Técnica tradicional: Técnica de estratificación cerámica

Esta técnica se describe más ampliamente porque es la usada para terminar las prótesis durante el proceso de fabricación, en el estudio.

La invención de la porcelana (cerámica de mayor calidad y características) tiene lugar en China durante la dinastía Tang (618-906). En Odontología la introducción de la porcelana tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792). En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir amplias y estéticas prótesis fijas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico (77).

La palabra "estratificar" deriva de "estratos" que significa: Masa mineral en forma de capa de espesor más o menos uniforme, que constituye los terrenos sedimentarios.

Por lo cual "estratificar" es disponer en estratos, o sea "colocar minerales en capas", esta acción la realizan diariamente los técnicos dentales cuando aplican la cerámica sobre revestimiento o núcleos metálicos y cerámicos.

La colocación de estas capas de estratificación que van desde el centro hacia el exterior permiten formar texturas internas hasta la realización de la morfología adecuada, y realizando una única cocción o se puede ir haciendo cocciones individuales de las distintas capas que vamos aplicando para lograr el objetivo deseado, o sea, imitar el color del diente natural y su anatomía.

Las capas de la porcelana son (78):

- Porcelana opaca u opaquer: esconde debajo el metal e inicia el desarrollo del color. Proceso de unión entre cerámica y metal.

- Porcelana dentinaria o de cuerpo: forma la masa de la restauración y proporciona la mayor parte del color.
- Porcelana de esmalte o incisal: aporta translucidez a la restauración.
- Glaseado, brillo o maquillaje: da el brillo, retoques y aspecto final.

En la Figura 1.69 se puede ver un esquema y un mapa de estratificación recomendado para la porcelana de la casa Ceratec®

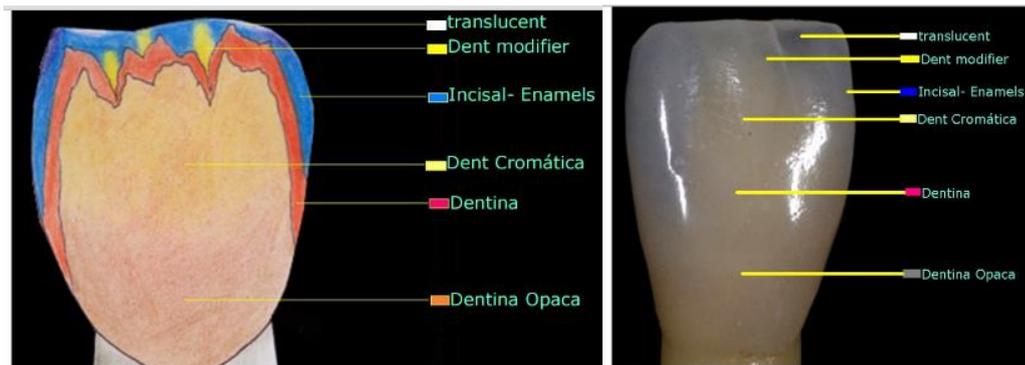


Figura 1.69 Esquema y mapa de estratificación

Las restauraciones de cerámica se fabrican en el laboratorio a partir de cerámica en polvo. Cada tipo de cerámica variará en sus componentes. Dependiendo de su translucidez se presentan en porcelanas opaca, dentina e incisal.

La técnica de aplicación de la cerámica dental consiste en la mezcla de polvo con agua destilada o líquido de modelar especial, hasta que se logra una pasta cremosa. Esta se aplica con una espátula o pincel de forma que logremos una buena compactación, eliminando el máximo de líquido, pues éste nos producirá defectos y grietas, que son el origen de las fracturas.

Una vez realizada la cocción de cada una de estas capas, en un horno de vacío, la cerámica tiene un aspecto mate, sin estética, es la cerámica en fase de bizcocho. Su superficie no es lisa, y por ello retiene placa bacteriana y facilita la abrasión del diente antagonista. Para conseguir el acabado correcto de la cerámica se glasea. En el glaseado habitual se emplea un polvo de vidrio y líquido facilitado por las propias casas comerciales. Estos se mezclan y se aplican a la superficie cerámica, realizándose la cocción a presión atmosférica, por debajo de la temperatura de cocción de la cerámica de cuerpo. La superficie macroscópica es lisa y brillante (77).

Véase en la secuencia de imágenes como se van colocando las distintas capas de porcelana en la figura 1.70 -1.75



Figura 1.70 Estructura metálica



Figura 1.71 Opaquer colocado



Figura 1.72 Primera capa de dentina



Figura 1.73 Segunda capa de dentina



Figura 1.74 Glaseado



Figura 1.75 Prótesis terminada

1.4.2 Técnicas progresistas

Existen otras técnicas como son: a) Técnica de condensación sobre muñón refractario, se ha de obtener un segundo modelo de trabajo (troquelado y termoresistente), duplicando el modelo primario. La porcelana se aplica directamente sobre éstos troqueles. Una vez sinterizada se elimina el muñón y se coloca la prótesis en el modelo primario para las correcciones finales (78). b) Técnica de sustitución de la cera perdida o inyección, modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma por inyección en una estructura cerámica (78). c) Tecnología asistida por ordenador, sistema digital que usa la tecnología CAD/CAM con sus tres etapas; digitalización, diseño y mecanizado (78).

1.5. AJUSTE MARGINAL

Uno de los factores más relevantes en la viabilidad y durabilidad de las prótesis implantológicas radica en el ajuste implante / prótesis, ya que los efectos y consecuencias de esa unión producirá alteraciones biológicas periimplantarias.

1.5.1 Factores moduladores

AJUSTE MARGINAL

Se define ajuste o sellado marginal en prótesis fija como la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación (78-80).

El ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija, siendo ampliamente investigado en la literatura. Así discrepancias marginales entre 50 y 120 μm se consideran clínicamente aceptables en relación a la longevidad de las restauraciones (66). Otros autores consideran correcto entre 25 y 119 micras (81). Se considera prerequisite fundamental para el éxito.

BIOCOMPATIBILIDAD

La biocompatibilidad de un material estará determinada en gran medida por los efectos que ocurran en la superficie de dicho material en contacto con los tejidos del organismo vivo, será tanto más biocompatible cuanto menor sea su grado de corrosión y menor toxicidad muestre (70, 82).

El biomaterial deberá poseer también unas buenas propiedades biomecánicas, para transmitir y distribuir las cargas oclusales al hueso de forma homogénea. Todas estas propiedades deberán ser duraderas y no sufrir alteración, incluso en períodos prolongados de tiempo.

SELLADO BIOLÓGICO

El origen de la unión a los tejidos blandos es muy diferente en los implantes y los dientes. En éstos la unión epitelial se establece por fusión entre el epitelio bucal y el epitelio reducido adamantino (70). En los implantes, la solución de continuidad creada artificialmente en el acto quirúrgico se repara por la proliferación y migración de células procedentes del epitelio oral.

Se puede afirmar, que la mucosa de la cavidad oral posee una potencialidad para formar una unión estable y duradera a cualquier estructura biocompatible que la atraviese, esto es válido tanto para un implante como para un diente (83).

La información genética de las células epiteliales las hace capaces de proliferación, migración y recubrimiento de cualquier solución de continuidad que pueda tener lugar. Esto se da en el sellado que hace la encía que rodea a los implantes y prótesis, eslabón débil entre la prótesis y la fijación. En esta zona la presencia de placa bacteriana, detritus orales y otras sustancias nocivas como las toxinas bacterianas, alcohol, drogas y tabaco pueden dar lugar a una alteración celular como primer paso para desencadenar una gingivitis, necrosis celular, destrucción ósea y ulterior fracaso del implante (70). En la Figura 1.76 se muestra la unión de la encía con el diente y con el implante cuando introducimos una sonda periodontal.

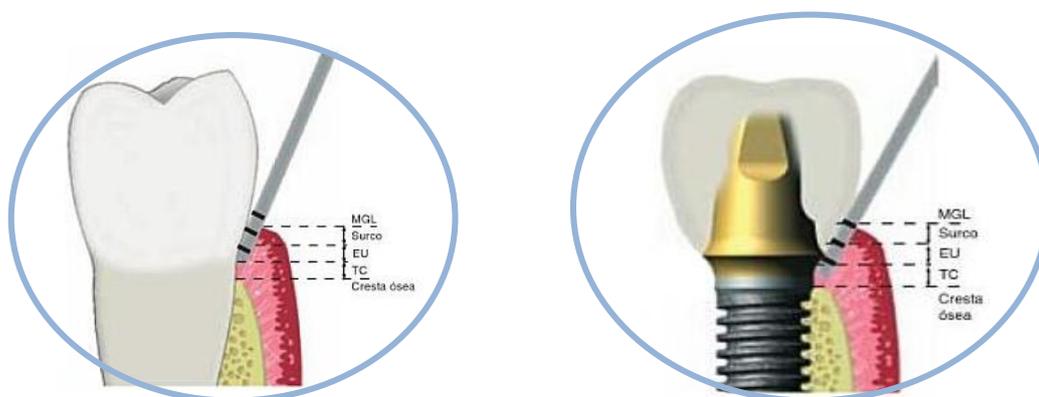


Figura 1.76 Diferencia en el sondaje en un diente con un implante

En la Tabla 3 se aprecia un cuadro sinóptico en el que se presentan las diferencias de los tejidos de soporte de un implante y un diente (70).

ESTRUCTURA	DIENTE	IMPLANTE
Conexión	Cemento, hueso periodonto	Osteointegración, anquilosis del ligamento al hueso funcional
Epitelio de unión	Hemidesmosomas y lámina basal (zonas de lámina lúcida y densa)	Hemidesmosomas y lámina basal (zonas de lámina y lámina densa y sublámina lúcida)
Tejido conjuntivo	Trece grupos: perpendicular a la superficie dental –colágeno +fibroblastos	Solo dos grupos: fibras paralelas y circulares. No inserción a la superficie del implante y hueso +colágeno -fibroblastos
Anchura biológica	2.04 a 2.91mm	3.08mm
Vascularidad	Mayor; supraperióstica y del ligamento periodontal	Menor; perióstica
Profundidad de sondaje	3 mm en salud	2.5 a 5 mm (dependiendo de la profundidad del tejido blando)
Sangrado al sondaje	Más fiable	Menos fiable

Tabla 3 Comparación entre unión diente/implante y tejidos vecinos

INTERFASE

Todos los pilares protésicos/prótesis de un modo u otro terminan siendo atornillados sobre implantes los cuales en términos generales presentan dos tipos de plataforma, de conexión interna y externa. Independiente del tipo de plataforma, entre el implante y el pilar, se genera una interfase. Ésta puede ubicarse supra, yuxta o subgingival, y generar microfiltraciones que provocarían daños irreparables en los tejidos vecinos (83-85).

En la Figura 1.77 se puede ver la interfase entre implante y estructura metálica, en la imagen derecha es una imagen microscópica de la unión.

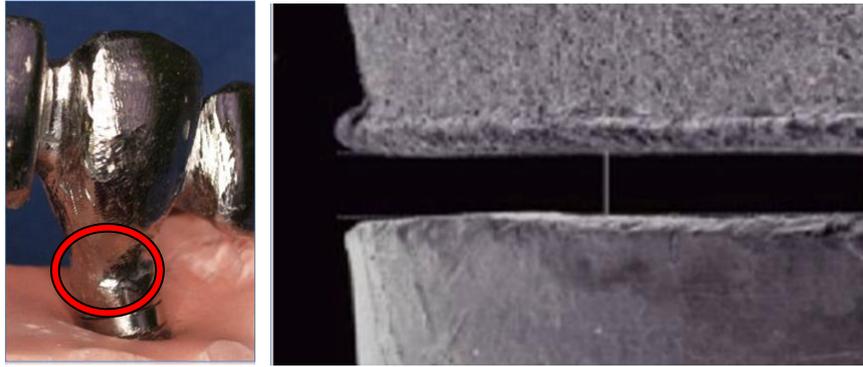


Figura 1.77 Hendidura/interfase entre implante y prótesis

MICROFILTRACIÓN

Se entiende microfiltración en odontología como el paso de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre dos paredes, entre materiales de restauración y/o materiales de restauración y diente (86).

Se ha determinado la presencia de microfiltración marginal en la interfase pilar-implante. La microfiltración producida por una brecha entre las restauraciones permite el paso de ácidos, enzimas, bacterias y/o productos metabólicos (87), pudiendo producir daños irreparables (88 -90).

COLONIZACIÓN BACTERIANA

El medio oral está afectado por infinidad de microorganismos. Investigadores como Misch, Winter y Quirynen (9, 88, 90) han demostrado la presencia de bacterias tanto fuera como entre los componentes de los implantes y en el interior de los mismos.

Las bacterias y metabolitos afectan directamente la relación del implante con los tejidos periodontales, provocando sangrado, inflamación y mal olor (91,92). Las bacterias y metabolitos, derivados de la microfiltración, pueden provocar el desarrollo de un proceso inflamatorio e infeccioso llamado "periimplantitis" (93).

PILARES PROTÉSICOS

El uso de estos pilares y en particular los UCLA presenta distintas posibilidades de desajustes. En primer lugar y solo por el hecho de obtenerse mediante técnicas de colado, pueden presentar desajustes por distorsiones del metal al pasar de líquido a sólido. Las deformaciones que se pueden llegar a producir en un colado pueden llegar a los 600 μm (19), lo cual en la mayoría de los casos nos reporta no solo grietas o resquicios en la interfase de conexión, con la consiguiente infiltración y depósito bacteriano, sino también el aflojamiento de los tornillos de fijación, ya que la ausencia de un apoyo estable, producirá movimientos basculantes sobre la superficie del implante (17).

Otra cuestión importante a tener en cuenta, es si el pilar calcinable viene comercializado en forma inyectada o mecanizada. Para entender lo anterior debemos explicar que el calcinable es de material polimérico. Un polímero, como su nombre indica, es la unión de muchas unidades de monómero, formando largas cadenas que se enrollan entre sí dando lugar al sólido compacto final. Sus propiedades mecánicas dependen de la longitud de la cadena, dado que ello proporciona un número mayor de enlaces. A mayor longitud mayor densidad, compacidad y mayor consistencia mecánica (17).

El problema de algunos calcinables inyectados, se nos presenta porque ante aumentos concretos de la temperatura (temperatura de cristalización), las largas cadenas poliméricas se pueden "plegar" en el llamado proceso de cristalización. Este pliegue de cadenas da lugar a estructuras ordenadas denominadas lamelas que ocupan menos volumen, con lo que se produce una contracción, que puede significar aún sin su manipulación en el laboratorio, un incorrecto ajuste sobre la cabeza del implante (17).

Si el pilar calcinable se elabora de forma mecanizada, como se parte de una barra ya comprimida y estabilizada, no pasa por la temperatura de cristalización, y por lo tanto evitamos partir con contracciones del material aún antes de comenzar a manipularlo (17).

El buen ajuste de las restauraciones es imprescindible para la aceptación y adaptación clínica de este tipo de construcciones (94), y depende en gran medida gracias al cuidado del proceso de colado.

RUGOSIDAD

La rugosidad, es el conjunto de irregularidades de la superficie real, y la superficie real es la superficie que limita al cuerpo y lo separa del medio externo (95), en Figura 1.78 se muestra imagen plana total (utópica) y superficie real (rugosa). Al tener rugosidad, el contacto entre implante y prótesis no se da superficie con superficie, sino superficie con puntos, vértices de ángulos, como se muestra en la Figura 1.79.

La rugosidad hace referencia a una superficie áspera e irregular (95). A mayor rugosidad de la superficie, mayor fuerza de unión. Pero hay que tener en cuenta que un excesivo nivel de rugosidad, actuaría de forma inversa (69). Además, las superficies rugosas se contaminan fácilmente con microorganismos cuyos productos metabólicos pueden producir corrosión en la interfase. (95).

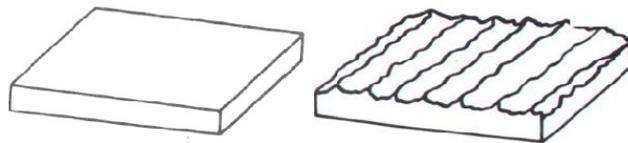


Figura 1.78 Superficie lisa, rugosa

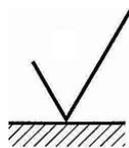


Figura 1.79 Contacto real entre superficie rugosa y plana

PASIVIDAD

La pasividad ideal se definiría como una situación de tensión-cero cuando, sin aplicación de fuerzas externas, una estructura asienta sobre los implantes/pilares (9). Un ajuste pasivo de la estructura fija es deseable para evitar tensiones no controladas no sólo en el hueso adyacente, sino también en la propia prótesis. La mayoría de las complicaciones con las prótesis sobre implantes se pueden vincular directamente con la falta de ajuste pasivo entre la estructura y el pilar protésico (96).

PLATAFORMA

La plataforma es dentro de la anchura del implante la parte que va a estar en contacto con la prótesis, viene definida por el fabricante. Pero estudios de Ericson en USA (97), plantearon el cambio de plataforma (*platform switching*). Este método ha sido propuesto para preservar el nivel de hueso alveolar alrededor de los implantes dentales. El concepto se refiere a la colocación de pilares de restauración de diámetro más estrecho sobre los implantes de diámetro mayor, en lugar de la colocación de pilares de diámetros similares, alejando el gap de unión entre implante y prótesis de los tejidos periféricos para que se produjera un mejor sellado biológico (98).

Este concepto de alejamiento también lo propuso el Doctor Arano en España (99), pero en vez de proponer un alejamiento en sentido horizontal (*platform switching*), lo propuso en sentido vertical, dejando el implante supraoseo. Si el elemento más sensible a la presencia bacteriana y micromovimientos es el hueso, alejar la unión donde se generan esos problemas traería aparejado un mejor mantenimiento óseo (17).

MICROMOVIMIENTOS

Son los que se producen entre el implante y la prótesis al recibir las fuerzas que se generan en el medio bucal (100). Por más que se establece una unión íntima entre implante y prótesis, se estabiliza y ajusta con tornillos de retención protésica, cuando se somete a este complejo a cargas se generan micromovimientos entre ambas estructuras (101).

CONTORNEADO

El ajuste en la interfase de la conexión o de la plataforma se puede clasificar como:

- **Ajuste perfecto:** el que coincide con el ideal, cuando el contorno del implante y de la prótesis coincide perfectamente con el plano del margen. Figura 1.80 A

- **Subcontorneado:** el perfil del pilar de la prótesis es menor que la plataforma del implante, la prótesis es más estrecha que el implante. Figura 1.80 B se aprecia la cuña en rojo que remarca una diferencia de tamaño inferior de la prótesis respecto al implante.
- **Sobrecontorneado:** el perfil del pilar de la prótesis es mayor que la plataforma del implante, la prótesis es más ancha que el implante. Figura 1.80 C, línea roja remarca el mayor tamaño de la prótesis respecto al implante.

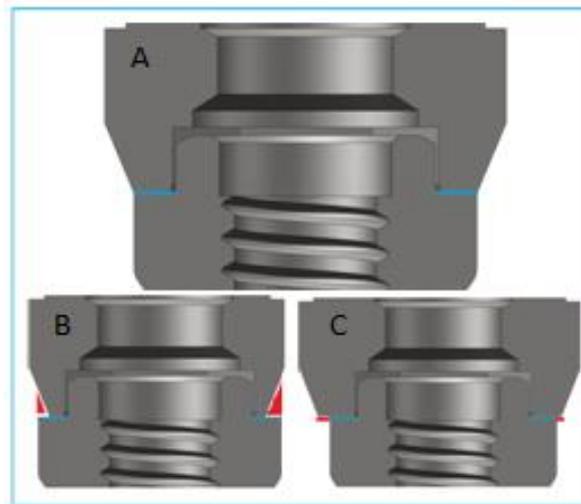


Figura 1.80 Relación de contorno externo en la plataforma

Las divergencias de contorno pueden afectar también al contorno interno de la conexión. En la Figura 1.81 A se ve el valor patrón ideal de la conexión, en la imagen B el subcontorneado y en la imagen C el sobrecontorneado de la conexión.

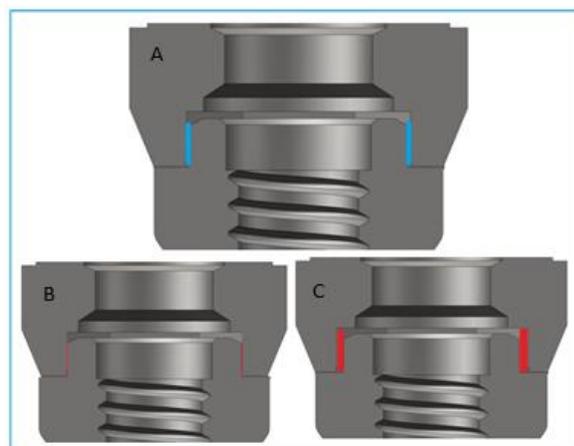


Figura 1.81 Relación de contorno interno en la conexión

TOLERANCIA

Obviamente no podemos fabricar todas las conexiones de implantes y prótesis exactamente iguales. Es por ello que hay que definir unas tolerancias de fabricación, unas franjas o rangos de funcionamiento que nos garantice que, si fabricamos dentro de estas franjas, el comportamiento de la prótesis es bueno y los ajustes serán óptimos.

La tolerancia que nos marca el fabricante de implantes como válida diremos que es la comprendida entre 35 micras máximo y 10 micras mínimo.

Se ve de forma gráfica en la Figura 1.82 en la que se representa como ejemplo el hexágono de la conexión externa. La franja azul representa la tolerancia del hexágono, siendo el borde más interior, el hexágono del implante fabricado según la tolerancia inferior y el borde más exterior, el hexágono del implante fabricado según la tolerancia superior. En malva el hexágono de la prótesis, donde la franja representa de igual forma la tolerancia del hexágono de la prótesis.

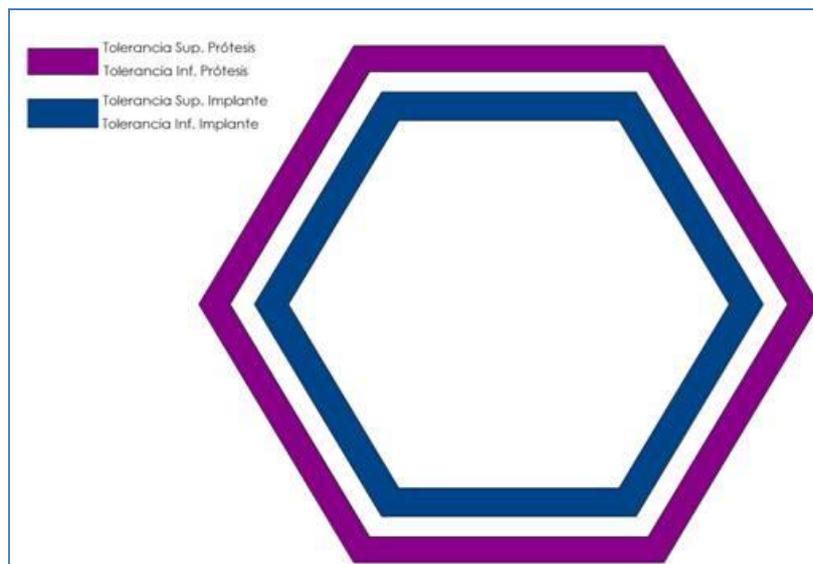


Figura 1.82 Representación de las tolerancias de fabricación en conexión externa

Teniendo en cuenta esto, se muestra a continuación los dos casos extremos posibles: caso de mayor discrepancia, 35 micras, Figura 1.83, este caso se da cuando tenemos el hexágono de prótesis lo más grande posible y el hexágono de implante lo más pequeño posible, y caso de menor discrepancia, 10 micras Figura 1.84, este caso se da cuando tenemos el hexágono de prótesis lo más pequeño posible y el hexágono de implante lo más grande posible.

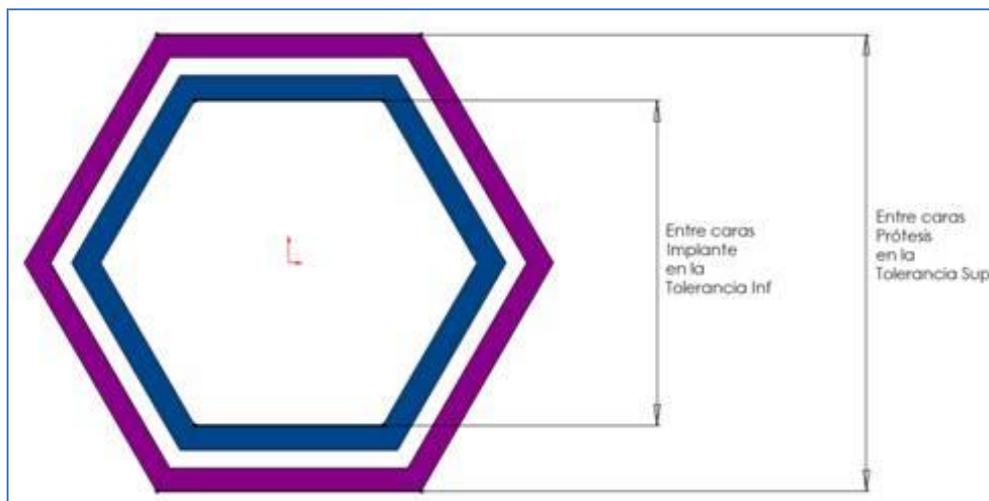


Figura 1.83 Representación de un caso de mayor discrepancia

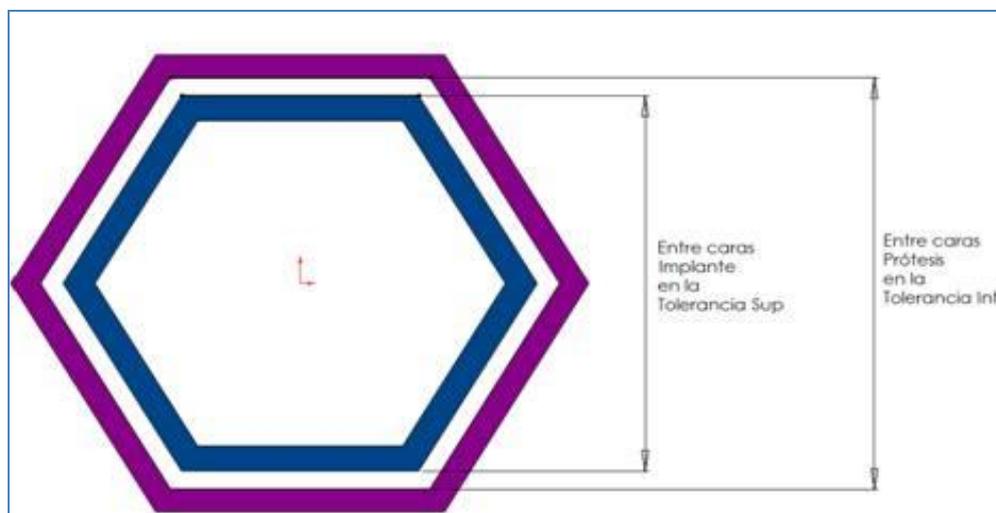


Figura 1.84 Representación de un caso de de menor discrepancia

1.5.2 Consecuencias

El ajuste marginal, tiene una gran importancia clínica, ya que la existencia de desajustes en las restauraciones de prótesis fija, son los responsables de una serie de alteraciones que van a conducir a su fracaso (102, 103). Al realizar la prótesis sobre implantes es necesario el ajuste marginal para evitar patología periodontal y problemas mecánicos (81).

Tras quedar patente la importancia del ajuste marginal la pregunta que nos hacemos ahora es que consecuencias va a tener la falta de ajuste. Así podremos agruparlas en biológicas, mecánicas, estéticas y genéricas.

1.5.2.1 Consecuencias Biológicas

Uno de los factores que condicionan el éxito a largo plazo de un implante es la ausencia de bacterias alrededor del mismo, sin embargo, muchos estudios demuestran, la presencia de bacterias tanto fuera como entre los componentes de los implantes y en el interior de los mismos (9, 84, 85, 104).

Estas bacterias y metabolitos afectan directamente la relación del implante con los tejidos periodontales, provocando sangrado, inflamación y mal olor (91,105). Pueden provocar el desarrollo de un proceso inflamatorio (periimplantitis) y posterior pérdida de tejido óseo y pérdida del implante (92, 106). Estos signos también afectan la estética de la restauración, especialmente si es en la zona anterior.

En la Figura 1.85 se aprecia en la izquierda una estructura protésica sin la presencia de placa bacteriana en el área de conexión implante-prótesis (zona indicada), y en la imagen de la derecha otro ejemplo colonizado por placa y sarro.



Figura 1.85 Ausencia y presencia de placa junto a pilar protésico

Las consecuencias de la presencia bacteriana son múltiples y cubren un gran espectro, como desde ser inapreciables por el paciente hasta la pérdida del implante (107):

- Sangrado: El sangrado se puede producir de forma espontánea, un ejemplo es cuando el paciente refiere que “mancha la almohada con sangre”, o provocado a causa del cepillado o durante masticación.
- Mucositis: Inflamación de la mucosa circundante a los implantes o a la prótesis de carácter reversible (108). Los orígenes son distintos según el lugar, para lo que nos afecta al trabajo sería la inflamación con todos o parte de los signos de Celso en la periferia de la unión implantoprotésica (109). Lo que a nivel dental podría ser comparable con una gingivitis.

- Peririmplantitis: Es una patología y o proceso inflamatorio que afecta a los tejidos que rodean un implante osteointegrado en función, y que produce una pérdida de soporte óseo; cambios irreversibles (109). Lo que a nivel dental podría ser una periodontitis
- Bolsas periodontales: Realizando las pruebas diagnósticas podemos encontrar profundidad de bolsas de hasta 14mm (109).
- Reabsorción ósea: Pérdida de tejido de soporte óseo. El hueso periférico al implante se reabsorbe de forma horizontal o vertical (110).
- Dolor: Puede ser al contacto con lengua, alimentos... o dolor continuo sin causa aparente (111).
- Halitosis: Mal olor y/o sabor de boca, normalmente asociado a la inflamación y retención de placa bacteriana y detritus (108).
- Aversión: El paciente se encuentra disconforme, con desagrado hacia la prótesis al no encontrarse cómodo con ella (111).
- Movilidad: la unión hueso implante desaparece y se produce una unión epitelio mucoso implante (100).
- Perdida del implante: Puede ser por avulsión espontanea o tras la valoración del clínico, decide la retirada del implante (100, 108, 111).
- Pigmentaciones de encía: según su ubicación podrá influir o no en la estética (111).

1.5.2.2 Consecuencias Mecánicas

Desde el punto de vista biomecánico esta interfase genera micromovimientos que a su vez provocarán fuerzas que se distribuirán en distintas zonas del implante. Lo que se traduce en mayor movilidad del pilar y mayor tamaño de la interfase, y que a su vez pueden provocar desde el aflojamiento del tornillo de retención hasta la pérdida del implante (112, 113):

- Aflojamiento del tornillo protésico (114).
- Movilidad protésica; puede ser en el pilar o en la prótesis según sea esta cementada o atornillada (114).

- Descementación en caso de prótesis implantológicas cementadas porque se basa en la premisa de que, a mayor contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor retención. Por lo tanto, cuando existen discrepancias marginales son más frecuentes las descementaciones (66).
- Rotura del tornillo protésico (115).
- Fisuras y grietas en el recubrimiento estético (116).
- Rotura recubrimiento estético (114).
- Rotura de la estructura metálica (115).
- Perdida de las espiras del implante (117).
- Rotura del implante (117).

1.5.2.3 Consecuencias Estéticas

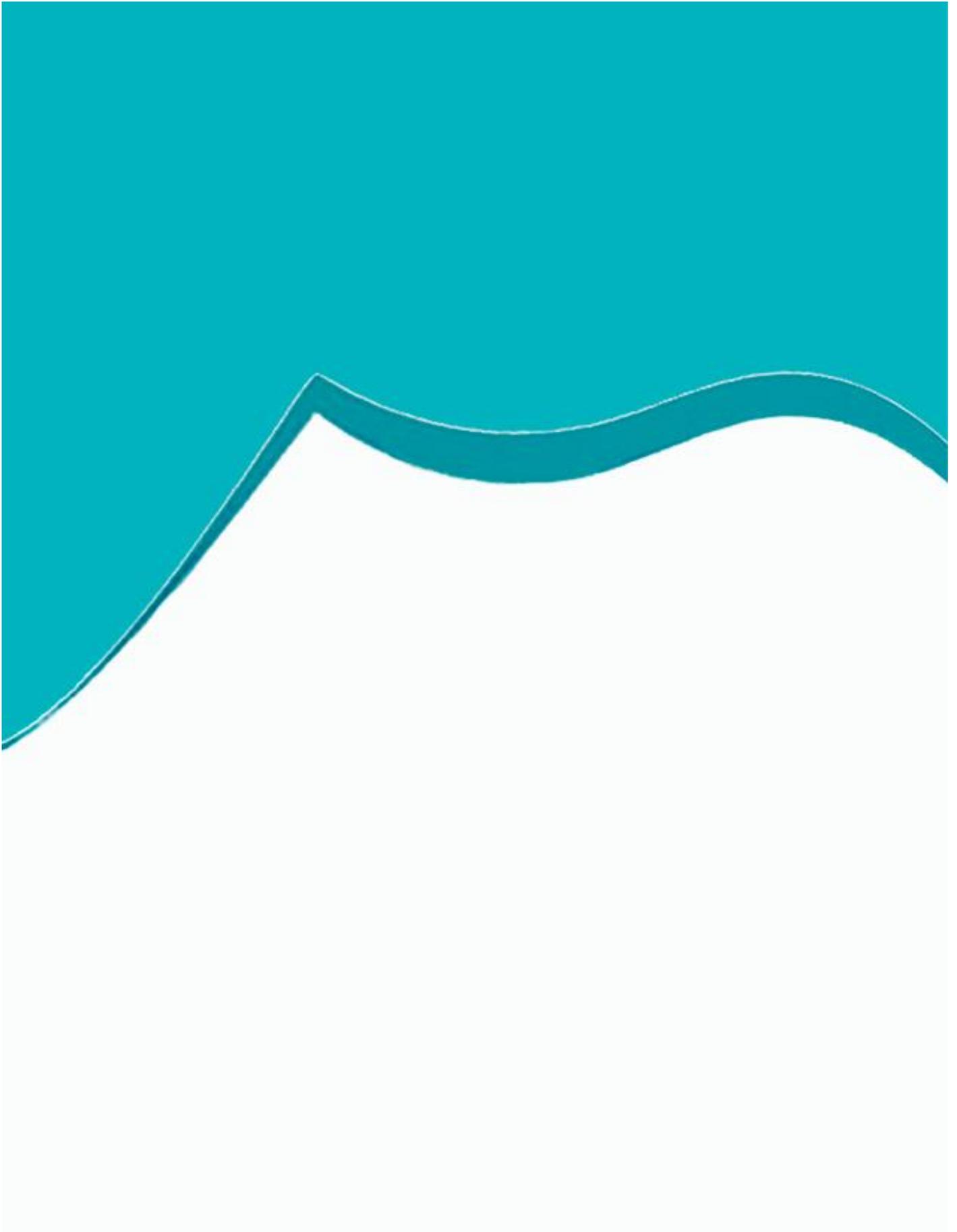
Se define como "prótesis estética" a las restauraciones que se encuentran en armonía con las estructuras periorales del paciente (118). En relación a la mucosa periimplantaria, además de los aspectos de salud y función, debe cumplir requisitos estéticos y estar en armonía con los dientes sanos adyacentes (116).

La literatura ha subrayado la necesidad de valorar la opinión del paciente que recibe dicha restauración (119, 120). Varios estudios donde se evalúa al prostodoncista han demostrado que; puede alejarse mucho la satisfacción del paciente respecto a la del profesional, siendo de mayor exigencia para el primero (121 - 123).

La alteración de la estética está determinada por el observador, porque lo que para una persona puede parecer bonito para otra puede ser lo opuesto. Pero se dan casos en los que, independientemente de la percepción del paciente, el clínico percibe un defecto estético:

- Pigmentación: de la capa estética o de la encía circundante (109, 124).
- Agujeros negros: la pérdida de tejido soporte y la encía provoca una desaparición de las papilas gingivales (124).

- Exposición del implante (109, 119).
- Transparencia del implante y o pilar: sobre todo en casos de encía con un biotipo fino (119, 125, 126).



JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVO

Capítulo 2

2.1. JUSTIFICACIÓN

Dado la estructura metálica es un elemento fundamental en la prótesis porque será la que esté en contacto directo y asentara con el implante, tanto en el modelo de trabajo como en la boca del paciente, el presente trabajo se centra en el análisis de la precisión de las estructuras metálicas implanto-soportadas.

La estructura metálica es el núcleo protesico y sufrirá los ajustes o desajustes de la unión implante/prótesis, sujetará y soportará el recubrimiento estético.

Como los principales desajustes aparecen en prótesis múltiples, nuestra unidad de análisis la conformarán pilares metálicos ferulizados de dos en dos, en los dos tipos de conexión.

En la Figura 2.1 se ven dos ejemplos de prótesis ferulizadas sobre dos implantes, con tres y dos piezas respectivamente para conexión interna, y en la Figura 2.2. prótesis ferulizadas sobre dos implantes para conexión externa con cuatro y dos piezas.

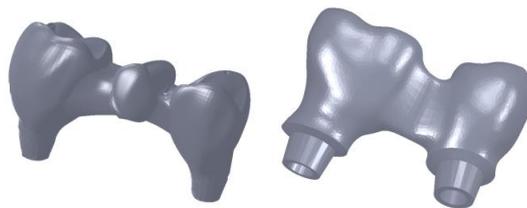


Figura 2.1 Prótesis de 3 y 2 piezas de conexión interna con ferulización sobre 2 pilares



Figura 2.2 Prótesis de 4 y 2 piezas de conexión externa con ferulización sobre 2 pilares

Por otro lado, como no hay resultados concluyentes respecto al efecto del método de fabricación (colado versus fresado) en el desajuste marginal y en la rugosidad interfásica (111, 127, 128), el presente trabajo abordará dicha temática.

2.2.- OBJETIVO

Los objetivos fundamentales que se plantean en el presente estudio de investigación "in vitro" son:

1º- Determinar la discrepancia entre la estructura metálica fabricada mediante la técnica de mecanizado o de colado sobre implantes de conexión interna y externa.

2º- Determinar la rugosidad de la estructura colada o fresada sobre implantes de conexión externa o interna.



Material Y Método

Capítulo 3

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Es un estudio *In Vitro* sobre 40 estructuras metálicas de prótesis implantológicas. Todas las estructuras pertenecen a casos reales de la clínica del doctorando, elegidos de forma consecutiva, con el único criterio de inclusión en el que la prótesis esté sustentada por dos pilares, con independencia del número de piezas dentales y que tenga o no pónico.

Al valorar el método de fabricación se establecieron comparativamente dos subgrupos; subgrupo colado y subgrupo fresado y cada uno de ellos para conexión externa e interna. Ver Tabla 4.

Distribución de los grupos de ensayo de este estudio			
CONEXIÓN INTERNA			
FRESADO	n=10	(2 pilares)	n=20
COLADO	n=10	(2 pilares)	n=20
			n=40
CONEXIÓN EXTERNA			
FRESADO	n=10	(2 pilares)	n=20
COLADO	n=10	(2 pilares)	n=20
			n=40
			N=80

Tabla 4

3.1.1 Especificaciones generales

- Previo a la fabricación de las estructuras metálicas hubo una serie de etapas comunes para todos los casos;

1º Impresión: Se copió de la boca del paciente con la técnica directa ferulizada, ver apartado 1.2.2.2 del Capítulo de Introducción.

2º Modelo de trabajo: confeccionado en yeso piedra con la técnica de vaciado, ver apartado 1.2.2.3 del Capítulo de Introducción.

Los modelos cumplían los tres requisitos de fabricación (95): a) no presentar burbujas macroscópicas, sobre todo a lo largo de las líneas de acabado, b) no presentar distorsión en ninguna de sus partes y c) márgenes bien definidos.

Estas etapas de toma de impresión y vaciado no se desarrollan porque fueron el tema de estudio de la tesina del doctorando (29).

- Se realizaron prótesis directa atornillada y ferulizada sobre dos pilares; la prótesis asienta directamente sobre el hombro del implante y es retenida mediante un tornillo de fijación. Se usó este tipo de prótesis por ser hasta la fecha el método original y seguir siendo el más usado (67). Se comprende que la prótesis no va a rotar, el mecanismo antirrotacional lo proporciona la propia prótesis ferulizada, por lo cual, el pilar, tendrá un diseño basal totalmente circular, no hexagonal. Ver apartado 1.2.2.1 del Capítulo de Introducción.

- Para la palpación de la discrepancia marginal se usó el perfilómetro Mitutoyo CV-3100, con el software de medición Formpak-1000 V4, Mitutoyo Corp, Kawasaki Japón, perteneciente a Mozo Grau®.

En las Figura 3.1 se puede ver el perfilómetro palpando una pieza fresada (izquierda), lo que va haciendo es mediante una punta de carbono ir recorriendo el perfil de la pieza(derecha). Ese recorrido se copia y graba en el ordenador.

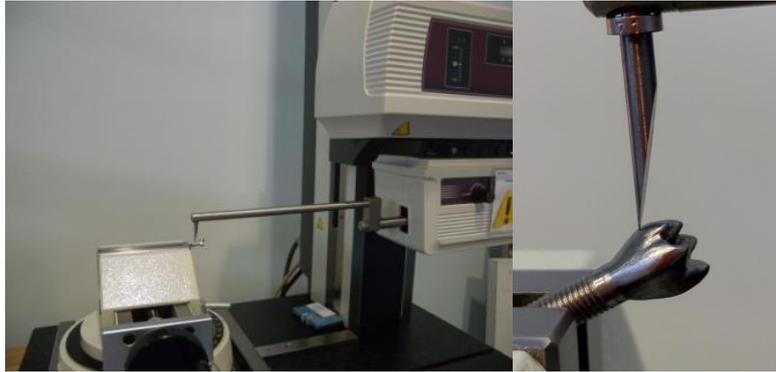


Figura 3.1 Palpación con el perfilómetro

- Como medidor de las estructuras se usó un calibre digital sin contacto Vision Hawk QC-200, (Mitutoyo®, Tokio, Japón), propiedad de Mozo Grau®. Se ve en la Figura 3.2 el calibre digital sin contacto y en la parte superior como va dejando los registros en los tres ejes del espacio (x, y, z).

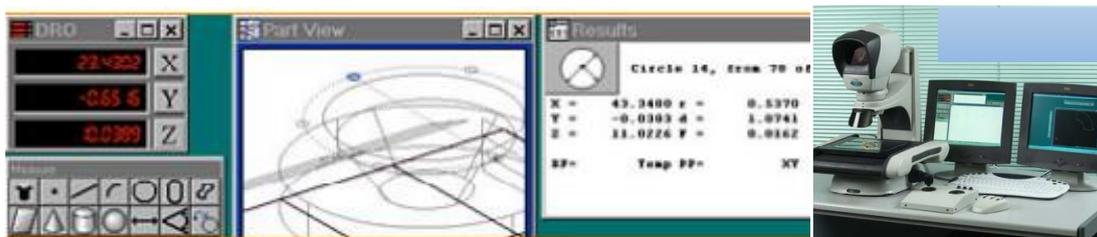


Figura 3.2 Calibre digital Vision Hawk QC-200

- Para el estudio de los especímenes en 3D se usó el programa de software SolidWorks®, es un programa de diseño asistido por ordenador (CAD) para modelado mecánico en el sistema operativo Microsoft Windows. El programa está desarrollado por SolidWorks Corp., que tiene su sede en Concord, Massachusetts, USA, y a su vez SolidWorks Corp, está integrada dentro del grupo Dassault Systèmes, empresa francesa con sede en Suresnes. Dassault Systèmes es una de las empresas punteras en el mundo en cuanto a diseño y desarrollo de software 3D. La versión con la que nosotros trabajamos es SolidWorks 2008, que fue lanzada al mercado el 1 de Julio de 2007.

SolidWorks permite modelar piezas y conjuntos en 3 dimensiones y a partir de estos 3D's podemos extraer planos técnicos u otro tipo de información necesaria para la producción. Entre la muchas empresas que trabajan actualmente con SolidWorks, destacamos IKEA.

Hay que resaltar que los medios de fabricación de la estructura metálica, entran dentro de lo que se podría llamar como medios habituales en los laboratorios dentales y en el ámbito de la odontología. Cosa contraria ocurre con los elementos de medición y palpación, solo se encuentran en centros de producción de alto grado tecnológico y sofisticación. Se contactó con otras empresas de implantes para participar en el proyecto, pero o no contaban con medios técnicos, como el perfilómetro, o no les interesó el trabajo.

- Se eligió como material de las estructuras metálicas una aleación de cromo cobalto por: ser de uso cotidiano en la clínica diaria y compatible en ambas técnicas de fabricación. Sus principales ventajas radican en la ausencia de níquel, elemento potencialmente alergénico (129, 130) y berilio, relacionado con procesos citotóxicos y carcinogénicos de la mucosa oral (131).

Las aleaciones de cromo cobalto empleadas, además de ofrecer la garantía del certificado de biocompatibilidad ISO 9.001, presenta gran resistencia a temperaturas elevadas.

- Los datos obtenidos de las prótesis fabricadas fueron analizados tomando como referencia la medida del modelo patrón. Las mediciones se compararon frente a las de la situación ideal, esto es clave porque cuanto más se aproxime la medida al ideal, más exacta será la adaptación de la prótesis. Mientras que por el contrario cuanto mayor sea el alejamiento de estas medidas con las de referencia peor será la adaptación de la prótesis.

- Como recursos económicos se contó con la aportación personal del doctorando y la colaboración altruista y *ad honorem* de las empresas Mozo Grau® y Laboratorio de Prótesis Dental Enrique Vilorio®.

- Los casos clínicos fueron sobre pacientes de la clínica del doctorando, Clínica Dental Proa S. L., Valladolid, España, y la colaboración del Dr. Manuel Navarro Camacho, Don Benito (Badajoz-España).

- La persona encargada de control y supervisión de los procesos de medición fue el Ingeniero Mecánico Fernando Quintana. Todos los trabajos fueron verificados por la misma persona.

- Las mediciones que se valoran para el estudio se hicieron sobre los pilares de la estructura metálica de la prótesis en Cromo-Cobalto.

- En las mediciones realizadas por el perfilómetro y los valores de discrepancia se expresaron en milímetros, redondeando al tercer decimal (micras), en grados sexagesimales (grados, minutos y segundos) pero cuando esas mediciones se trasladan al CAD (modelo tridimensional) se transforman en grados decimales. En el desarrollo del trabajo se usaron grados decimales por ser más fácil su manejo.

Para convertir grados decimales a grados sexagesimales se dejan los enteros y se toma la parte decimal y se multiplica por 60, para el ejemplo $63.43^\circ (0.43)(60)=25.8$, del entero, los 25 serán los segundos, de este resultado se toma la parte decimal y se multiplica otra vez por 60 $(0.8) (60)=48$, estos serán los segundos, entonces $63.43^\circ=63^\circ 25' 48''$.

Para convertir de grados sexagesimales a grados decimales: el entero se queda tal cual, tomas los minutos y se divide entre 60, por ejemplo, $36^\circ 25' 52'' \quad 25 / 60 = 0.4166666$. Se toman los segundos y se dividen entre 3600; $52 / 3600 = 0.0144444$ ahora se suma todo, el entero más los resultados de las dos divisiones $36 + 0.4166666 + 0.0144444 = 36.43$.

- La discrepancia se entendió como la diferencia entre el valor ideal y el real se consideró como un entero con independencia de que el valor sea positivo o negativo, dado que el objetivo es determinar el desajuste.

- La rugosidad se entiende como lo opuesto a la planitud (0° o paralelismo con la horizontal), la superficie es irregular, no plana, con relieve y bajorrelieve. Entendiendo así que la rugosidad es la distancia desde el punto más bajo del relieve al más alto del bajorrelieve. Se consideró la nominal que es el promedio entre los puntos más bajos y los más altos, ver Figura 3.3 donde se aprecia con mayor detalle. Una rugosidad próxima a 0mm es sinónimo de buen ajuste y poca desadaptación, mayor apoyo menor gap, y al revés alejándose de 0mm.

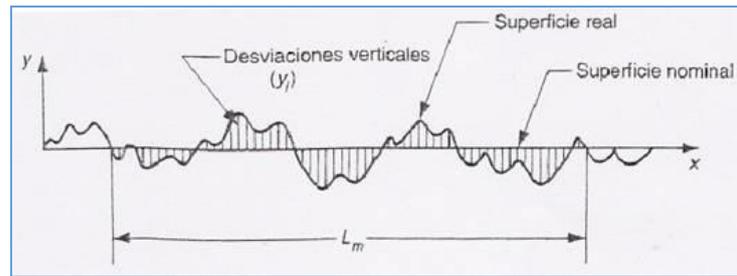


Figura 3.3 Esquema de rugosidad

- El programa usado para el análisis estadístico fue el SPSS v.20[®], acrónimo de *Statistical Package for the Social Sciences* de la empresa IBM[®].

- La secuencia seguida en el estudio fue:

Primero; Fabricación de especímenes.

Segundo; Pasarlos por el perfilómetro y calibre digital y obtención de medidas.

Tercero; Convertir esas medidas en una figura 3D.

Cuarto; Obtención de datos del desajuste, rugosidad, discrepancia y conicidad.

Quinto; Interpretación y comparación de datos obtenidos del pilar frente al patrón, respecto a un punto de referencia que es donde el diámetro mide 2,844 mm.

Sexto; Análisis estadístico.

3.1.2 Subgrupo colado

Para este subgrupo se usó:

- Técnica de colado, descrita en el apartado 1.3.2.
- Calcinables antirrotacionales de la marca Mozo Grau[®], Valladolid, España, para ambas conexiones, Figura 3.4.



Figura 3.4 Calcinable rotacional de conexión externa e interna

- La fabricación de estructuras coladas se hizo en el Laboratorio de Prótesis Dental Enrique Vloria®, Valladolid, España, con toda la aparatología comúnmente usada para la fabricación de prótesis dentales.

- La aleación utilizada en el estudio fue Jelbond Total®, de la marca Jelenko, San Diego, California, USA. Se trata de una aleación metal-base de tipo 4 de cobalto-cromo blanco para cerámica. Está constituida por un 59.5% de cobalto; 31.5% de cromo; 5 % de molibdeno; 2 % de silicio, 1% de manganeso y 1% otros metales sin especificar (132).

3.1.3 Subgrupo fresado

A tener en cuenta en este subgrupo:

- Escáner extraoral utilizado en el laboratorio para la digitalización de los modelos, fue el modelo Wieland 3 Shape 250 de la empresa Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG®, con sede en Lindenstraße 2, Germany, propiedad del Laboratorio de Prótesis Dental Enrique Vloria®, se muestra en la Figura 3.5.



Figura 3.5 Escáner extraoral

- Durante el diseño el técnico de laboratorio planificó la estructura metálica de la prótesis de acuerdo a los criterios mandados por nosotros; oclusión, relación con estructuras vecinas, estética... Este diseño queda recogido en archivo STL que se remitió al centro de fresado.

- El centro de fresado no modificó ningún dato recogido en archivo STL remitido por el laboratorio, se limitó a ejecutar la información que venía en el mismo.

- La máquina fresadora usada es de cinco ejes, el modelo MIKRON HSM 400U LP, de la empresa GF Machining Solutions® con sede en Geneva, Switzerland, perteneciente al grupo Georg Fischer Group, Switzerland (133), propiedad de Mozo Grau®, Valladolid, España, comercializando sus productos fresados como Bio-Cam®. Se muestra en la Figura 3.6 la fresadora.



Figura 3.6 Fresadora Bio-Cam

- Las pastillas de cromo cobalto usadas en la fresadora fueron Kera®-Disc, de la empresa Eisenbacher, Dentalwaren ED GmbH con sede en Würth am Main, Alemania. Es una aleación metálica, base de Tipo 4 de cobalto, no preciosa, que cumple con todas las normas ISO para uso dental se presenta en discos para CAD/CAM con un diámetro de 98,4mm y grosor de 20mm. Presenta una composición de Co 61,65%, Cr 27,75%, Mn 0,26%, Si 1,61%, Fe 0,2%, W 8,45%, otros <0,1% (134).

3.2 PATRÓN EN CONEXIÓN INTERNA

Para poder hacer el estudio se necesita tener un referente o patrón con unas cotas precisas y tabuladas y sobre él que se comparará las estructuras fabricadas.

3.2.1 Características del modelo patrón en Conexión Interna

El encastre ideal entre implante y pilar es como se muestra en la Figura 3.7, en el que se establece una "soldadura en frío", donde casi es inapreciable la solución de continuidad entre ambos.

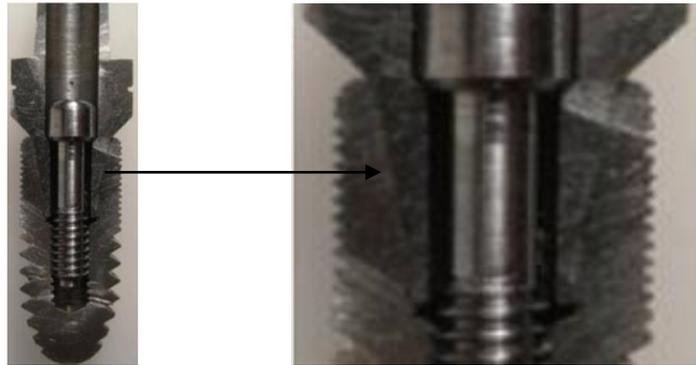


Figura 3.7 Encastre ideal pilar/implante

Implante patrón: el implante de referencia posee en la zona de la conexión un diámetro superior 2.844 mm y una conicidad de 10.995° grados digitales. La Figura 3.8 es una imagen en 3D donde se aprecia un corte axial del implante con las medidas. Ver Figura 3.9 en la que se muestra el esquema de imagen y las mediciones facilitadas por el perfilómetro, expresando en grados sexagesimales.

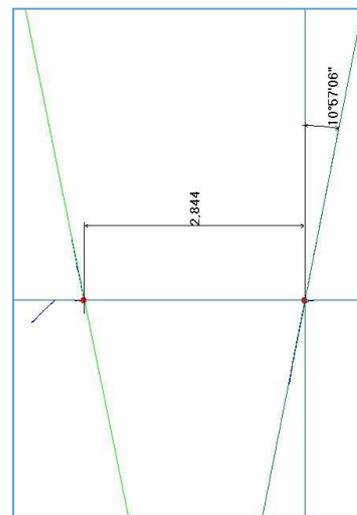
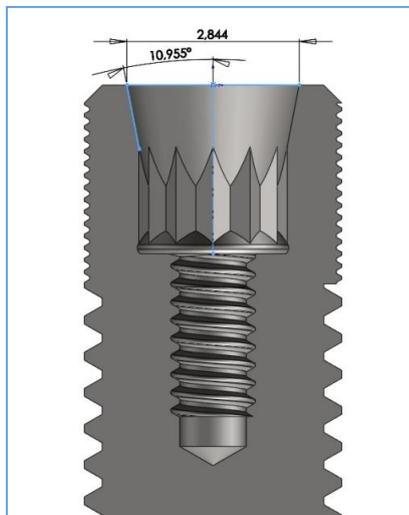


Figura 3.8 Imagen 3D del implante Figura 3.9 Imagen perfilómetro del implante

El pilar de la prótesis ideal para que tuviera un encaje perfecto, independientemente de la técnica de fabricación, tendría un ángulo de conicidad de 11.45° , como se muestra en la Figura 3.10.

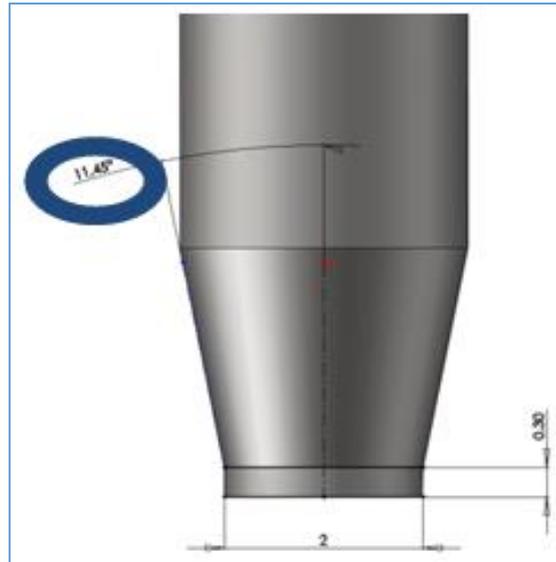


Figura 3.10 Imagen 3D del Pilar

Al insertar el pilar ideal en el implante patrón, se produce el encastre perfecto entre ambas estructuras, se puede ver un implante seccionando, Figura 3.11, de tal forma que por un lado podemos ver el interior del encastre y por el otro la conexión. Visto así nos damos cuenta de la imposibilidad de medir el desajuste de la conexión para el clínico. La Figura 3.12 muestra la conexión aumentada en implante seccionado.



Figura 3.11 Implante seccionado para ver la conexión



Figura 3.12 Encastre implantoprótesico aumentado

Por lo antes expuesto se estableció como plan de medición una línea imaginaria que pasa por la parte más superior del implante que corta al pilar. Esa línea de inserción es la que vamos a tomar como línea patrón o de referencia.

Con respecto a esta línea compararemos si las prótesis coladas o mecanizadas quedan por debajo o por encima de ella. Se puede ver en la Figura 3.13 la línea de referencia.

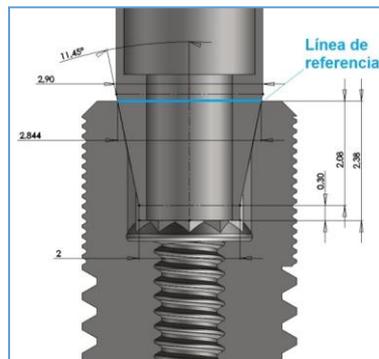


Figura 3.13 Línea de referencia

Para un mejor entendimiento se explica con un ejemplo: Primero medimos la conicidad del pilar en el perfilómetro, con las mediciones se construye un modelo 3D del cono/pilar usando el programa de CAD, y se superpone este cono con el cono de la prótesis teórica. Se toma como ejemplo que la medición del perfilómetro es de 20°.

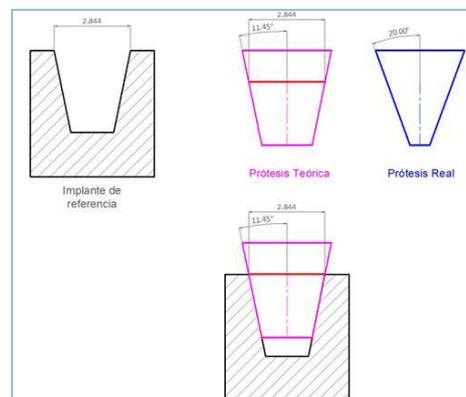


Figura 3.14 Ejemplo de implante y prótesis ideal

En la Figura 3.14 se ve en negro el implante de referencia y en rosa la prótesis teórica con la conicidad y diámetro ideal. Se monta la prótesis teórica sobre el implante de referencia, y en el ras de la prótesis teórica con el implante de referencia se marca una línea (en color rojo). Seguidamente hemos medido una prótesis real (en color azul) y hemos obtenido una angulación. Sirva de ejemplo 20°.

Ahora se superponen la prótesis teórica con la prótesis real, y se ve, sin montar todavía en el implante de referencia, donde queda la línea roja, (que es el ras del implante en la prótesis teórica), obsérvese en la Figura 3.15

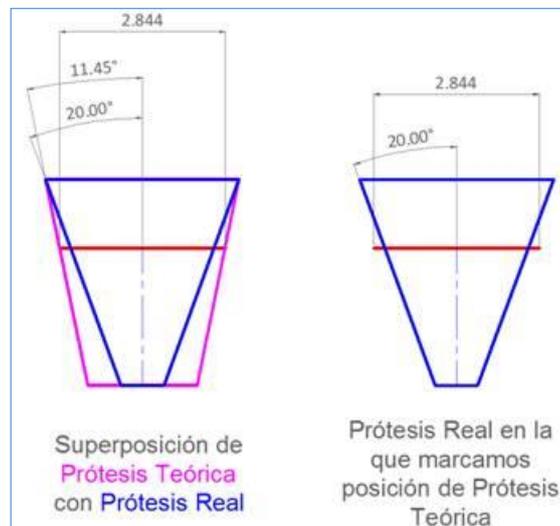


Figura 3.15 Ejemplo de prótesis teórica y real

Ahora se monta la prótesis real sobre el implante de referencia, como se muestra en la Figura 3.16. Podemos ver que, si se lleva la línea roja transferida de la prótesis teórica, al cono de la prótesis real, montado sobre el implante de referencia, y se superpone la línea roja al ras del implante (que es donde tenía el ajuste en la prótesis teórica), al tener esta prótesis real otra angulación, la prótesis real podría seguir bajando dentro del cono del implante de referencia. Este cono de la prótesis real, seguirá bajando hasta que coincidan el diámetro de la prótesis real (en azul) y el diámetro superior del implante de referencia, y esta medida será en un diámetro de 2.844 mm. Por lo tanto, si buscamos en la prótesis real donde está el diámetro de 2.844, lo encontramos en la línea verde. Si hacemos ahora coincidir la línea verde con el ras del implante de referencia, visualizaremos la diferencia entre la posición de la línea verde y la línea roja. En este caso, la diferencia entre la posición de la prótesis real y la prótesis teórica es de 0.525 mm.

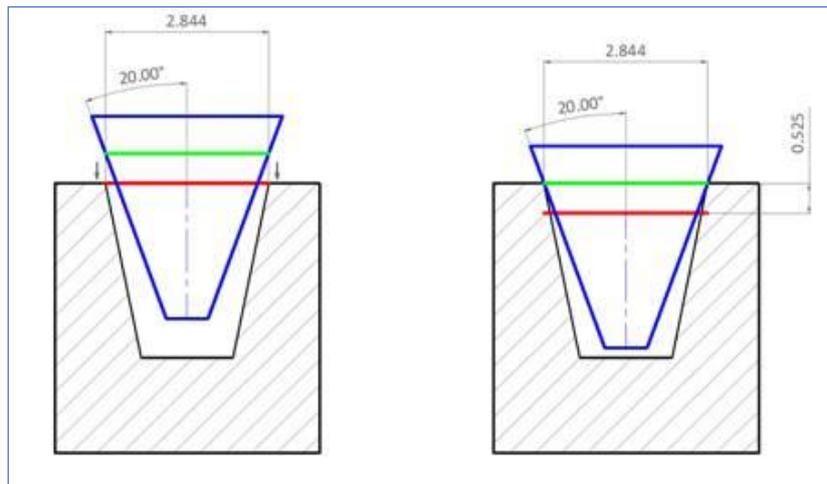


Figura 3.16 Ejemplo de montaje de la prótesis sobre el implante

Resumiendo, diremos que, si la pieza entra más o menos en el implante, hay una discrepancia angular:

- Hiper cónica, entra más = Angulo mayor de $11,45^\circ$ (ángulo de referencia) Hiper ángulo; la prótesis baja, el encastre es más profundo, se mete más respecto a la medición patrón.
- Hipo cónica, entra menos = Angulo menor de $11,45^\circ$ (ángulo de referencia) Hipo ángulo; la prótesis sube, el encastre es más superficial, entra menos respecto a la medición patrón.

La diferencia entre lo que entra de más o lo que sobresale respecto a línea patrón es la discrepancia entre la prótesis real y la teórica.

3.2.2 Datos del modelo patrón en Conexión Interna:

El pilar patrón es un pilar que cumple con las cotas ideales que marca el fabricante, adaptándose perfectamente e introduciéndose hasta el límite ideal en el implante. Sobre éste se pasa el perfilómetro y nos da una serie de valores representados en un esquema. El esquema se muestra en la Figura 3.17, es un esquema de la mitad de un pilar, de la parte que se introduce en el implante, no hace falta de todo el contorno porque no aporta relevancia para el estudio la forma de la pieza, vista horizontal.

Las mediciones del perfilómetro se llevan al programa de diseño en 3D, dando como resultado una imagen, la Figura 3.18 muestra la imagen, donde se aprecia la parte del pilar estudiado conectado al implante, representando el caso ideal.

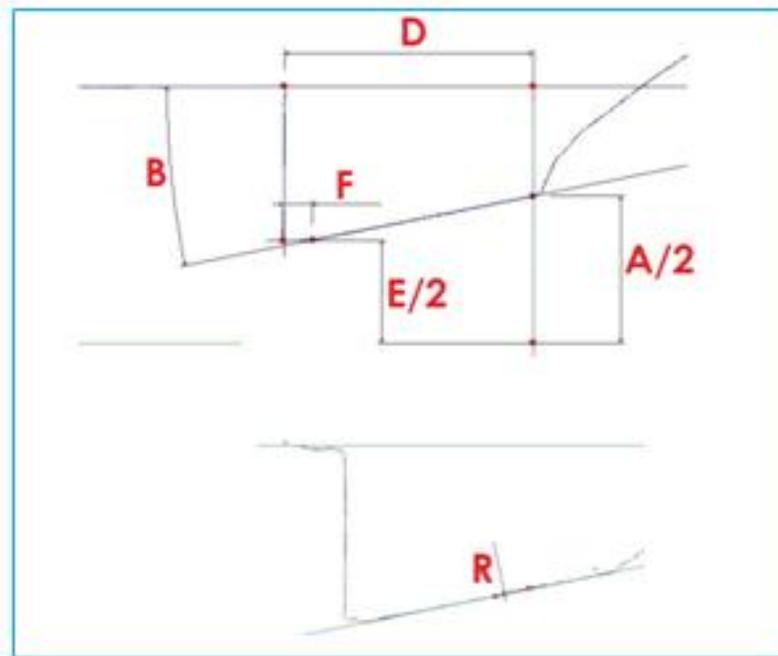


Figura 3.17 Esquema de medición patrón por el perfilómetro

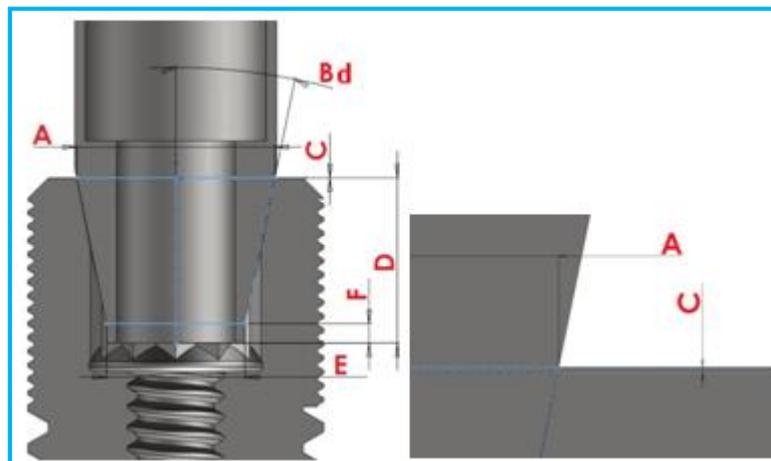


Figura 3.18 Imagen de medición patrón en 3D.

Los valores de las cotas son los valores usados como referencia, cada una de las letras representa una medida, así:

- {A}-Representa el diámetro del pilar, con una medida de 2.844 mm.
- {A/2}- Es el radio del pilar, 1.422mm.
- {B}-Conicidad del pilar, es el ángulo formado por la pared externa del pilar y la horizontal, expresado en grados sexagesimales al ser medido por el perfilómetro, con un valor de 11° 26' 59".
- {Bd}- Conicidad del pilar, es el mismo que el anterior pero representado en modelo 3D, por ende, se representa en grados decimales, con una angulación de 11, 45°.
- {C}- Línea de referencia sobre la que se determinará si la estructura entra más o menos y donde se ha establecido la cota de diámetro y conicidad (A, B, Bd).
- {D}- Altura de la porción cónica del pilar que entra en el implante, 2.834 mm.
- {E}- Diámetro del cilindro apical del cono, 2 mm. El pilar en su parte más apical cambia su forma de ser cónica a cilíndrica.
- {E/2}- Radio del cilindro apical del cono, 1 mm.
- {F}- Altura cilindro apical del cono, 0.300 mm.
- {R}- Rugosidad de la superficie del cono, 0,000 mm.

Cuando se leen los datos obtenidos se debe tener en cuenta que: a) Los puntos E, E/2 y F, solo se encuentran en los trabajos mecanizados, ya que esta parte del pilar no está en los calcinables (UCLAS), por ende, al no estar en el calcinable no estará en las estructuras coladas. Como solo aparecen en los trabajos mecanizados se descarta incorporarlos a la base de datos por no poderse comparar con las estructuras coladas. b) Los puntos A y A/2, no se reflejan en la tabla de recogida de datos porque son constantes, ya que la parte del pilar donde el diámetro es 2.844 es la referencia patrón.

3.3 PATRÓN EN CONEXIÓN EXTERNA

Al igual que en la otra conexión, se parte de un referente sobre el que compararse, este va a ser el pilar patrón.

3.3.1 Características del modelo patrón en Conexión Externa

Como se aprecia en la Figura 3.19 donde un implante y su pilar es seccionado, el contacto entre ambas partes es sobre la superficie horizontal de la conexión.

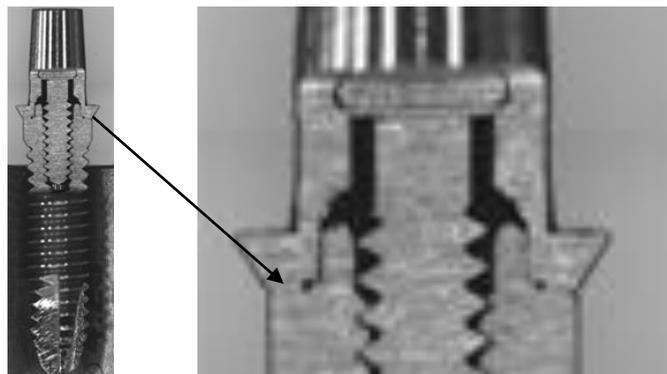


Figura 3.19 Exposición de la conexión entre implante de conexión externa y pilar

El área de referencia es el hombro, este hombro es una plataforma sobre la que va a descansar la prótesis, en la Figura 3.20 se resalta con color azul. La plataforma respecto a la pared del implante forma un perfecto ángulo de 90°.

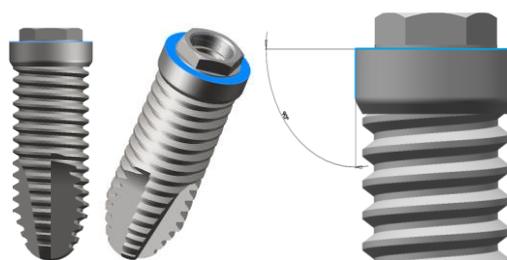


Figura 3.20 Hombro de la conexión externa en un implante

En el pilar perfecto la superficie de apoyo es totalmente plana, así que el ángulo que forma la plataforma del pilar con respecto a la horizontal, línea de referencia, es 0° , y la rugosidad máxima del pilar es 0 micras ya que es una superficie lisa, se muestra en la Figura 3.21 de color azul. En la Figura 3.22 se ve cómo quedaría el complejo implante pilar en un encastre perfecto.



Figura 3.21 Pilar ideal



Figura 3.22 Pilar e implante conectados

El modelo/pilar patrón es cuando la prótesis ensamblada con el implante tiene una planitud de 0° y ausencia de rugosidad. Lo que implicaría un contacto entre las partes exacto, total e íntimo, es decir, coincidir al 100% las superficies, como muestra la Figura 3.23.

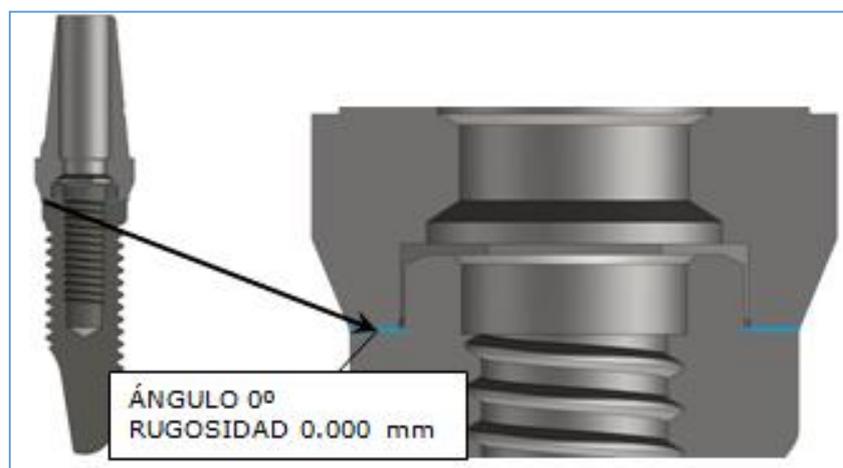


Figura 3.23 Caso ideal de conexión externa implantoprotésica

Esto tiene sentido porque aun teniendo el mismo ángulo puede existir rugosidad. De haber rugosidad el contacto del pilar con el implante se produce solamente entre puntos y superficie, no se da entre superficie con superficie, puntos marcados en rojo en la Figura 3.24.

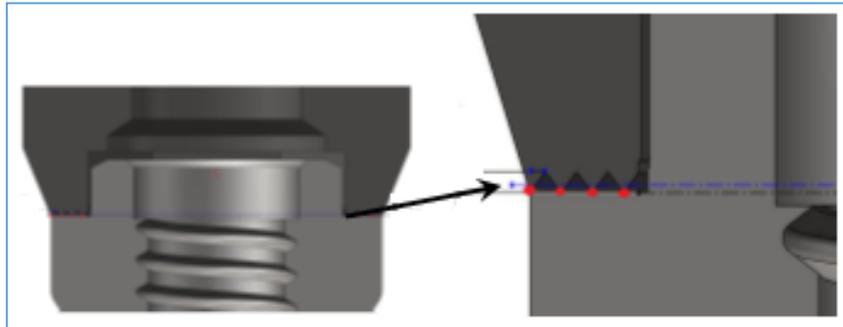


Figura 3.24 Detalle del contacto de la rugosidad

Pero ajeno al caso ideal se pueden plantear distintas situaciones en las que se combina la angulación y la rugosidad:

- Angulación 0° y presencia de rugosidad. En la Figura 3.25 se muestra este supuesto donde la plataforma del pilar es rugosa, los picos de rugosidad están producidos por sustracción del material por lo que la discrepancia marginal con respecto a la línea de referencia es 0° , el ángulo nos diría que el ajuste es bueno 0° , y contrariamente la rugosidad tan elevada de 0.050 mm nos diría que existe una desadaptación.

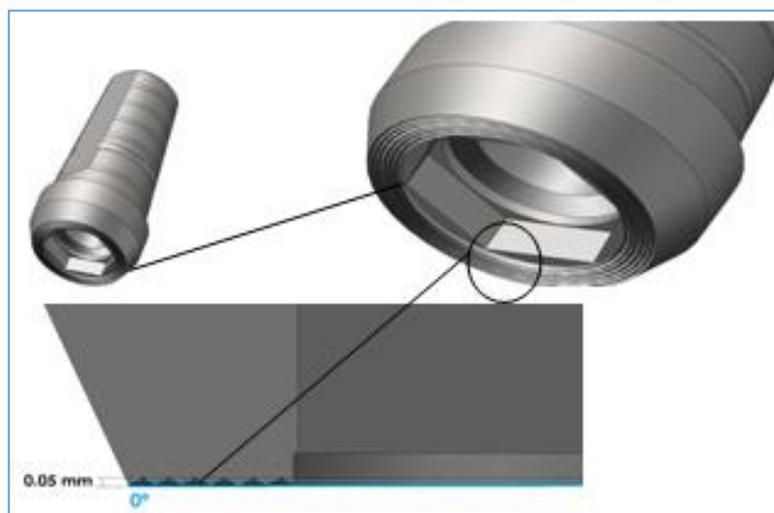


Figura 3.25 Rugosidad en el pilar

En la Figura 3.26 se ve cómo influye el ángulo de planitud de 0° y la rugosidad de 0.050 mm una vez colocado el pilar en el implante.

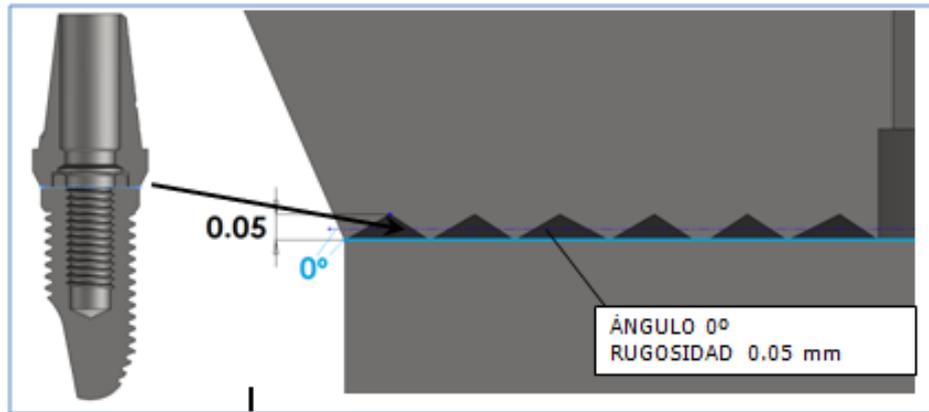


Figura 3.26 Planitud de 0° y Rugosidad de 0.05mm en complejo pilar/implante

- Ángulo de "x" grados y planitud, superficie plana, aunque está inclinada. En la Figura 3.27 se ve un supuesto en el que la plataforma del pilar tenga un ángulo de 1° , con una rugosidad de 0 micras, la superficie no es plana, existe una angulación respecto a la horizontal.

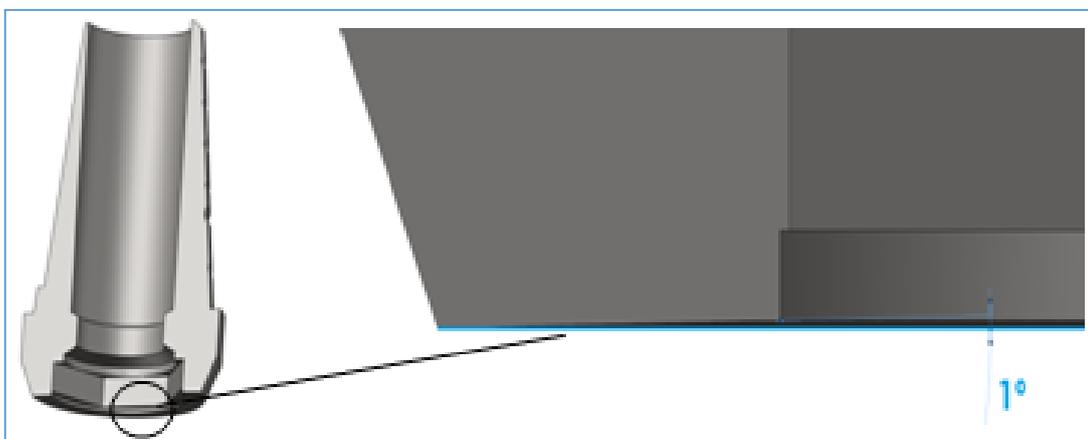


Figura 3.27 Ángulo de 1° de pilar con horizontal

En la Figura 3.28 vemos cómo afecta 1° de distorsión si se superpone el pilar con el implante, no existiendo rugosidad.

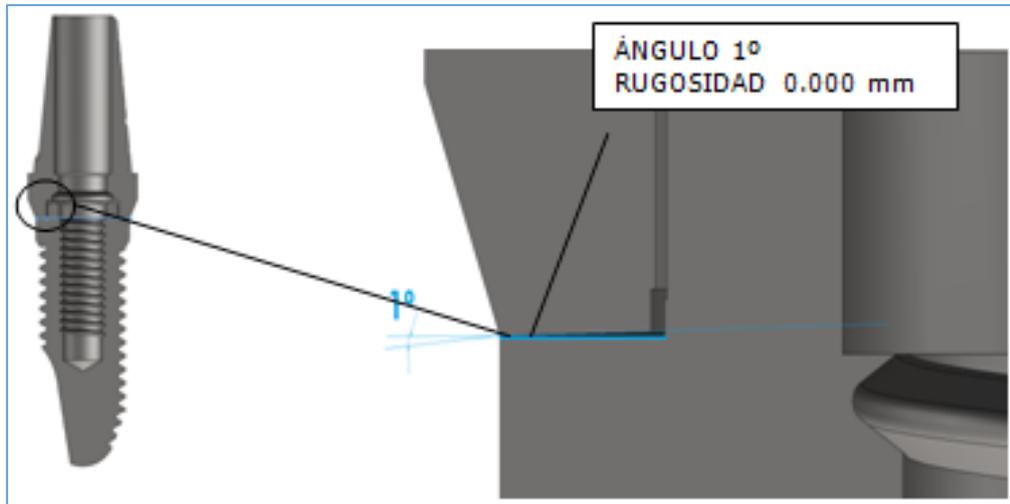


Figura 3.28 Ángulo de 1° entre pilar e implante

- Ángulo de "x" grados y "x" rugosidad. Existe un ángulo de distorsión entre la plataforma del pilar y del implante (discrepancia marginal), y además presenta rugosidad. En este supuesto que se ve en la Figura 3.29 tenemos un ángulo de 1° en la base del pilar y una rugosidad de 0.05 mm.

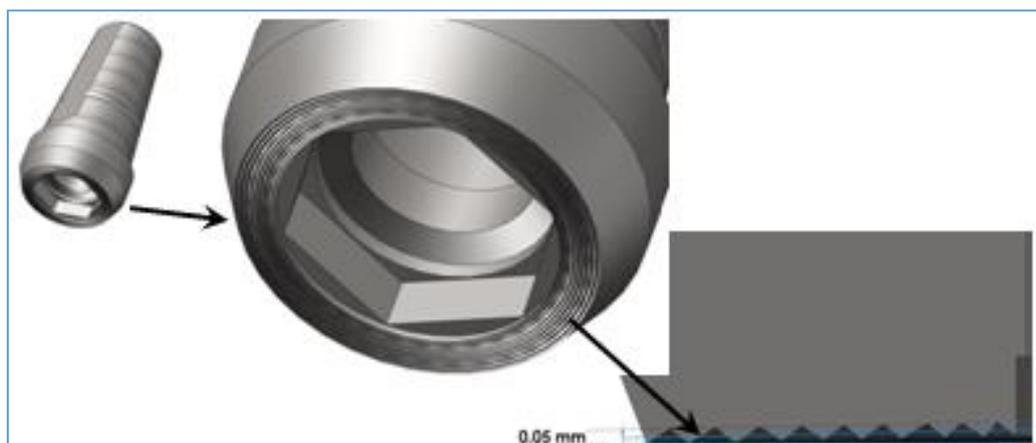


Figura 3.29 Angulación y rugosidad de la base

En la Figura 3.30 se ve como es la adaptación del pilar sobre el implante y cómo afecta la desadaptación y la rugosidad a la conexión.

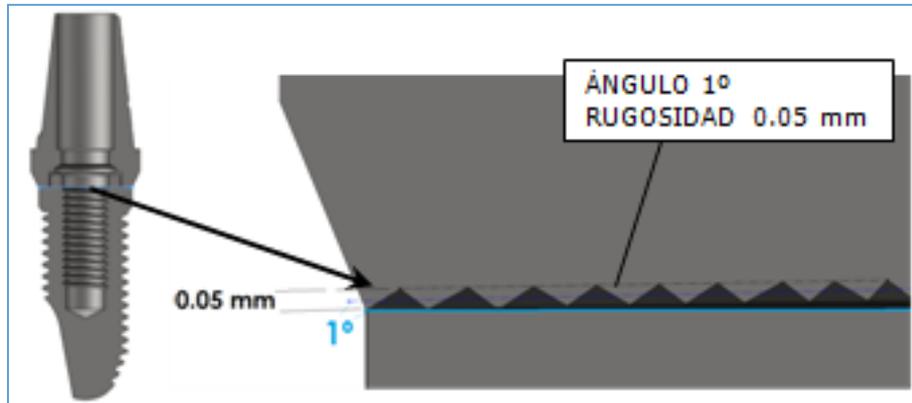


Figura 3.30 Planitud de 1° y Rugosidad de 0.05µm en complejo pilar/implante

El palpado del modelo patrón se hace uniendo el pilar con el implante, posteriormente se coloca en la mordaza del perfilómetro y va pasando la punta de este para realizar la palpación. Lo primero que se obtiene es una línea longitudinal del perfil de los dos elementos unidos, marcado como línea de color azul en la Figura 3.31.

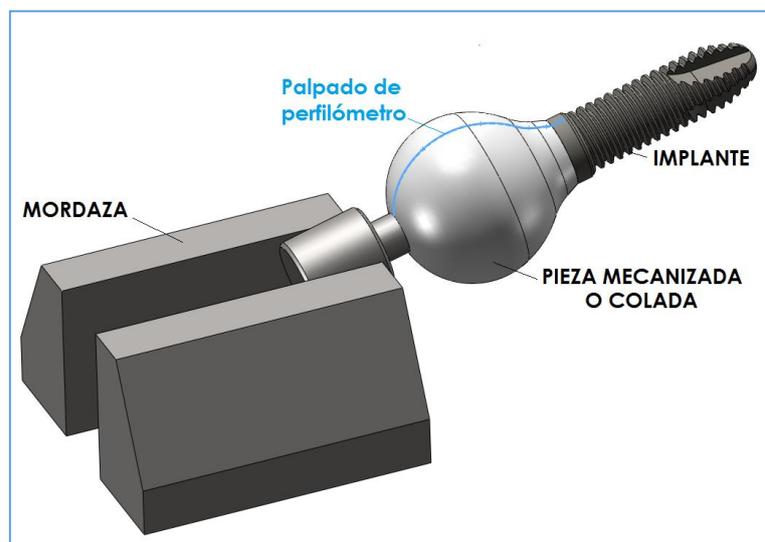


Figura 3.31 Palpación con perfilómetro

Una vez obtenido el perfil, trazamos una perpendicular en el punto de unión de la prótesis con el implante. Esta línea, marcada de color verde, es la línea que tomaremos de referencia como planitud patrón y rugosidad. En la Figura 3.32 se ve el esquema del palpado.

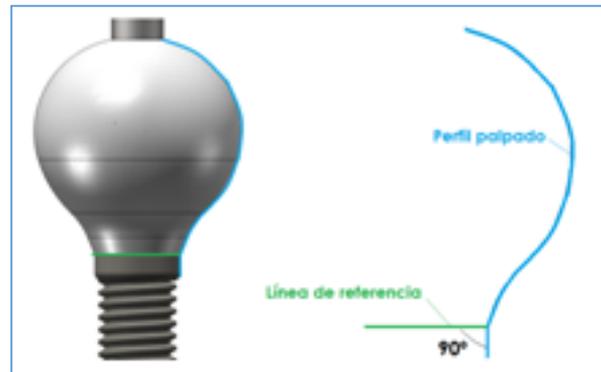


Figura 3.32 Palpación del perfilómetro

Todas las medidas que se tomen sobre los pilares en el estudio se compararán con esta línea patrón. Se palpa la plataforma de la prótesis, hombro y conexión, como se muestra en la Figura 3.33.

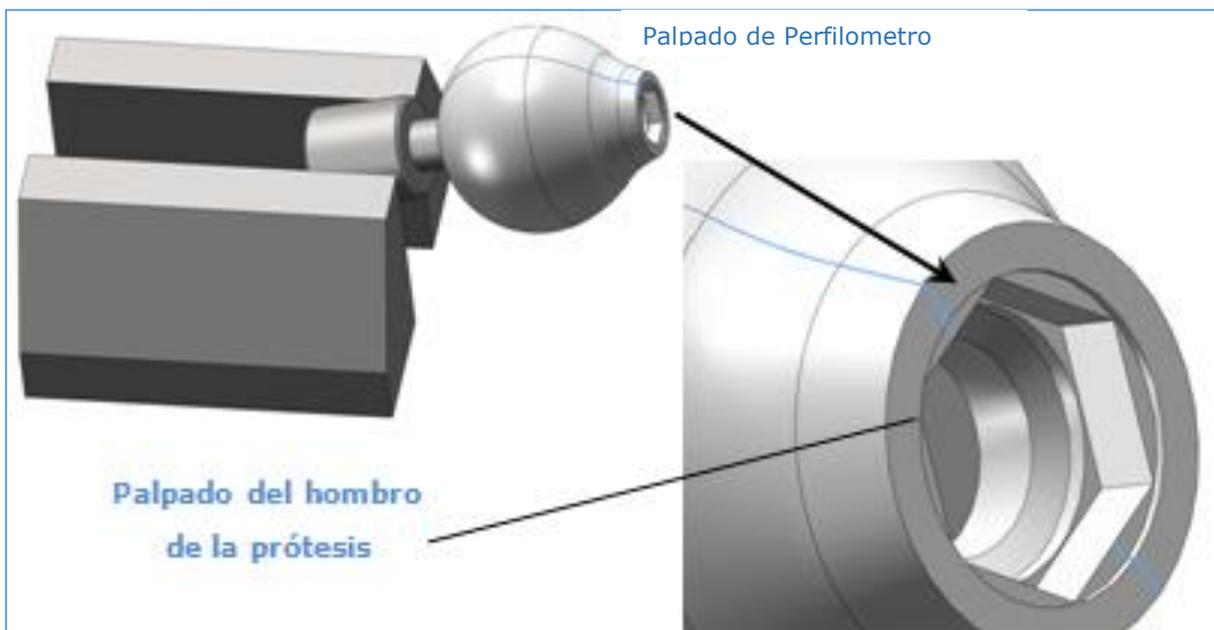


Figura 3.33 Palpado del pilar patrón en la mordaza

En la Figura 3.34 se muestra el esquema que nos da el perfilómetro de una de las palpaciones; se ve en azul la palpación del hombro protésico y en color verde la línea referencia de planitud 0° y rugosidad 0 mm.

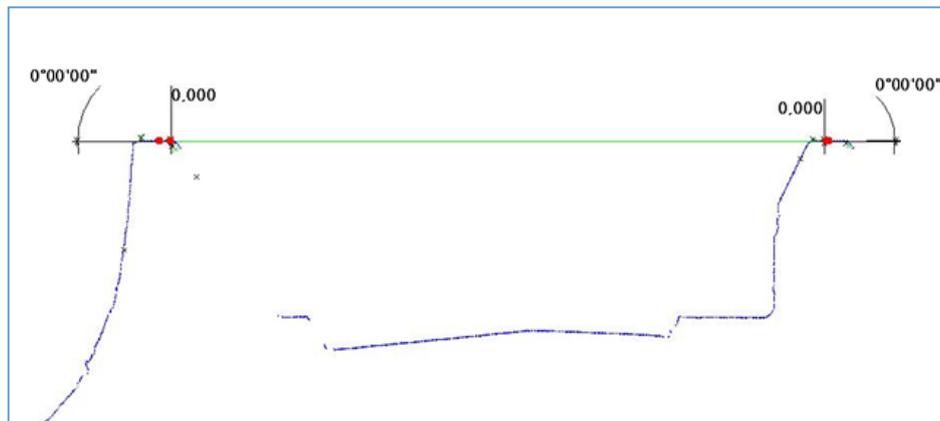


Figura 3.34 Esquema de datos del perfilómetro

Conviene explicar que la imagen es de un pilar boca abajo, por eso se ven las dos paredes del hexágono en los lados de color azul verticales y la línea azul curva del lado izquierdo se refiere al contorno del pilar. Esto es así porque la punta del perfilómetro está hacia abajo, y el pilar igualmente invertido en la mordaza. En la Figura 3.35 se muestra la superposición del esquema del perfilómetro con la palpación sobre la base del pilar para un mejor entendimiento.

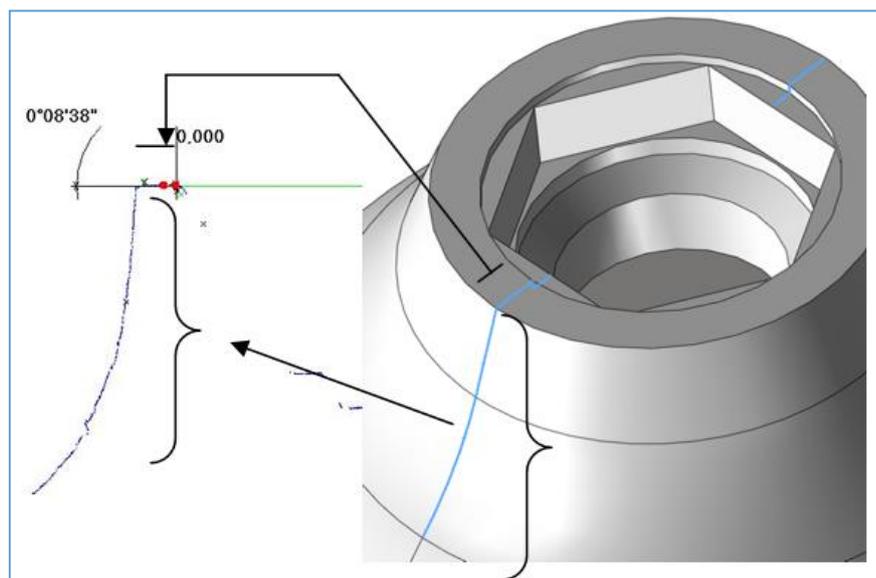


Figura 3.35 Superposición del esquema del perfilómetro con base de estructura

3.3.2 Datos del modelo patrón en Conexión Externa

Al mirar la parte interna de la conexión con el Vision Hawk[®], se establecen una serie de puntos y medidas que nos dicen el diámetro de la conexión y de la plataforma del pilar. Estas mediciones se pasan por el programa de diseño en 3D y nos da una imagen de la base, como se ve en la Figura 3.36.

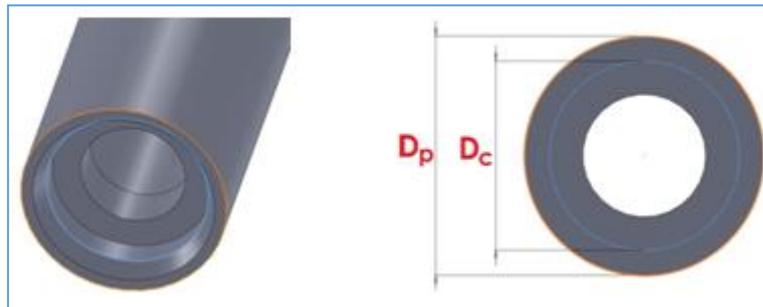


Figura 3.36 Diámetro de conexión y plataforma

Las mediciones que nos ofrece el calibre digital se representan con una clave alfabética, siendo:

- {Dp}- Es el diámetro de la plataforma, valor patrón de 4,100 mm. Es la medición del diámetro externo del pilar. Para obtener un correcto ajuste deberían coincidir las mediciones de las estructuras del trabajo con este valor, de ser mayor sería una prótesis desbordante o si es menor lo opuesto. Representado con línea naranja.
- {Dc}- Diámetro de la conexión, 3.240 mm. Es similar al anterior, pero en vez de medirse el contorno externo se mide el contorno interno, pudiéndose plantear los mismos supuestos. Representado con una línea de color azul.

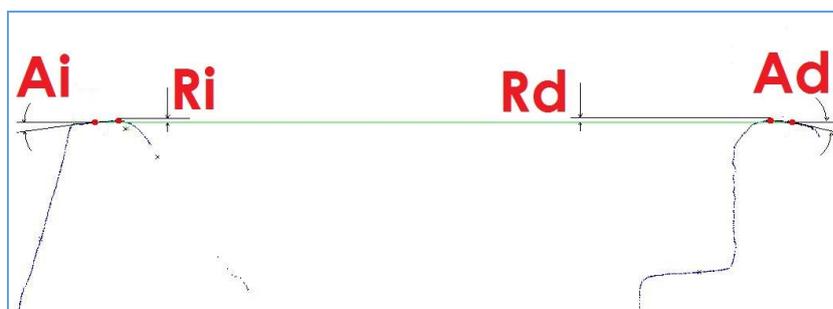


Figura 3.37 Mediciones y esquema del perfilómetro

Tras pasar el perfilómetro por el pilar obtenemos valores de un corte transversal invertido de la conexión, así lo muestra la Figura 3.37. Para la interpretación de esos valores se codificaron de forma tal que:

- $\{Ai\}$ - Es el ángulo del lado izquierdo en el hombro del pilar, 0° . Al verse en el lado de izquierda de la imagen se determina así, pero realmente no se refiere al lado izquierdo o derecho del pilar si no del corte transversal. Una medición superior a 0° implica la ausencia de paralelismo con el hombro ideal.
- $\{Ad\}$ - Es el ángulo del lado derecho del hombro del pilar, 0° . Es el simétrico en el corte del lado opuesto al anterior.
- $\{Ri\}$ - Determina la presencia de rugosidad en el lado izquierdo, su valor patrón de 0,000 mm. Como en el caso del ángulo izquierdo se refiere al lado de la imagen del corte transversal.
- $\{Rd\}$ - Rugosidad del lado derecho, 0,000 mm. Rugosidad en el lado opuesto de Ri .

3.4 VARIABLES

En la Tabla 5 se muestran los valores de referencia/patrón para las dos conexiones con las distintas variables usadas. Se calcularon las discrepancias absolutas y paramétricas.

Para clasificar el ajuste en la interfase se consideraron: ajustes perfectos, sub-contorneados (por debajo del patrón) y sobre-contorneados (mayores que el patrón) tanto para la conexión como para la plataforma.

Para las discrepancias angulares de conexión interna, se establecieron coherentemente la clasificación de: ángulos perfectos, hipo-angulados o híper-angulados en función de su relación con la conicidad patrón.

Discrepancias de la altura de la conexión sólo se calcularon para implantes de conexión interna con estructura mecanizada.

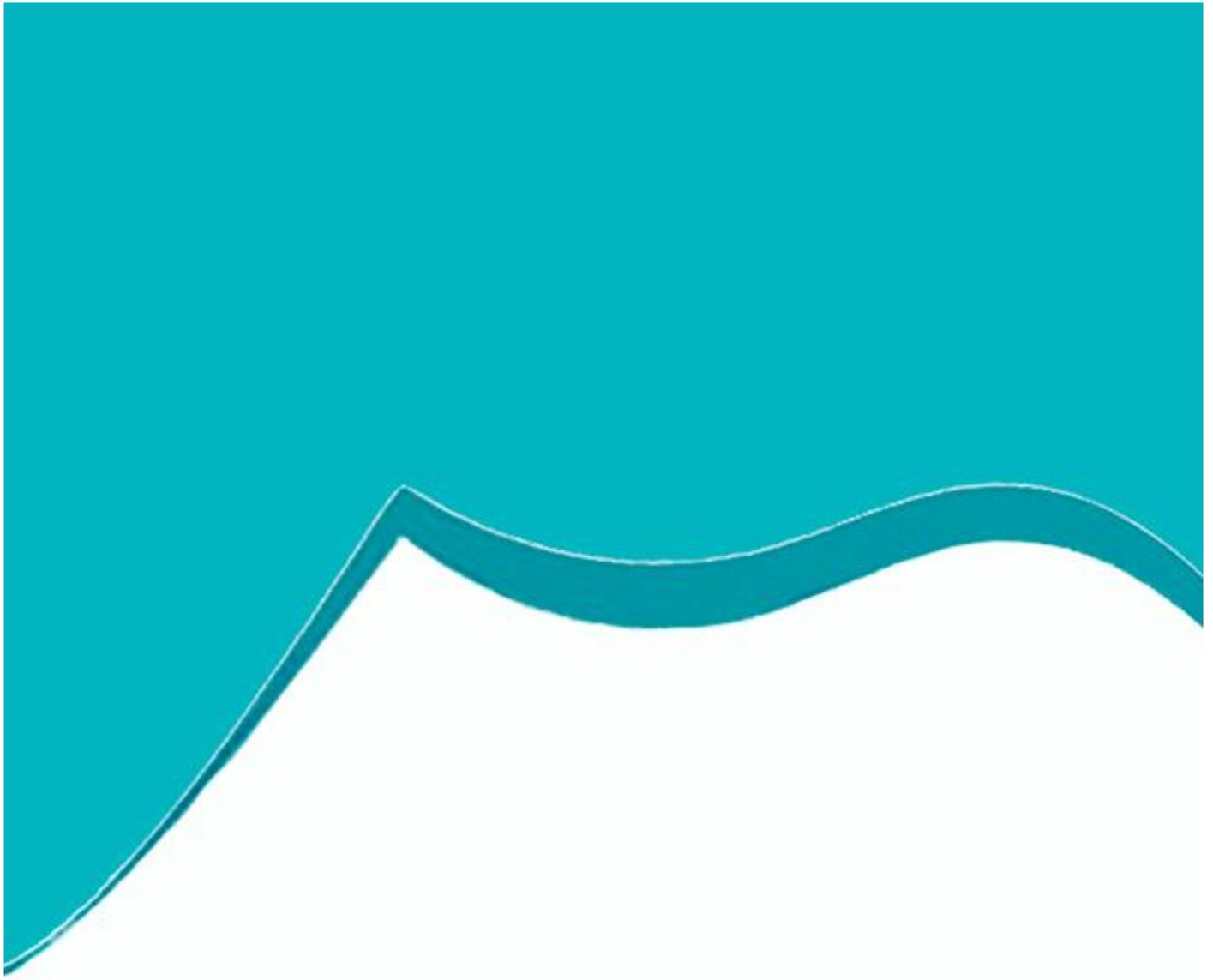
El desajuste vertical se calculó para los implantes de conexión interna, representando el grado de penetración de la estructura en los implantes.

El grado de rugosidad de la estructura se usó la "r" que iba desde -1 hasta +1, medido en milímetros redondeando el tercer decimal.

Tabla 5. Valores de referencia en los distintos parámetros para calcular las discrepancias con respecto al patrón.		
IMPLANTES	Conexión Externa	Conexión Interna
Diámetro Plataforma (mm)	4.1	2.844
Diámetro Conexión(mm)	3.24	2.00
Altura Conexión (mm)	0.7	2.834
Rugosidad(μm)	0	0
Angulo marginal($^{\circ}$)	0 $^{\circ}$	11.45 $^{\circ}$

3.5 ANALÍTICA DE DATOS

Para la estadística descriptiva, los parámetros cuantitativos fueron descritos usando la media y la desviación estándar (sd). Así mismo, los parámetros cualitativos se describieron mediante la distribución muestral (n, %). Posteriormente se comprobó la normalidad en la distribución de los datos cuantitativos mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov, comprobándose que, para la mayoría de las variables, la distribución no normal, nos obligaba a aplicar test no paramétricos (U Mann-Whitney para comparar dos grupos o Kruskal Wallis para más de dos grupos). Se realizaron correlaciones bi-variadas de Pearson entre distintos parámetros. Además, se calcularon modelos de regresión lineal múltiple para predecir la discrepancia angular y la rugosidad en función del tipo de implante y del método de fabricación. Para todos los cálculos se ha utilizado el programa SPSS v.20, estableciendo un valor $p < 0.05$ para declarar una diferencia como estadísticamente significativa.



Resultados

Capítulo 

4.1 RESULTADOS EN IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA

Tabla 6. Descripción del ajuste de estructuras de cromo-cobalto en implantes de conexión externa en función de su sistema de fabricación mediante colado convencional (n=20) o mediante mecanizado (n=20)						
IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA	Estructuras Coladas			Estructuras mecanizadas		
	Media(sd)	Min	Max	Media(sd)	Min	Max
Discrepancia centesimal angular *	2.37(2.34)	0.56	10.04	0.10(0.06)	0.03	0.25
Rugosidad Promedio (μm)*	6.88(3.98)	2.50	19.50	0.33(0.47)	0.00	2.00
Plataforma: Desajuste horizontal (μm)	28.35(23.22)	0.0	102.0	19.50(19.32)	2	91
Conexión: Desajuste horizontal(μm)*	14.75(8.71)	2	37	5.60(4.42)	0	16
* Muy significativo tras la comparación con U deMann Whitney ($p < 0.001$)						

La Tabla 6 muestra las discrepancias angulares y horizontales de plataforma y conexión, así como la rugosidad de las estructuras coladas o fresadas sobre implantes de conexión externa. La comparación en función del método de fabricación demuestra que las discrepancias angulares y el desajuste horizontal en la zona de la conexión fue significativamente mayor en las estructuras coladas frente a las mecanizadas. Además la rugosidad de los colados fue 20 veces superior a los mecanizados

Tabla 7. Descripción del tipo de desajuste en plataforma y conexión de estructuras de cromo-cobalto en implantes de conexión externa en función de su sistema de fabricación mediante colado convencional (n=20) o mediante mecanizado (n=20)						
IMPLANTES DE CONEXIÓN EXTERNA	Estructuras Coladas			Estructuras mecanizadas		
	N	%	Media(sd) del desajuste	N	%	Media(sd) del desajuste
En Plataforma*						
Sub-contorneado	7	35	-15.9(12.9)	14	70	-19.1(9.0)
Perfecto	1	5	0(0.0)	0	0	0(0.0)
Sobre-contorneado	12	60	38(23.8)	6	30	20.3(34.7)
En Conexión						
Subcontorneado	4	20	-19.0(14.4)	5	25	-5.2(0.8)
Perfecto	0	0	0(0.0)	3	15	0(0.0)
Sobrecontorneado	16	80	13.7(7.0)	12	60	7.2(4.7)
* Significativo tras la comparación con Chi Cuadrado ($p < 0.05$)						

Respecto al tipo de desajuste en plataforma y conexión, la Tabla 7 muestra que en la plataforma, la mayoría de las estructuras mecanizadas subcontornean la plataforma (diámetro < 4.1mm), mientras que la mayoría de los colados estaban sobrecontorneados (60%).

Esta diferencia resultó estadísticamente significativa. Sin embargo las desviaciones en la conexión hexagonal no fueron significativamente distintas, y en ambos métodos de fabricación se tiende a sobre dimensionar la conexión hexagonal del pilar (Tabla 7).

Es decir, en relación a la reproducción de la conexión, la mayoría de las estructuras tienen desajustes que en lugar de reproducir exactamente el diámetro de la conexión (3.24 mm) la estructura tiene un mayor radio. El ajuste perfecto es excepcional, oscilando entre el 5% para colados en la plataforma hasta un 15% en mecanizados para la conexión.

4.2 RESULTADOS EN IMPLANTES DE CONEXIÓN INTERNA

Tabla 8. Descripción del ajuste de estructuras de cromo-cobalto en implantes de conexión interna en función de su sistema de fabricación mediante colado convencional (n=20) o mediante mecanizado (n=20)						
IMPLANTES DE CONEXIÓN INTERNA	Estructuras Coladas			Estructuras mecanizadas		
	Media(sd)	Min	Max	Media(sd)	Min	Max
Discrepancia vertical en la plataforma(μm)*	4.98(4.02)	0.1	15.9	1.07(0.79)	0	2.3
Discrepancia absoluta en conicidad ($^{\circ}$)*	0.40(0.31)	0.01	1.18	0.09(0.06)	0	0.19
Discrepancia Vertical del cono(μm)	462.45(6.30)	453	477	459.60(1.05)	458	461
Rugosidad(μm)*	27.45(47.98)	7	212	2.85(0.75)	2	4
Discrepancia absoluta horizontal del cilindro(μm)	-	-	-	13.9(8.7)	0	30
Discrepancia absoluta vertical del cilindro(μm)				20.5(13.2)	1	58

* Muy significativo tras la comparación con U de Mann Whitney ($p < 0.001$)

La Tabla 8 demuestra que en las estructuras coladas de cromo-cobalto para implantes de conexión interna hay significativamente cinco veces más discrepancia en el ajuste vertical de la plataforma y de la conicidad, que en las estructuras fresadas. Además, la rugosidad promedio es casi 10 veces superior en los colados que en los mecanizados.

La Tabla 9 muestra que hay una distribución significativamente diferente en cuanto a la discrepancia angular de estructuras coladas y mecanizadas apoyadas sobre implantes de conexión interna, siendo la discrepancia hipocónica (reducción de la angulación con respecto al patrón) significativamente más común en estructuras mecanizadas que en estructuras coladas.

Tabla 9. Descripción del tipo de desajuste en el cilindro apical de la conexión de estructuras mecanizadas de cromo-cobalto en implantes de conexión interna, así como discrepancia angular en función de su sistema de fabricación mediante colado convencional (n=20) o mediante mecanizado (n=20)				
IMPLANTES DE CONEXIÓN INTERNA	Estructuras Coladas		Estructuras mecanizadas	
	N	%	N	%
Discrepancia vertical de la conexión				
Subcontorneado	-	-	8	40
Sobrecontorneado	-	-	12	60
Discrepancia horizontal de la conexión				
Subcontorneado	-	-	5	25
Perfecto	-	-	1	5
Sobrecontorneado	-	-	14	70
Discrepancia angular*				
Hipocónico	9	45	16	80
Hiperónico	11	55	4	20

* Significativo tras la comparación con Chi Cuadrado ($p < 0.05$)

Como ya se comentó en el apartado 3.2.2 de Material y Métodos, en las estructuras coladas sobre implantes de conexión interna no se reproducen la discrepancia vertical (ajusta siempre al ser un cono contra otro) ni la discrepancia horizontal (entra más o menos un cono sobre otro, siempre es en el mismo punto, sin exceder los límites del implante), y por tanto no aparecen en las tablas 8 y 9.

4.3 FACTORES PREDICTIVOS DEL AJUSTE

4.3.1 En implantes de conexión externa

Se comprueba que la discrepancia horizontal de la plataforma está significativamente correlacionada con el grado de rugosidad de la estructura ($r=0.41$, $p<0.01$). Además, no parece haber correlación evidente entre la discrepancia horizontal de la plataforma y de la conexión ($r=0.13$, $p=0.48$), tal y como muestra la Figura 4.1, aunque las discrepancias de conexión negativas, suelen acompañarse de poca discrepancia horizontal en la plataforma.

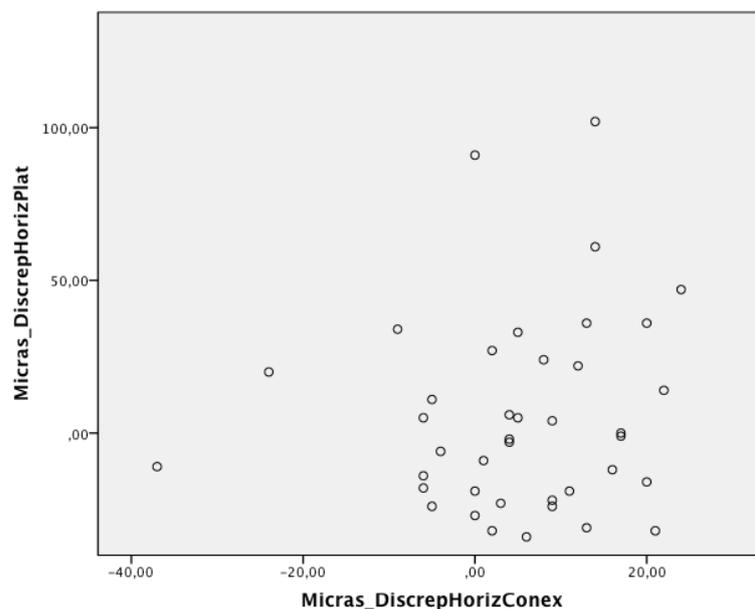


Figura 4.1 Correlación entre la discrepancia horizontal de la plataforma y de la conexión en implantes de conexión externa

4.3.2 En implantes de conexión interna

En conexión interna, el desajuste vertical de la plataforma esta significativamente correlacionado con el desajuste horizontal de la conexión ($r=0.51$, $p<0.05$), y la discrepancia vertical del cono Morse ($r=0.60$, $p<0.05$), pero sobre todo es un resultado directo de la discrepancia angular absoluta ($r=0.99$, $p<0.0001$), Figura 4.2.

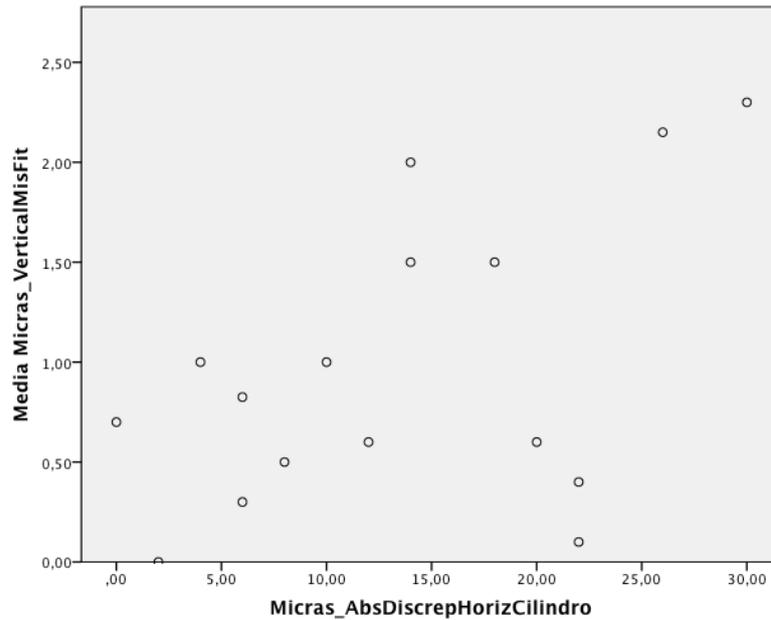


Figura 4.2 Correlación entre la discrepancia vertical del pilar y la discrepancia horizontal del cilindro en implantes de conexión interna

Además, se comprobó que la discrepancia vertical del cono Morse está significativamente correlacionado, y se visualiza que esta discrepancia vertical se anula cuando en el cono existe una discrepancia de 460 micras, en cuyo caso se favorece el ajuste vertical de la plataforma, Figura 4.3.

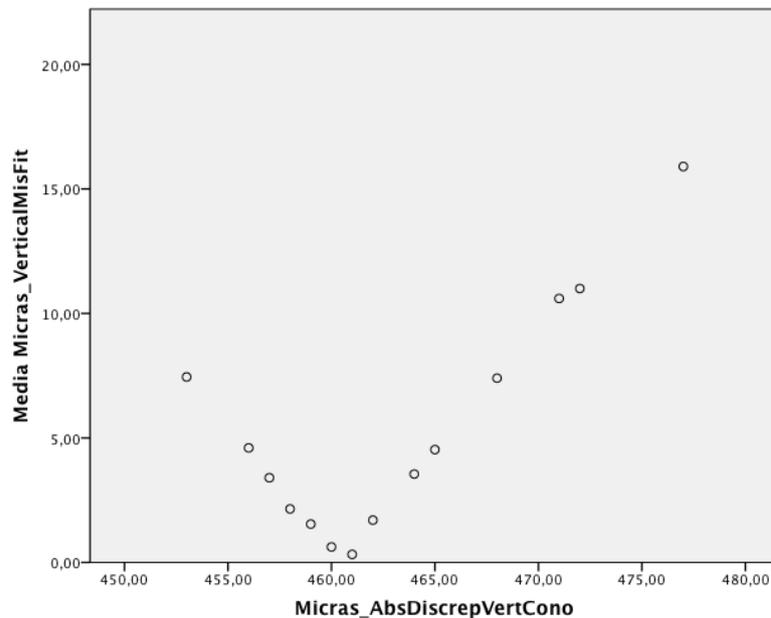


Figura 4.3 Correlación entre discrepancia vertical del Cono Morse y del cono profundo de la conexión

4.4 MODELO DE REGRESIÓN

La comparación multigrupo en términos de conicidad y rugosidad, demuestra que la máxima rugosidad se obtiene en las estructuras coladas de conexión interna, mientras que la mayor discrepancia angular la sufren las estructuras coladas de conexión externa, Tabla 10.

Tabla 10. Comparación múltiple de la discrepancia angular y de la rugosidad en función del tipo de implante y del método de fabricación.				
	Conexión Externa		Conexión Interna	
	Estructuras Coladas	Estructuras mecanizadas	Estructuras Coladas	Estructuras mecanizadas
	Media(sd)	Media(sd)	Media(sd)	Media(sd)
Rugosidad(μm)*	6.88(3.98)a	0.33(0.47)a	27.45(47.98)b	2.85(0.75)a
Discrepancia angular *	2.38(2.34)a	0.10(0.06)b	0.14(0.49)b	-0.07(0.08)b

* Muy significativo tras la comparación con Kruska-Wallis ($p < 0.001$)
Diferencias de letras entre filas implican comparaciones estadísticamente significativas con el Test de Bonferroni Post hoc

4.4.1 Modelo de regresión para predecir la rugosidad en función del tipo de implante y del tipo de fabricación de las estructuras de cromo – cobalto

Este modelo, establece que de forma muy significativa la rugosidad puede ser predicha en un 12%, conociendo el tipo de implante y el mecanismo de fabricación. La rugosidad basal (obtenida en un implante de conexión externa fabricado mediante colado) oscila entre los 2.0-20.8 micras. Estos valores pueden alterarse en función de los dos factores predictores. El factor predictor más relevante es el método de fabricación, que si es mecanizado reduce la rugosidad entre 4.7 y 26.4 micras. Por el contrario, esta rugosidad aumenta entre 0.7 y 22.4 micras si utilizamos implantes de conexión interna en lugar de conexión externa, Tabla 11.

Tabla 11. Modelo de regresión lineal múltiple para la rugosidad en función del tipo de implante y el mecanismo de fabricación de las estructuras de cromo-cobalto en la muestra de estudio (n=80)

Modelo de Predicción de Rugosidad (μm) ^a	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	p-valor	Intervalo de confianza de 95,0% para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	11,388	4,717		2,414	,018	1,995	20,780
Implantes	11,550	5,446	0,224	2,121	,037	,705	22,395
Fabricación	-15,575	5,446	-0,302	-2,860	,005	-26,420	-4,730

^aANOVA F: 6.338, gl: 2 ; p<0.01. R² Corregida=: 0.12

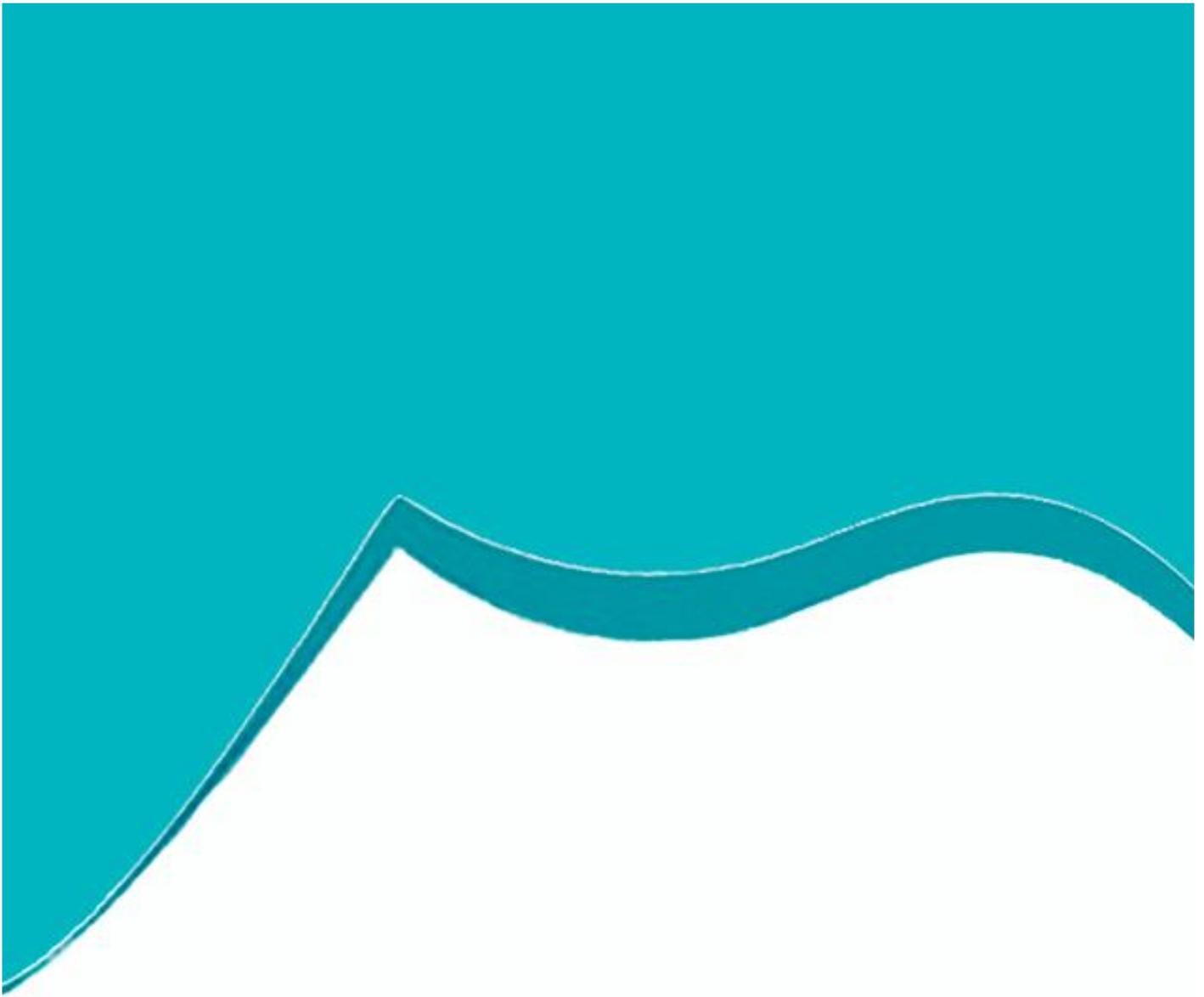
4.4.2 Modelo de regresión para predecir el grado de discrepancia angular en función del tipo de implante y del método de fabricación

La conicidad puede ser predicha hasta en un 30% conociendo estos dos factores predictores. Cuando utilizamos implantes de interna disminuye la discrepancia angular significativamente (entre un 0.6 a 1.8°), al igual que cuando utilizamos técnicas de mecanizado en lugar de colado (de 0.7 a 1.8°), tal y como muestra la Tabla 12.

Tabla 12. Modelo de regresión lineal múltiple para la discrepancia angular en función del tipo de implante y el mecanismo de fabricación de las estructuras de cromo-cobalto en la muestra de estudio (n=80)

Modelo de Predicción de la discrepancia angular (°) ^a	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	p-valor	Intervalo de confianza de 95,0% para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	1,864	0,251		7,411	0,000	1,363	2,364
Implantes	-1,206	0,290	-0,391	-4,153	0,000	-1,784	-0,628
Fabricación	-1,248	0,290	-0,405	-4,298	0,000	-1,826	-0,670

^aANOVA F: 17.86, gl: 2 ; p<0.001. R² Corregida=: 0.30



Discusión

Capítulo 5

La implantología dental es una de las ramas odontológicas con mayor crecimiento en los últimos años. El uso de implantes dentales para reemplazar la forma y la función de los dientes naturales se ha convertido en una opción de tratamiento habitual, capaz de mejorar notablemente la calidad de vida de los pacientes (17).

Como consecuencia del crecimiento exponencial de diseños y fabricantes de implantes experimentado en los últimos años se pueden encontrar distintos tipos de uniones entre implantes y prótesis (9).

Clásicamente los pilares eran de titanio mecanizado para disminuir la presencia de gaps y favorecer la adherencia epitelial mediante hemidesmosomas. Sin embargo, dichos pilares prefabricados tenían unas características estandarizadas de diámetro, altura y angulación, impidiendo la personalización de las angulaciones y de los perfiles de emergencia, por ello surgieron los pilares personalizables mediante colado como preconizó Lewis (11) y posteriormente mediante CAD-CAM. En los últimos 10 años ha habido un crecimiento exponencial del uso de la tecnología CAD-CAM en el diseño y confección de las implanto-prótesis ofreciendo un rendimiento clínico similar a lo documentado con las técnicas convencionales a corto plazo (133), o incluso superior en términos de ajuste marginal como se ha declarado recientemente (134). Pero la gran variabilidad de sistemas (software & hardware) hacen difícil su comparación.

Las nuevas tecnologías van encaminadas a disminuir la manipulación humana para minimizar errores inherentes a la técnica de fabricación (88, 135). Las consecuencias de un mejor ajuste permitirán por un lado minimizar la agregación bacteriana con la consecuente inflamación peri-implantaria (89) (95), así como aumentar la resistencia friccional, que garantiza el mantenimiento de la precarga, evitando por tanto el aflojamiento de la implanto-prótesis (87).

Por todo lo anterior, el presente estudio pretende aportar datos cuantitativos del impacto que tiene la elección del tipo de fabricación de estructuras sobre implantes de conexión externa o interna, en los ajustes marginales de la plataforma y conexión, así como en la rugosidad de las estructuras fabricadas. Todo ello en aras de contribuir con datos experimentales en la toma de decisiones del implantólogo y del clínico rehabilitador.

5.1 VALIDEZ INTERNA

5.1.1 Tipo de estudio

Dada la imposibilidad de hacer una medición precisa del sellado implante-pilar en la boca del paciente, debido a la interferencia de los tejidos biológicos que rodean la interfase, nos decantamos por la realización de un estudio *in vitro*. Gracis *et al.* (136), consideran que para comparar ajustes interfásicas es preferible un modelo *in vitro*. Sin embargo, otros autores (133, 137, 138) alertan sobre la necesidad de hacer estudios clínicos a largo plazo para evaluar la significación clínica que tienen los obtienen las estructuras fresadas frente a las coladas. Quizás por ello, algunos autores han diseñado unos dispositivos de paralelización radiográfica para poder detectar desajustes verticales de 50 micras con más del triple de fiabilidad que la técnica convencional radiográfica (139).

En el artículo de Meleo de 2012 (140) donde se analizaron múltiples estudios *in vitro* y en condiciones estáticas, se concluye que en los estudios *in vitro* se debería cuantificar el efecto de las variaciones de temperatura y el stress de la masticación simulada puede crear en los ajustes.

El presente estudio *in vitro*, también fue estático, por lo que no podemos realizar inferencias sobre el rendimiento clínico que tendrían al no computar los efectos de las cargas y condiciones ambientales. No obstante, es, hasta donde llega nuestro conocimiento, el único estudio *in vitro* centrado en valorar los ajustes marginales en implantes tanto de conexión interna como de conexión externa universal.

5.1.2 Selección de Materiales

Esta línea de trabajo fue inicialmente ensayada sobre pilares UCLA de oro-paladio, tanto colados como sobrecolados, como el estudio de Byrne en 1998 (132), dado que, hasta la fecha, ese procedimiento (colado de aleación seminoble) era el de elección para optimizar la precisión de ajuste (141), y las dudas se centraban si era mejor utilizar UCLAs con collarete mecanizado para sobrecolar o colarlo íntegramente con un UCLA totalmente calcinable (Ver Figura 1.8 de la Introducción). Dado que este material no es de uso sistemático por la mayoría de los clínicos dado su elevado coste, que es proporcional al número de gramos de aleación invertida en la estructura, algunos autores se centraron en medir discrepancias en estructuras de Titanio fresado (86), cuyos resultados de ajuste fueron prometedores (142) pero demostraban peor unión al recubrimiento cerámico dada su excesiva oxidación, mientras que sobre aleaciones seminobles o sobre estructuras de Cromo-Cobalto habían demostrado un elevado rendimiento clínico a largo plazo (143). Por este adecuado rendimiento clínico y, también por razones económicas, se ha popularizado el uso del Cromo Cobalto entre los clínicos, proponiéndose como material de primera elección para la fabricación de las estructuras (126, 127).

Ya en 1991, Hultreströn (127) había propuesto el uso de cromo-cobalto para la fabricación de implanto-prótesis dada su resistencia a la corrosión y su óptima dureza. Desde entonces la mayoría de los clínicos lo utilizan para sus rehabilitaciones fijas (37), aunque según el estudio de Hjalmarsson L (37) se sabe muy poco sobre su comportamiento biológico, de hecho se han podido observar procesos corrosivos en las células epiteliales y fibroblastos periféricos cercanos al implante y a la restauración (37). Futuros estudios deberán abordar esta línea de investigación tan pertinente. Recientemente, França *et al* han puesto de manifiesto el comportamiento del cromo-cobalto frente a otros materiales prometedores como el Zirconio fresado (144).

Örtorp (138) ha publicado recientemente los resultados de un ensayo clínico a largo plazo (al menos 10 años de seguimiento) en el que ha demostrado un comportamiento clínico similar (supervivencia de implantes, complicaciones protésicas, pérdida de hueso marginal...) entre las estructuras de aleaciones de

oro coladas y las fabricadas en titanio fresado. Hasta la fecha es el único ensayo clínico aleatorizado centrado en esta comparativa de materiales.

A pesar de lo anterior, en nuestro estudio nos hemos centrado en la comparativa del Cromo-Cobalto fresado o colado, basándonos en su buen *currículum* histórico, en uso cotidiano como material de primera elección entre los clínicos, y porque, además, es válido para evaluar las dos técnicas de fabricación con el mismo material.

5.1.3 Técnica de fabricación

El estudio ha ido encaminado a la comparación de dos técnicas de fabricación de amplia difusión en nuestra profesión odontológica, el colado y el fresado. Uno de los primeros en constatar que el ajuste de estructuras mecanizadas superaba a las coladas, fue Byrne *et al*, sobre pilares colados o sobrecolados en aleación de oro (132). Esta tendencia también ha sido puesta de manifiesta al comparar pilares colados o sobre-colados en Cromo-Cobalto (128). De hecho, ese fue el motivo de la producción de los pilares sobrecolables, que la parte interfásica estuviera maquinada en metal con los estándares del propio fabricante de implantes, para mantener indemne la zona de contacto con el implante.

Hasta el estudio realizado por Harder y Kern en 2009 (137) no existían revisiones sistemáticas que hablasen de supervivencia ni de las complicaciones a largo plazo de estructuras coladas o fresadas. Estos autores concluyen que la falta de datos hace imposible una comparación con validez científica entre las restauraciones fabricadas con CAD-CAM y las fabricadas de forma convencional.

Más recientemente, en una revisión sistemática realizada por Kapos *et al* en el año 2014 (145), para cuantificar el efecto que tiene el proceso de fabricación (fresado versus colado) en el rendimiento clínico de las implanto-prótesis (complicaciones biológicas, mecánicas, satisfacción del paciente...) no encuentra diferencias significativas entre ambos grupos a corto y medio plazo de seguimiento.

Deberíamos hacernos eco de la solicitud realizada por Kapos ⁽¹⁴⁵⁾ recientemente con respecto al uso laxo de la palabra CAD-CAM, que dificulta la comparativa, y se centra en que dado que esta tecnología abarca distintas variaciones técnicas (fresado, sinterizado...), debería de hacerse una definición más precisa en función del grado de intervención manual que tiene la prótesis. De hecho, propone el término *producto completo CAD-CAM* en el que no debería haber habido intervención manual desde su registro intraoral hasta la instauración en boca. En nuestro caso, lo que estamos evaluando no es un producto completo CAD-CAM ya que las impresiones no fueron tomadas de forma digital. Sin embargo, la mayoría de los trabajos realizados hoy por hoy en clínicas siguen implicando cierto grado de manipulación, aunque sólo sea para realizar el recubrimiento estético de la prótesis.

Por tanto, dado que no parece haber evidencia a nivel clínico, como para dar una recomendación, serán necesarios estudios *in vitro*, como el presente, en el que se comparen algunos parámetros a los que se les otorgue especial capacidad para condicionar el rendimiento clínico, como son la rugosidad y el ajuste interfásico.

5.1.4 Limitaciones del estudio

La principal limitación de este estudio radica en el hecho de que no se midió la discrepancia vertical en los implantes de conexión externa, tanto en colados como fresados; ni la discrepancia vertical y horizontal de la conexión en colados sobre implantes de conexión interna. Respecto al primer punto, la causa radica en que el perfilómetro se empleó en explorar la interfase de los pilares sin ensamblar para conocer las divergencias con respecto al modelo ideal. Respecto al segundo punto, sobre los implantes de conexión interna, los calcinables no reproducían esa región del pilar a diferencia de los fresados. Por ello las cifras de discrepancia marginal que discutiremos son horizontales en la plataforma o en la conexión, aunque nos compararemos con las divergencias verticales publicados en otros estudios, porque a efectos de las implicaciones que tiene el tamaño de un gap en términos de colonización bacteriana podrían considerarse equivalentes. Además, diversos autores han encontrado que la discrepancia horizontal es superior a la vertical ^(132, 135, 142, 144).

El tamaño muestral utilizado es superior al utilizado en estudios de objetivos similares (94, 135, 142, 144) pero sería deseable incrementar el tamaño muestral si se desean explorar distintas técnicas de confección de prótesis y otros materiales.

Por otro lado, si bien consideramos que la rugosidad y el ajuste marginal son las variables de mayor repercusión biológica en el rendimiento de las implanto-prótesis, otros autores se han centrado en recoger otro tipo de datos que serían muy relevantes tanto para el clínico como para el investigador. Gross (146) valoró la presencia o no de filtración en función del torque de inserción, mediante el uso de la espectrofotometría observándose un mayor infiltrado a 10 N/cm² que a 20 N/cm², y estos a su vez presentan mayores tasas de filtración que cuando sometemos al pilar al torque recomendado por el fabricante (35 N/cm²).

Estos hallazgos ponen de manifiesto que, a mayor torque, mayor será el encastre y la adaptación entre las superficies, reduciéndose por tanto el gap (147). En este estudio se realizó la medición de la discrepancia posicionando la estructura metálica sobre un implante ideal, sin colocar siquiera el tornillo de fijación, con el objetivo de comprobar la concordancia entre la geometría de la estructura con los parámetros de referencia (Ver Figura 3-31).

Sin embargo, esta forma de proceder, nos ha impedido valorar la discrepancia marginal en situaciones en las que se chequea el ajuste pasivo (apretando manualmente con un sólo tornillo el pilar contralateral al que se hace la medición) o tras el apriete definitivo de ambos tornillos (ajuste activo) como realizaron otros autores (142). Esta manera de actuar se basa en la filosofía de no introducir otras fuentes de imprecisiones, derivadas por ejemplo del método de impresión, del método de vaciado..., que pudieran alterar también la discrepancia marginal por razones distintas al método de fabricación o al tipo de implante. Por esta razón Stefano Gracis *et al*, en 2012 (136) hace su revisión exclusivamente sobre unitarios, descartando los estudios de implantes múltiples. En cualquier caso, somos conscientes de que nuestras cifras de discrepancia marginal, al igual que las ofrecidas para implantes unitarios, se incrementarían si se chequeara el ajuste en el modelo y por tanto también en condiciones clínicas, ya que las prótesis múltiples atornilladas adolecen de peor ajuste pasivo sobre la plataforma de implantes (148).

El ajuste pasivo de una implanto-prótesis podría definirse como el contacto simultáneo, circunferencial y sin tensiones de la estructura con la interfase de los implantes que la sustentarán, antes de las cargas funcionales.

Otra variable que debería haberse recogido sería la angulación relativa entre implantes que soportan una prótesis múltiple. En nuestro estudio no la hemos computado, pero se analizará en futuros trabajos. No obstante, esta sería una variable independiente del modo de fabricación, y por tanto no invalida las observaciones realizadas al respecto.

También hubiera sido deseable, someter a las muestras a un ciclado mecánico, con ánimo de simular como se iría deteriorando el ajuste tras las cargas oclusales, tal y como realizaron otros autores (94).

5.1.5 Instrumentos de medición

Para cuantificar el desajuste entre implantes y pilares se han utilizado distintos métodos de lectura; óptica, microscópica, radiográfica o táctil del desajuste tridimensional (86, 149, 150). Además, según Fernández *et al* para medir la rugosidad superficial, la interferometría de luz blanca, utilizada en los procesos de control de calidad, supera las técnicas tradicionales de microscopía óptica o electrónica, y obtiene una precisión de hasta 0.1 nm (135). Este nivel de precisión contrasta con lo que tradicionalmente se ha utilizado clínicamente para evaluar el ajuste de estructuras sobre implantes, como son la presión digital alternativa, la visión directa, palpación táctil, radiografías periapicales, la prueba de un tornillo, la prueba de resistencia de media vuelta de tornillo (ajuste activo) (151).

En nuestro estudio se usó el perfilómetro como elemento de medición, porque nos ofrecía una caracterización geométrica de alta precisión (± 0.05 micras). Nuestro nivel de precisión es muy superior a lo ofrecido en estudios con análisis radiográfico, como el de Sharkey (150) dado que la angulación del haz de rayos X en relación con los componentes del implante distorsiona la medición.

Con respecto a la medición microscópica de la discrepancia marginal, conviene resaltar que algunos autores como Kano *et al*, realizaron todas sus mediciones, e incluso una innovadora clasificación de los tipos de gaps interfásicos, simplemente con microscopía óptica a 150x (152). Mientras que lo más habitual es utilizar microscopía electrónica de barrido (SEM: scanning electron microscopy), como muestra la Figura 4.2, para la observación del ajuste implante pilar, tal y como realizaron diversos autores (128, 153-155).

Uno de los métodos más innovadores del ajuste interfásico fue utilizado por Holger Zipprich en 2007(156), y consistió en la grabación video-radiográfica de los comportamientos de distintas conexiones ante cargas oclusales simuladas. Los resultados visuales, han permitido crear nuevas hipótesis sobre el comportamiento

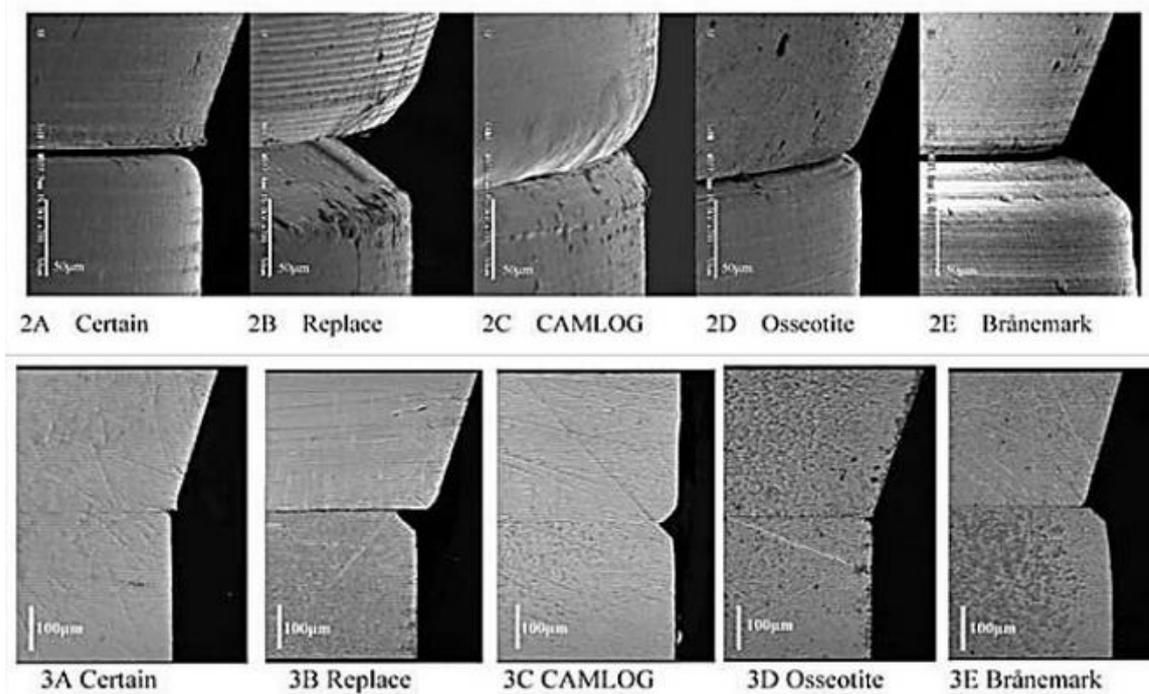


Figura 4.2 Ajuste distintos sistemas de implantes según trabajo de Tsuge (159)

5.2 VALIDEZ EXTERNA

Según Branemark (Tomado de 91), la discrepancia ideal sería de 10 μm , pero probablemente dicha precisión sea inalcanzable o al menos indetectable clínicamente con los medios actuales. Además, tampoco se ha establecido el grado de discrepancia marginal que es clínicamente aceptable. Sin embargo, sí existen evidencias sólidas que postulan la discrepancia marginal y la rugosidad superficial condicionarán la cantidad y calidad del *biofilm* bacteriano que inevitablemente cubren las estructuras orales (157, 158).

Dado que el punto de vista técnico es inevitable la aparición de gaps cuando dos partes entran en contacto y forman una junta, es esencial conocer cómo afectan la decisión del método de fabricación en implantes de externa o interna para minimizar los gaps, y para mantener un equilibrio biológico y mecánico de la restauración.

Hasta la fecha, la mayoría de los estudios se han centrado en valorar los ajustes marginales en implantes de conexión externa universal, siendo escasos y muy recientes los estudios in vitro en los que se compara la conexión externa universal, con algunos diseños de conexión interna (como Certain®, Replace® o CamLog®) (159). Y esto, a pesar de que existen evidencias de que los implantes de conexión interna se comportan de forma diferente en su rendimiento clínico, probablemente derivado de la distinta geometría de conexión interfásica (136). Sin embargo, en esta exhaustiva revisión sistemática no se compara el efecto del método de fabricación sobre implantes de conexión interna o externa. Gracis (136) concluye que el aflojamiento es la complicación mecánica más frecuente, y ocurre sobre todo en implantes de conexión externa con una incidencia del 7.5% (95% CI: 4.2–13.1%) a los 3 años, frente al 1.5% (95% CI: 0.4–5.3%) registrado para los de conexión interna.

Por todo lo anterior, ya en el año 2012, Gotfredsen & Wiskott como responsables del grupo IV de la Academia Europea de Oseointegración, reclamaron la necesidad de realizar estudios como éste, en el que se comparan implantes de conexión externa e interna con varios métodos de fabricación, dada la escasez de estudios (160).

5.2.1 Discrepancia marginal

Como ya hemos comentado en las limitaciones del estudio, compararemos nuestros datos de discrepancia horizontal de implantes de externa, con datos de discrepancia vertical, dado que existe evidencia de que la discrepancia horizontal es mayor que la vertical, por lo que no estaríamos infraestimando la precisión del método de fabricación (132, 152).

Nuestros datos de discrepancia marginal en los colados de conexión externa tanto en la plataforma ($28.4 \pm 23.2 \mu\text{m}$) como en la conexión ($14.8 \pm 8.7 \mu\text{m}$), son inferiores a lo observado por Byrne (132) cuyo rango osciló entre los 36 y 86 μm , demostrando un mejor comportamiento aquellos pilares premaquinados para sobrecolar que los completamente colados en oro-paladio. Esto estaría en consonancia con lo encontrado en nuestro estudio (las plataformas maquinadas superan a las coladas). Nuestros resultados para las estructuras fresadas respecto a la discrepancia marginal en plataforma ($19.5 \pm 19.3 \mu\text{m}$) y conexión ($5.6 \pm 4.4 \mu\text{m}$) son inferiores o similares a lo apuntado por diversos autores. Takashashi (86) observó, con microscopía óptica a magnificación x30, que el titanio mecanizado obtenía una discrepancia significativamente inferior ($26.9 \pm 9.3 \mu\text{m}$) que los colados de aleaciones de oro ($46.8 \pm 8.8 \mu\text{m}$). Estas cifras son comparables a lo publicado por Jemt (141) *et al* que encontró discrepancias marginales de entre 42-74 μm para los colados de aleaciones de oro.

Los resultados de discrepancia reportados anteriormente son inferiores que lo observado por Al-Fada *et al* (91), que encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el Titanio fresado ($56 \pm 56 \mu\text{m}$) frente a oro-paladio sobrecolado ($85 \pm 46 \mu\text{m}$), a pesar de sólo contar con 9 especímenes en cada subgrupo de ensayo.

Los mejores resultados de precisión de ajuste marginal han sido publicados por Fernández *et al* (135) cuyas cifras de discrepancia marginal en los fresados fue de 0.73 μm , mientras que en los colados fue de 9.1 μm .

Este estudio ha sido realizado también en España y ha utilizado únicamente el Cromo-Cobalto como material de ensayo (bien colado, fresado o sinterizado) en implantes de externa universales. No obstante, en este estudio sólo se emplearon 3 implantes por subgrupo y no se han dado cifras de la dispersión de los datos ofrecidos, por lo que no sabemos la precisión de sus observaciones.

Otro estudio *in vitro* digno de comentar por su analogía con el presente trabajo, es el estudio de França *et al* (144), en el que se valoró el ajuste con microscopía electrónica de estructuras múltiples de 3 implantes de hexágono externo pertenecientes a 4 grupos, dos de CAD-CAM: zirconia fresada y Cro-Co fresado; y dos técnicas convencionales: Cro-Co sobre UCLAS colables o sobrecolables. Las discrepancias verticales con el apriete definitivo fueron significativamente mejores para el grupo de Cromo-Cobalto fresado ($1.2 \pm 2.2 \mu\text{m}$) que el resto de los grupos (Zr-CAD/CAM: $5.9 \pm 3.6 \mu\text{m}$; Cro-Co_sobrecolado: $11.8 \pm 9.8 \mu\text{m}$ y Cro-Co colado: $12.9 \pm 11.0 \mu\text{m}$) (144). Estos datos representan la discrepancia tras el ajuste activo, ya que todas las estructuras disminuyen su discrepancia tras el apriete definitivo (147).

En cualquier caso, se observó que tras el apriete definitivo en los colados y sobrecolados la mitad de los desajustes marginales superaban las 10 micras, mientras que esto sólo ocurría en un 17% de las estructuras de Zirconia fresada y en ninguna estructura fresada de Cromo-Cobalto (144). En nuestro caso, un 20% de los colados de externa tenían hasta 10 micras de desajuste, frente al 40% de las estructuras fresadas (resultados no mostrados).

A pesar de que la mayoría de los estudios coinciden en declarar que la tecnología CAD CAM es más precisa que los métodos convencionales (134), algunos estudios encuentran que la discrepancia interfásica con CAD-CAM ($80.6 \mu\text{m}$) dobla la observada con el colado de aleaciones base ($42.3 \mu\text{m}$) (94). Sin embargo, en este estudio el CAD-CAM se empleó en la configuración de pilares totalmente cerámicos (CEREC 3) en lugar de pilares metálicos fresados.

Pero en la misma línea, Kano *et al* (152), encontró que el titanio maquinado sufre una gran discrepancia horizontal ($89.1 \pm 14.1 \mu\text{m}$), frente al grupo de sobrecolados en cromo-cobalto ($39.2 \pm 16.9 \mu\text{m}$), seguido del cromo-cobalto colado ($23.0 \pm 21.4 \mu\text{m}$) y por último el cromo-niquel colado ($13.5 \pm 9.5 \mu\text{m}$). Otros autores (142) también han encontrado mejor ajuste del cromo-niquel-titanio colado (32 ± 24 micras) que el cromo-colado colado (66 ± 35 micras).

Conviene advertir que según un reciente meta-análisis las rehabilitaciones completas con CAD/CAM parecen tener un peor rendimiento que las convencionales, pero es porque se utilizan para hacer carga inmediata ya que es la única tecnología que te permite configurar la prótesis antes de la colocación de los implantes mediante cirugía guiada (137).

Con respecto al contorno marginal, Byrne (132) observó que a nivel de la plataforma los colados tienden a sobrecontornear, mientras que en los maquinados suelen estar subcontorneados, tal y como mostramos en la Tabla 7, aunque en su caso el subcontorno promedio del subgrupo CeraOne® de Nobel Biocare™ fue de $-66 \pm 20 \mu\text{m}$, y nosotros en promedio obtuvimos en los fresados sobre implantes de externa $-19 \pm 9 \mu\text{m}$ (Tabla 7), y eso a pesar de que en este parámetro sólo hemos computado los que tenían subcontorno (discrepancia negativa), no como ellos que agregaron sobre contorno y subcontorno.

Esta tendencia también fue advertida por Kano *et al*, que encuentra que la mayoría de los pilares maquinados en titanio (65%) o premaquinados en oro-paladio (75%) estaban subcontorneados horizontalmente, frente al 50% de los colados en cromo cobalto o al 30% de los colados en cromo-niquel.

La filosofía actual de *platform switching* agradecería que la tendencia sea el subcontorno horizontal frente al sobrecontorno (97), ya que así se aleja la solución de continuidad prótesis-pilar de los tejidos circundantes (Ver Figura 4.1), con el objetivo de preservar el hueso alveolar alrededor de los implantes dentales como defiende Tarnow (97).

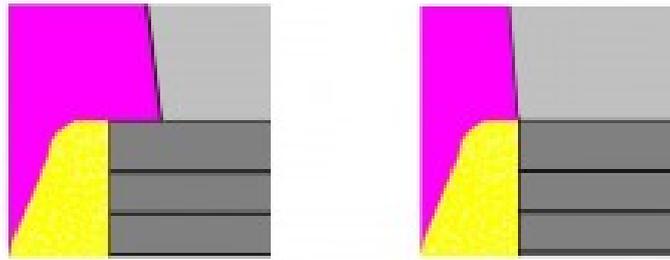


Figura 4.1 Comparativa de cambio y sin cambio de plataforma

En la Figura 4.1 se aprecia de color gris claro el cambio plataforma, a la izquierda uno más estrecho y a la derecha uno de igual diámetro. En el ejemplo de esta figura el color amarillo representa a la encía que está al ras del implante. Si estuviera la unión subgingival, como normalmente se encuentra en la boca, el rodete de encía que está alrededor sería más grande.

Según se muestra en la Tabla 7, en un 35% de las estructuras coladas y un 70% de estructuras mecanizados se produce un subcontorneado en la plataforma de conexión externa. No ocurre así con la zona de la conexión en la que los valores muestran cierta tendencia a los sobrecontorneados (80% en colados y 60% en fresados). Esto quiere decir que el tamaño de la plataforma es menor de lo que debería de ser, pero por el contrario la conexión tiende a estar más holgada. Esto responde a las tolerancias de fabricación que persiguen facilitar en encastre entre ambas estructuras.

Por otro lado, en consonancia con lo apuntado por Byrne ⁽¹³²⁾, también nosotros hemos encontrado que la discrepancia angular es superior en los colados que, en los maquinados, que en nuestro caso resultó ser una diferencia estadísticamente muy significativa. Además, en nuestro caso la discrepancia angular fue significativamente inferior cuando utilizamos implantes de conexión interna (Ver apartado 4.4.2).

5.2.2 Rugosidad

En nuestro estudio hemos encontrado que el método de fabricación es un predictor más potente de la rugosidad que el tipo de conexión (Tabla 11). Algunos autores han proclamado, basado en sus resultados de un trabajo *in vitro*, que el control de la rugosidad de las superficies apareadas de la interfase, permite reducir no sólo la aparición de aflojamientos y si no también la magnitud del microgap interfásico (161). Esto es algo corroborado por nuestros resultados, ya que rugosidad y discrepancia han demostrado estar linealmente correlacionados (Ver apartado 4.3.1).

Además, la presencia de la rugosidad no es sólo un hallazgo topográfico, si no que provocará problemas en los tejidos periféricos (89, 90) y también en los elementos que intervienen en la interfase (140, 162).

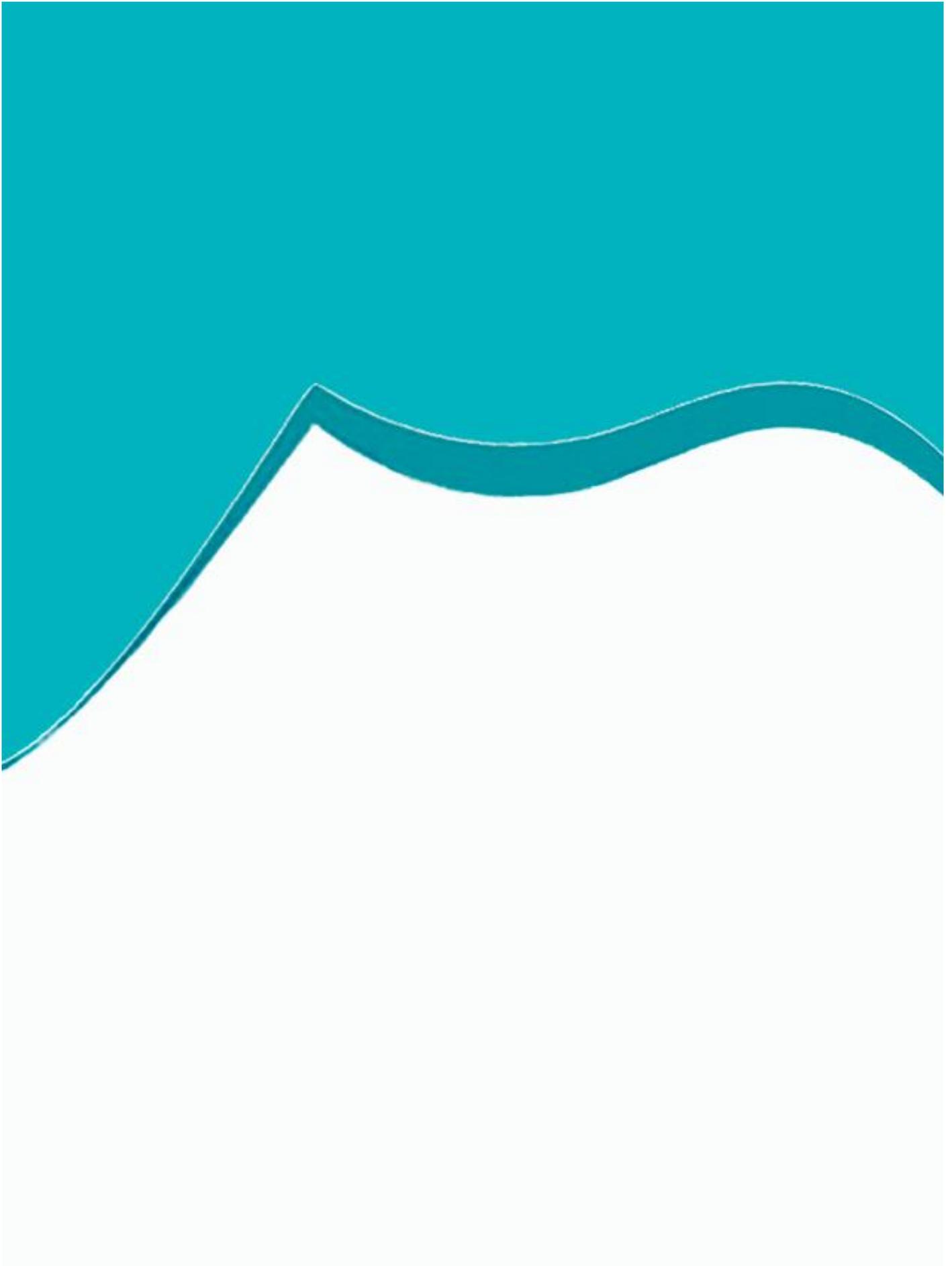
Nuestros resultados de rugosidad encuentran que es significativamente mayor en colados que en fresados y superior en conexión interna que en externa. Lo primero va en consonancia con la literatura científica revisada. Lo segundo tiene sentido, dado que la conexión interna presenta una mayor superficie de contacto y por tanto mayor probabilidad de acumular errores superficiales de fabricación.

Si nos comparamos con estudios similares (135) que valoran la rugosidad en pilares colados, fresados o sinterizados de cromo-cobalto sobre implantes de conexión externa, comprobamos que nuestras cifras de rugosidad son muy inferiores tanto en colados (7 μm frente a 98 μm) como en fresados (0.3 μm frente a 29 μm). Es sorprendente esta gran diferencia, ya que Fernández *et al* (135) utilizaron la inteferometría de luz blanca medir la rugosidad superficial que presenta una precisión de hasta 0.1 nm. Además, tanta rugosidad parece incompatible con las impresionantes cifras de ajuste marginal registrado en colados (9.1 μm) y fresados (0.7 μm). La clave de esta discrepancia podría radicar en que ellos calcularon la rugosidad promedio entre los 5 picos más altos y los 5 valles más profundos, y en este estudio se hizo el promedio global de todos los picos y valles detectados en la superficie.

En cualquier caso, en una revisión sistemática reciente (163) se concluye que se producirá colonización bacteriana en la interfase pilar-implante a pesar del tamaño del gap e independientemente del tipo de conexión. A pesar de que se preconizaba que ciertos diseños de conexión interna (cono morse) garantizarían un mejor sellado de la interfase (12), estudios recientes contravienen esa creencia (159). De hecho se ha demostrado que en todos los grupos de conexión interna probados se produce una filtración proporcional al tiempo de exposición (84). En un estudio reciente se comprobó en implantes con conexión tipo cono morse (como los utilizados en este estudio) que los pilares fresados parecen ofrecer una mejor adaptación marginal aunque no había diferencias significativas con respecto a los pilares convencionales (164).

Ya en 1993 Quirynen M, *et al*, (90), identifica en la interfase fundamentalmente cocos (86,2%) deduciendo en un estudio posterior (89), que tanto la interfase pilar-implante como el agujero del tornillo de retención serían las vías de entrada de microorganismos al interior del implante. Parece ser que el tamaño del gap no es proporcional con la cantidad de cresta perdida y que más influye la calidad que la cantidad bacteriana (163).

En nuestro estudio la conexión interna se ha comportado mejor que la conexión externa con respecto a la discrepancia angular, pero peor en términos de rugosidad. Esto implicaría un mejor ajuste a nivel de plataforma pero una mayor capacidad de adherencia del biofilm bacteriano. Por tanto, futuros estudios clínicos deberán valorar que influye más el tamaño del gap o la rugosidad.



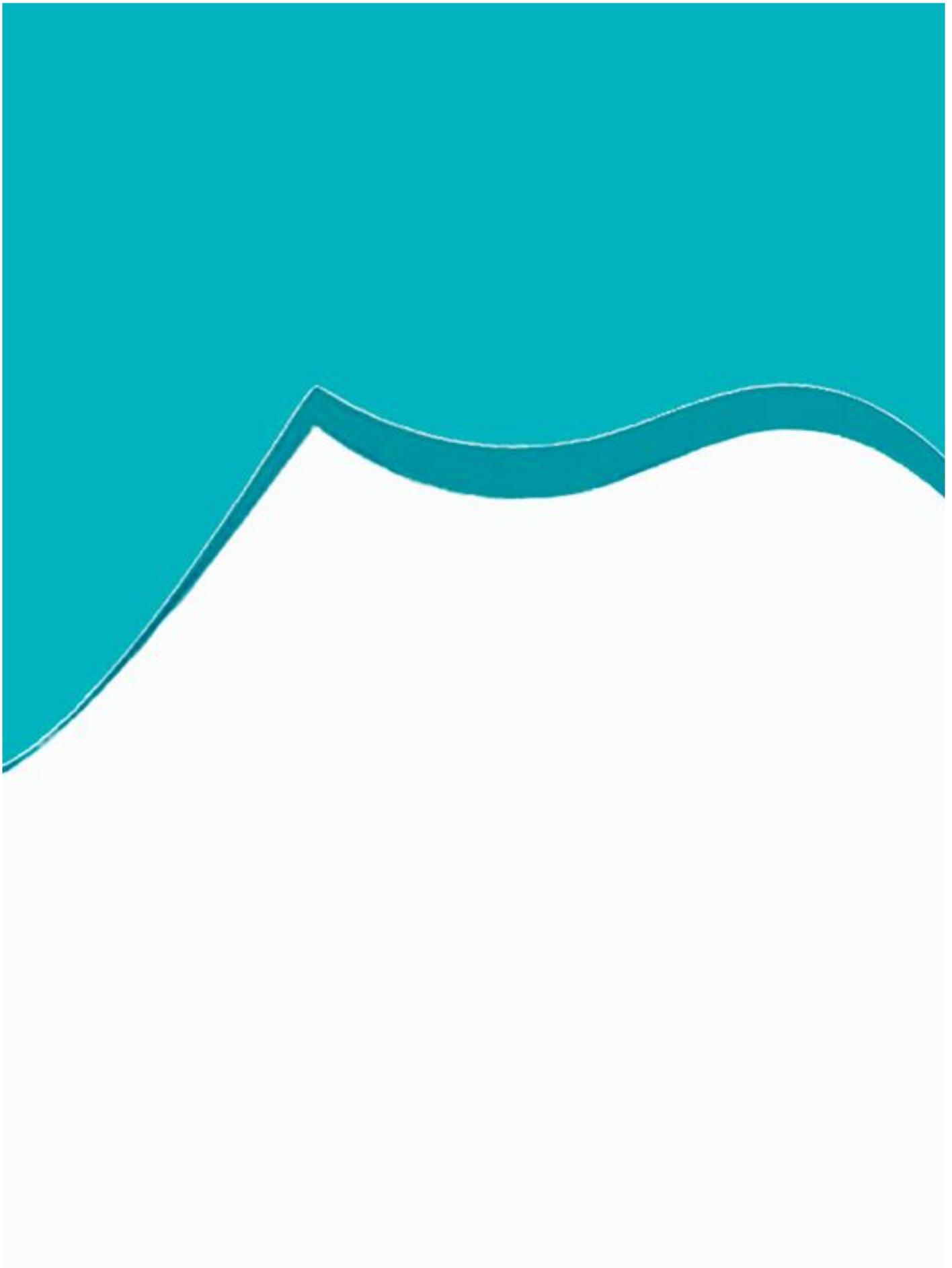
Conclusiones

Capítulo **6**

Se puede afirmar, a la vista de los resultados obtenidos y con las limitaciones inherentes a él, las siguientes conclusiones:

1-Las estructuras de cromo-cobalto fabricadas por mecanizado son significativamente más precisas que las fabricadas mediante colado, tanto en implantes de conexión externa como interna, siendo los colados sobre implantes de externa los que peor ajuste presentan.

2-Las estructuras de cromo-cobalto fabricadas por mecanizado son significativamente menos rugosas que las fabricadas mediante colado, tanto en implantes de conexión externa como interna, siendo los colados sobre implantes de interna los que mayor rugosidad presentan.



Conflicto de Intereses

Capítulo **7**

En honor a la verdad el autor declara que no existe conflicto de intereses con respecto a la publicación de este documento.

Quiero dejar constancia que no hubo ningún compromiso ni obligación, ni retribución por resultados hallados con las empresas que ayudaron a la ejecución de la presente tesis, exclusivamente una colaboración y apoyo al doctorando *ad honorem*.

Bibliografía

Capítulo 8

- 1º) Per-Ingvar Brånemark, George Albert Zarb, Tomas Albrektsson. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Quintessence, 1985.
- 2º) Tomas Albrektsson, George A. Zarb. The Brånemark osseointegrated implant, Quintessence, 1989.
- 3º) Carl J. Drago. Implant restorations: a step-by-step guide, Wiley-Blackwell, 2007
- 4º) Fernández Encinas Raúl, Máxima exactitud con mínimos recursos en impresiones sobre implantes. Maxillaris, 2010; 30(2):6-12.
- 5º) Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed); 2007. p. 353-377
- 6º) Mariano Jiménez Calzado, Adrián Hernández Gutiérrez, David Fraiz Cosano. Mecanizado de estructuras dentales. Revista digital metal cerámica. 2013: 10-15...
- 7º) Almiñana Llarío Inma. Avances y futuro para el laboratorio dental. Gaceta Dental 2009; 202(2): 7-12.
- 8º) F. Beuer, J. Scheweiger, D. Edelhoff. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Brit Dent J. 2008; 204:505-511
- 9º) Carl E. Misch, Prótesis dental sobre implantes, Elsevier España, 2006
- 10º) Misch Millán Gómez, Simón. Procedimientos de Mecanizado. Madrid: Editorial Paraninfo, 2006
- 11º) Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P, The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(3):183-9
- 12º) Larrucea Verdugo C, Jaramillo Núñez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martín C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2014;25(9):1078-83.
- 13º) Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. Implant Dent. 2007;16(2):187-94
- 14º) Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(5):747-55
- 15º) Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. Implant Dent. 2004;13(4):358-66.
- 16º) The Glossary of Prosthodontic Terms, ed 7. J Prosthet Dent 1999; 81:50-86.

- 17º) Aranos Sesna, Jose Maria. Pablo Fernandez Canneva. Prosthodontia sobre implantes. elección e indicación de los pilares protésicos en implantología. Odontología integral actualizada. Artes médicas latinoamericana. 2006
- 18º) Chaturvedi, Implantology Made Easy, Jaypee Brothers Publishers, 2008
- 19º) Eliopoulos D, Torsello F, Cordaro L. Marginal discrepancies of Ni/Cr crowns for a soft tissue-level, trans-mucosal implant system. Clin Oral Implants Res. 2013; 24:82-7.
- 20º) Craig RG. Materiales de odontología restauradora, 10ª ed. 1998 Elsevier España
- 21º) Kenneth J. Anusavice, Phillips la ciencia de los materiales dentales, Elsevier España, 2004
- 22º) MOSBY, Diccionario de Odontología, MOSBY, Diccionario de Odontología, 2ª ed, Elsevier España
- 23º) Macchi. Materiales Dentales 4ª ed, 2007. Médica Panamericana
- 24º) Wenz HJ, Hertrampf K, Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection, Int J Oral Maxillofac Implants. 2008; 23(1):39-47
- 25º) Assunção WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. Implant Dent. 2008;17(3):248-56
- 26º) Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A Jr, Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis, Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23(2):226-36
- 27º) W. Chee and S. Jivraj. Impression Techniques for Implant Dentistry. Octubre de 2006 del British Dental Journal. 201:429-432
- 28º) J. Raúl Fernández Encinas Estudio in vitro de la exactitud de tres técnicas de impresión sobre implantes y la obtención del modelo de trabajo. Trabajo de grado para La Facultad de Odontología de la Universidad de Salamanca. Salamanca 2011
- 29º) Aimjirakul P, Masuda T, Takahashi H, Miura H. Gingival sulcus simulation model for evaluating the penetration characteristics of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont. 2003 Jul-Aug;16(4):385-9
- 30º) Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004; 19(2):192-8
- 31º) Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases: an in vitro comparison. A technical note. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005; 20(3):455-60
- 32º) Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. J Prosthet Dent. 2004; 92(5):470-6

- 33º) Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X, Phillips KM, A clinical study comparing the three-dimensional accuracy of a working die generated from two dual-arch trays and a complete-arch custom tray, *J Prosthet Dent.* 2003; 90(3):228-34
- 34º) Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions- an in-vitro study. *Int J Comput Dent.* 2011;14(1):11-21
- 35º) Romeo M, Vallejo J, Martínez JA, Del Río J, López-Quiles J, Rivero MA et al. Tecnología CAD/CAM en implantoprótesis. Puesta al día y perspectivas de futuro. *Gac Dent Ind Prof* 2010; 216: 124-143
- 36º) Jan Lindhe, Niklaus P. *Lang Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, 2 Volume Set, 6th Edition June 2015, Wiley-Blackwell.
- 37º) Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl.* 2009;(201):3-83
- 38º) Vaquero P, Romeo M. Restauraciones estéticas con sistemas CAD/CAM. Introducción a las nuevas tendencias de futuro. *Gac Den Ind Prof* 2012; 233: 120-141
- 39º) Sánchez E, Machado C. Odontología CAD. Artículo de revisión. *Rev Odontos* 2011; 13(36): 71-78.
- 40º) Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent.* 2007; 35(12):903-8.
- 41º) Persson AS, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G. Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater.* 2008 Aug;24(8):1123-30. Epub 2008 Mar 11.
- 42º) Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(3):559-70
- 43º) Rocío Hernández Villena. Trabajo de Impresiones digitales vs impresiones convencionales, para Clínica odontológica integrada de adultos de la Universidad Complutense de Madrid. Trabajo de Grado. Universidad Complutense Madrid 2013
- 44º) Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *JADA* 2006; 173(9 supplement): 7S-13S.
- 45º) Cerec Omnicam and Cerec Bluecam. The first Choice in every case. The dental company Sirona. Manufacturer Instructions
- 46º) Birnbaum N, Aaronson H, Stevens C, Cohen B. 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. *Inside Dentistry* 2014:1.
- 47º) Zafra M, Martínez A, Celemín A, Gómez-Polo M. Estado actual de los diferentes sistemas de escaneado para CAD/CAM. *RCOE* 2011;16(2):97-103.
- 48º) Stein JM. Stand-alone scanning systems simplify intraoral digital impressioning. *Compend Contin Educ Dent.* 2011; 32(4): 56, 58-9.

- 49º) Fasbinder D. Digital Dentistry: Innovation for Restorative Treatment. The Compendium of Continuing Education in Dentistry (Suppl)31(4):2-11.
- 50º) Pisoni G. Optical impressions with Zfx IntraScan: The accurate basis for various kinds of restorations. Disponible en: www.zfx-dental.com.
- 51º) Jaime Del Río Highsmith, Técnicas de confección de metales en odontología, Tesis doctoral en Odontología. UCM
- 52º) Ana Ochoa de Olza Amat, Estudio Experimental In-Vitro de tres escáneres CAD/CAM extraorales, Master de Ciencias Odontológicas, Universidad Complutense de Madrid, Madrid 2012.
- 53º) <http://www.phasevision.com/technology/contact-vs-non-contact-measurement.html>.
- 54º) Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. Comput Biol Med 2007;37(5):579-87
- 55º) Kusnoto B, Evans CA. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2002;122(4):342-48.
- 56º) Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: The end of trays and putty? Dent Implantol Update. 2008;19(1):1-4.
- 57º) Romeo M, Martínez JA, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Rev Int Prot Estomatol 2005; 7(5):524-534.
- 58º) Pfeifer GM, Riquier R. ¿Tercerización o fabricación propia? Quintesence técnica 2007; 18(9):524-9.
- 59º) Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011 Jun; 56 Suppl 1:97-106.
- 60º) Suárez García, María Jesús, Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de determinación, Tesis Doctoral Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Odontología, Madrid 2004.
- 61º) Classification system for cast alloys. J Am Dent Assoc 1984; 109:766, 838-850.
- 62º) Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. Casting alloys: the materials and "the clinical effects". Adv Dent Res 1992; 6:28-31.
- 63º) Suansuwan S, Swain M. Mew approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. Int J Prosthodont 1999; 12 :547-552.
- 64º) Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Barcelona. Ed Quintessence 2000.
- 65º) Romeo Rubio, Marta. "Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD/CAM e inyectado" Tesis doctoral. Departamento de Estomatología I (Prótesis bucofacial). Facultad de Odontología. UCM 2009

- 66º) Gascón F, Gil J, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. Avances en Odontoestomatología 1990; 6: 525-530.
- 67º) Raquel Castillo de Oyagüe, Ajuste de estructuras, coladas para prótesis fijas sobre pilares prefabricados de implantes dentales, Tesis Doctoral, 2004 Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Odontología.
- 68º) <http://www.interempresas.net/MetalMecanica/Articulos/104713-Mecanizado-de-estructuras-dentales.html>
- 69º) Rubén Agustín Panadero. Estudio comparativo *in vitro* del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. Tesis doctoral, Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia, 2012.
- 70º) Linhe, Lang, Karring. Periodontología Clínica e Implantología Odontológica. Panamericana, 2009.
- 71º) Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo 2. Barcelona: Ed. Salvat 1988
- 72º) Riquier, R. Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser, Quintessence Técnica, 2007 FEB; 18 (2) 66-78
- 73º) Millán Gómez, Simón. Procedimientos de mecanizado, Cengage Learning Editores, 2006.
- 74º) César Lamas Lara, Giselle Angulo de la Vega, Técnica de mock up y estratificación por capas anatómicas, Odontol. Sanmarquina 2011; 14(1): 19-21
- 75º) Mallat-Callís, Ernest. Interesting details in implant overdentures design, RCOE 2006;11(3):2-8.
- 76º) *Cadafalch Cabaní, Juan*. Caracterización microestructural y mecánica de materiales en base a cerámica elaborados por la tecnología CAD-CAM para su utilización en prótesis odontológica. Tesis Doctoral. Universitat de Barcelona. 2004
- 77º) Veloso Rosana. Coronas y puentes de porcelana fundida sobre metal. RCOE 2003. 8(5): 525-546
- 78º) Máñes, A, J. Estudio comparativo "in vitro" del ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. Soproden 1993; 9: 67-70.
- 79º) Walton JN, Gardiner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent 1986; 56:416-420
- 80º) James RA. A histopathological study of the nature of the epithelium surrounding implant post. Part. 1. J Oral Implantol 1972; 3:105-22.
- 81º) Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. 1. Clinical and radiographic findings. Clin Oral Imp Res 1993; 4: 2-11.

- 82º) Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants in vitro. *Clin Oral Impl Res* 2010; 21(5) 328-335
- 83º) Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection in-vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Invest* 2010; 14:427-432
- 84º) Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz K S, Romanos GE, NRFA Silva. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 2008 35; 917-924.
- 85º) Kidd EAM. Microleakage; a review. *J. Dent* 1976, 4:199-205
- 86º) T. Takahashi, J. Gunne, Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2003, 89: 256-60.
- 87º) Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*. 2002;88(4):402-8.
- 88º) Winter W, Karl M. Screw loading and gap formation in implant supported fixed restorations: Procera implant bridge vs. conventionally cast screw-retained restorations. *Quintessence Int*. 2013;44(3):263-6.
- 89º) Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, Van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994; 5:239-244.
- 90º) Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4:158-161.
- 91º) Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y.A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2):125-31
- 92º) Valderrama S., Van Roekel N., Andersson M., Goodacre CJ., Munoz CA.: A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 29-37.
- 93º) Albert Camprubi Graell, *Electro-erosión: fundamentos de su física y su técnica*. Marcombo, 2007.
- 94º) Zaghoul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol* 2013;39(4):417-24.
- 95º) Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*. 1995;22(3):255-61.
- 96º) Canullo L, et al cambio de plataforma y modificaciones marginales a nivel óseo: Los resultados de un ensayo controlado aleatorio, *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 115-121
- 97º) Tarnow DP, et al efecto de la distancia entre los implantes de la altura de la cresta ósea entre implante *J Perio* 2000; 71:546-549

- 98º) Duyck J, Vandamme K The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2014;41(10):783-94.
- 99º) Molina Blanco, J.D. y colaboradores. Periimplantitis: etiología, clínica y tratamiento. Revisión de la literatura. *Cuadernos de periodoncia* 2000;10(3): 1-10.
- 100º) Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.*1998; 43:192-203
- 101º) Helldén LB, Ericson G, Olson CO. The cresco bridge and implant concept: presentation of a technology for fabrication of abutment free, passively fitting superstructures. *Int Periodontics Restorative Dent* 2005; 25:89-94.
- 102º) E. Padullés Roig, F. Torres Lear, *Patología periimplantaria*, Ediciones especializadas europeas 2013.
- 103º) Donovan T, Cho G. Soft tissue management with metal-ceramic and all-ceramic restorations. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26: 107-112
- 104º) Oscar Figueras Álvarez. Estudio experimental del ajuste marginal y resistencia a la torsión en implato-prótesis. Tesis Doctoral. Universidad Internacional de Cataluña, 2004.
- 105º) Brogginini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D & Cochran DL. (2006) Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research* 85: 473-478.
- 106º) Aguiar et al 2002 Quantitative evaluation of marginal leakage of two resin composite restorations using two filling techniques *Operative Dentistry* 26 172-175
- 107º) Piatelli A, Scarano A, Paolantonio M, Asenza B, Leghisa JC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and Microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant abutment connections. *J Periodontal* 2001; 72:1146-1150
- 108º) Jiménez-García, Jaime *Implantología estética Como lograrla de forma sencilla, aspectos quirúrgicos y protésicos a tener en consideración para lograr un buen resultado fina RCOE*, 2005, 10(3): 327-339
- 109º) Luca Ferrantino. Resultados estéticos, a 1 año de seguimiento, de implantes Thommen spi element® con pilares de metal o circonio. un ensayo clínico aleatorizado. Trabajo de fin de Máster 2011. Universidad Complutense de Madrid Facultad de Odontología
- 110º) Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19 Suppl:30-42.
- 111º) Romanos GE, Javed F Platform switching minimises crestal bone loss around dental implants: truth or myth? *Oral Rehabil.* 2014;41(9):700-8.
- 112º) Hunt P, Gartner J, Norkin F; Choise of a System Dental Implant, *Compend Contin Educ Dent.* 2005; 26(4):239-40, 242, 245-8

- 113º) Slagter KW, Meijer HJ, Bakker NA, Vissink A, Raghoobar GM. Feasibility of immediate placement of single-tooth implants in the aesthetic zone: a 1-year randomized controlled trial. *J Clin Periodontol*. 2015 (in press).
- 114º) Gil FJ, Crespo A, Aparicio C, Peña J, Marsal M, Planell JA. Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental-prótesis mediante simulación de cargas cíclicas masticatorias. *Anales de mecánica de la fractura*. 2003; 20:491-4.
- 115º) Tymstra, Nynke; Meijer, Henny J.A.; Stellingsma, Kees; Raghoobar, Gerry M.; Vissink, Arjan. Resultados del tratamiento y satisfacción del paciente con dos restauraciones implantosoportadas adyacentes en la región estética. *Revista Internacional de Odontología Restauradora & Periodoncia*, 2010; 14 (3): 43-51.
- 116º) Vermeylen K, Collaert B, Lindén U, Björn AL, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):119-24.
- 117º) Joke Duyck, Elke Slaets, Kenichi Sasaguri, Katleen Vandamme, Ignace Naert Effect of intermittent loading and surface roughness on peri-implant bone formation in a bone chamber model. *Clinical Oral Periodontology* Volume 34, Issue 11 November 2007 Pages 998–1006
- 118º) Ying-Xin Gu, Jun-Yu Shi, Long-Fei Zhuang, Shi-Chong Qiao, You-You Xu and Hong -Chang Lai. (2015) Esthetic outcome and alterations of soft tissue around single implant crowns: a 2-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 26: 909-914.
- 119º) U Belser, L Grütter, F Vailati Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patien. *Journal of Periodontology* 2009;80(1):140-51.
- 120º) Rodrigo Fuentealba and Jorge Jofré. Esthetic Failure in Implant Dentistry. *Dental Clinics of North America* 59, 227-246.
- 121º) B Pommer, W Zechner, G Watzak, C Ulm. Progress and trends in patients' mindset on dental implants. II: implant acceptance, patient-perceived costs and patient satisfaction. *Clinical Oral Implants Research* 2011; 22,106-112.
- 122º) Pérez AB, Romeo M, Martínez JA. Cerámicas utilizadas en los sistemas CAD/CAM. *Rev Int Prot Estomatol* 2006;8(1):78-91.
- 123º) Coelho et al. 2008 Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures. *Journal Dental Research* 2009; 88: 382-386
- 124º) U Belser, D Buser, F Higginbottom Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry *Int J oral maxillofac Implants*, 2004
- 125º) Leo Meijndert Henny J. A. Meijer, Kees Stellingsma, Boudewijn Stegenga, Gerry M. Raghoobar. Evaluation of aesthetics of implant-supported single-tooth replacements using different bone augmentation procedures: a prospective randomized clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 2007;18(6): 715-19.

- 126º) Teigen K, Jokstad A, Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):603-27.
- 127º) Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):475-80.
- 128º) Ramos MB, Pegoraro LF, Takamori E, Coelho PG, Silva TL, Bonfante EA. Evaluation of UCLA implant-abutment sealing. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):113-20.
- 129º) Ryansen J, Niemi E, Pernu H, Salo T. Biocompatibility of nickel-titanium memory metal and its corroding behaviour in human cell cultures. *J Biomed Mat Res* 1997; 35: 451-7.
- 130º) Zalkind M, Calderon Y, Rabinowith R, Hadar R, Schlesinger M. The effects of dental alloys on mouse lymphocyte subpopulations. *J Oral Rehab* 1998; 25: 106-9.
- 131º) Weiker D. Riesgo toxicológico y alergológico de materiales dentales para protésicos dentales y pacientes. *Quintessence técnica (ed. esp.)* 2001; 12: 265-70.
- 132º) Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-92.
- 133º) Wismeijer D, Brägger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, Wittneben JG, Zembic A, Taylor TD. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:137-40.
- 134º) Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):555-60.
- 135º) Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2014;111(2):116-23.
- 136º) Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:202-16.
- 137º) Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:48-54
- 138º) Örtorp A, Jemt T CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(1):88-99.
- 139º) Lin KC, Wadhvani CP, Cheng J, Sharma A, Finzen F. Assessing fit at the implant-abutment junction with a radiographic device that does not require access to the implant body. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):817-23.

- 140º) Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanita*. 2012;48(1):53-8.
- 141º) Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(3):172-80.
- 142º) de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35(10):800-5. □
- 143º) Teigen K, Jokstad A. Dental implant suprastructures using cobalt-chromium alloy compared with gold alloy framework veneered with ceramic or acrylic resin: a retrospective cohort study up to 18 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(7):853-60.
- 144º) de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2015;113(1):22-8.
- 145º) Kapos T, Evans C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:117-36.
- 146º) Gross M, Abramovich I, Weis EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Max Impl* 1999; 14: 94- 100.
- 147º) Shadid R, Sadaqa N. Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):389-96
- 148º) Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012 Jun;38(3):298-307.
- 149º) Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res*. 1994;5(1):30-6
- 150º) Sharkey S, Kelly A, Houston F, O'Sullivan M, Quinn F, O'Connell B. A radiographic analysis of implant component misfit. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):807-15
- 151º) Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7-13.
- 152º) Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):879-85.
- 153º) Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):928-38.
- 154º) Ramos MB, Pegoraro LF, Takamori E, Coelho PG, Silva TL, Bonfante EA. Evaluation of UCLA implant-abutment sealing. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):113-20.

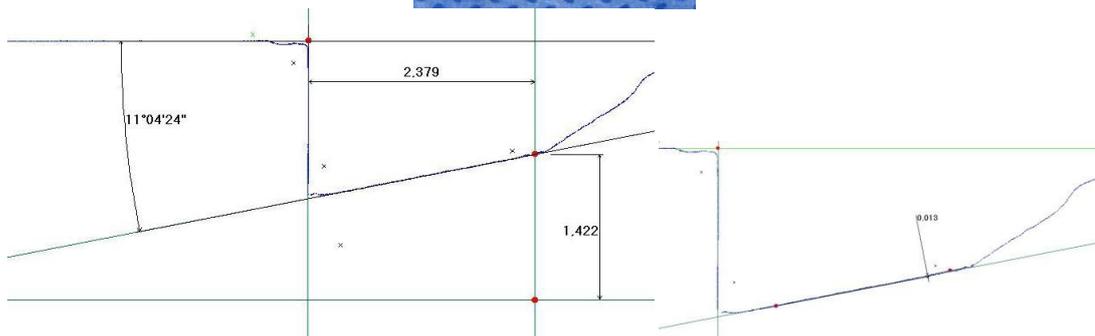
- 155º) Lorenzoni FC, Coelho PG, Bonfante G, Carvalho RM, Silva NR, Suzuki M, Silva TL, Bonfante EA. Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. *Int J Dent.* 2011;2011:864183.
- 156º) Zipprich, Holger / Weigl, Paul / Lange, Bodo / Lauer, Hans-Christoph, Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences *German Journal Implantologie*,2007; 15 (1): 31-46.
- 157º) Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin. Oral Imp.* 2006; 17(2): 68-81.
- 158º) Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(4):616-26.
- 159º) Tsuge T, Hawiwara Y, matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dental Materials* 2008; 27(1): 29-34
- 160º) Gotfredsen K, Wiskott A; Working Group 4 Consensus report - reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:238-41.
- 161º) Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment- implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.
- 162º) Tawil G Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(1):153-7.
- 163º) Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implants-abutment gap versus microbial colonization: clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2013;101(7):1381-8
- 164º) Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of CAD/CAM and Conventional Cement Retained Implant-Supported Single Crowns. *Implant Dent.* 2015(in press)

Apendice

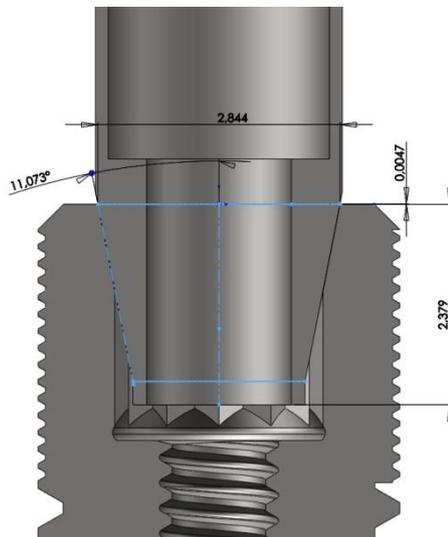
Capitulo 9

9.1 MODELOS DE CONEXIÓN INTERNA COLADO

TRABAJO nº 1.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 1 pilar1 medidas de perfilómetro

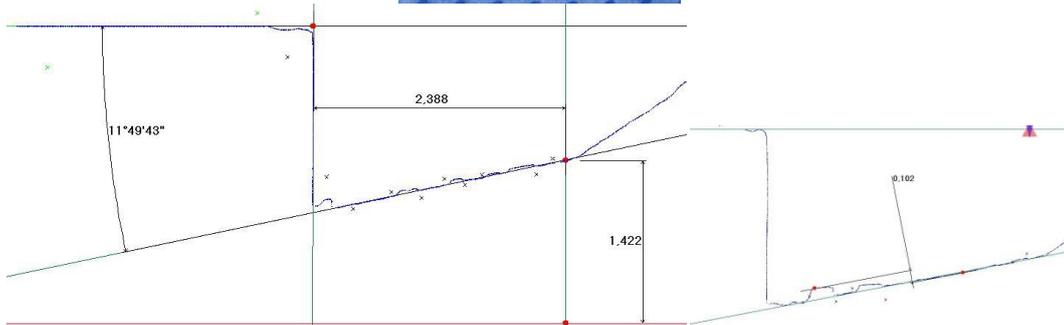


Trabajo 1 pilar 1 medidas en 3D

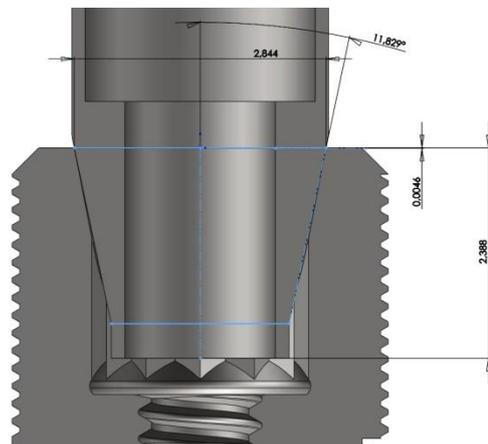


Trabajo 1 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

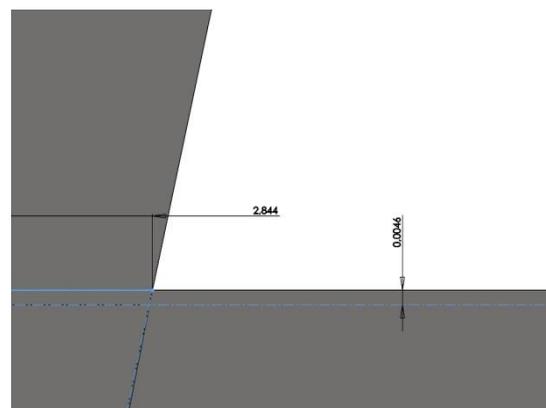
TRABAJO nº 1.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 1 pilar 2 medidas de perfilómetro

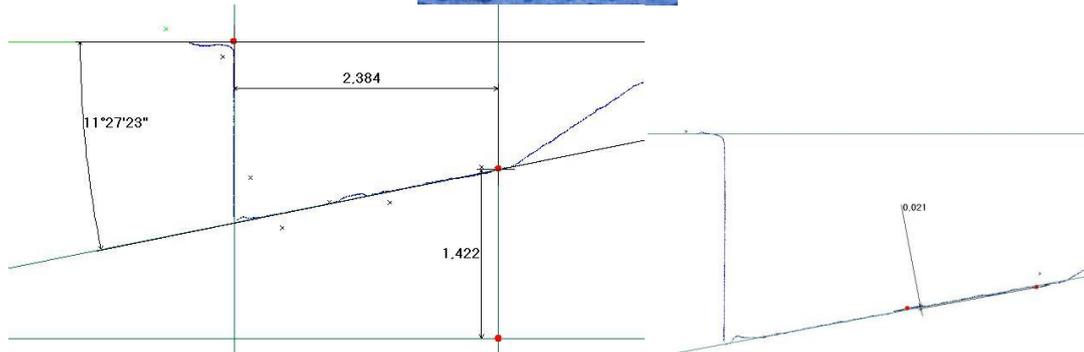


Trabajo 1 pilar 2 en 3D

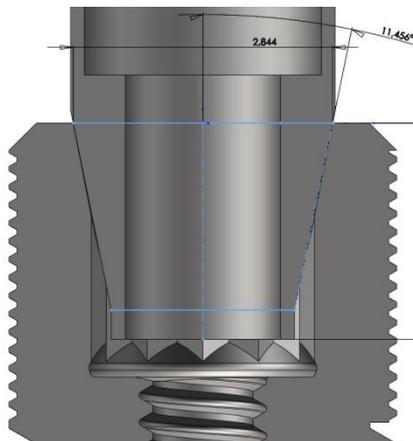


Trabajo 1 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

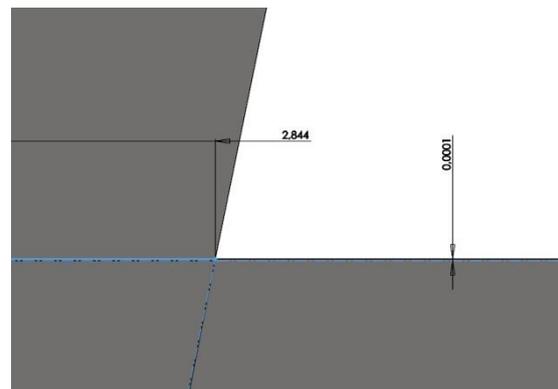
TRABAJO nº 2.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 2 pilar1 medidas de perfilómetro

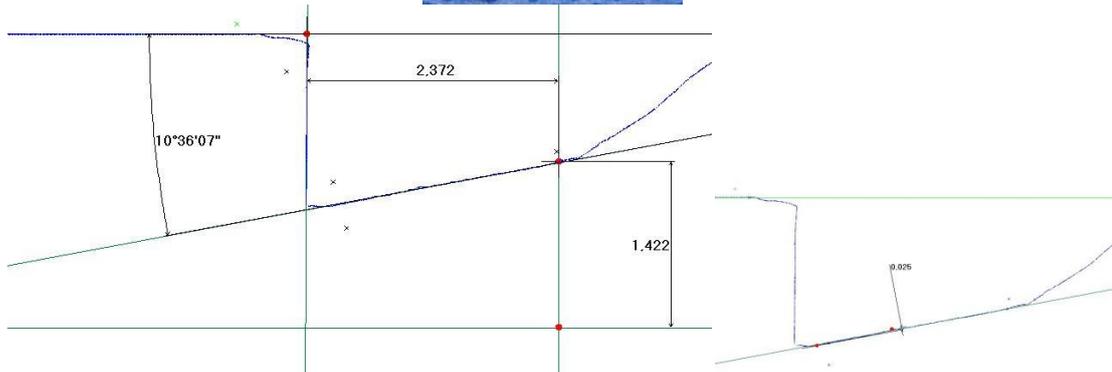


Trabajo 2 pilar 1 medidas en 3D

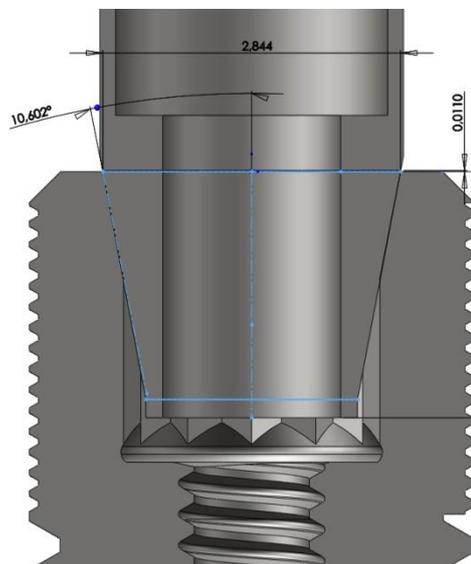


Trabajo 2 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

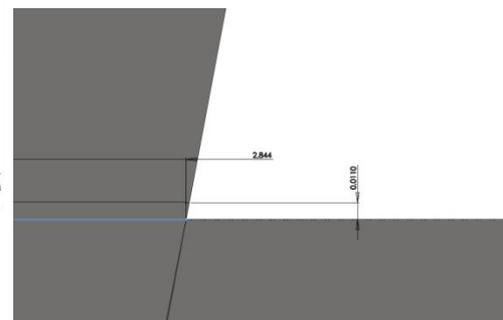
TRABAJO nº 2.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 2 pilar2 medidas de perfilómetro

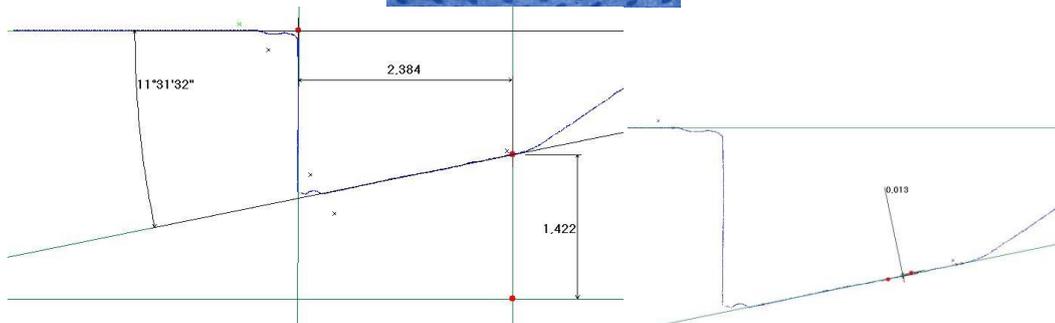


Trabajo 2 pilar 2 en 3D

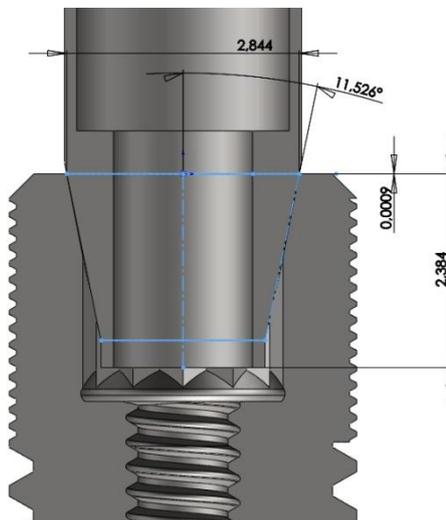


Trabajo 2 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

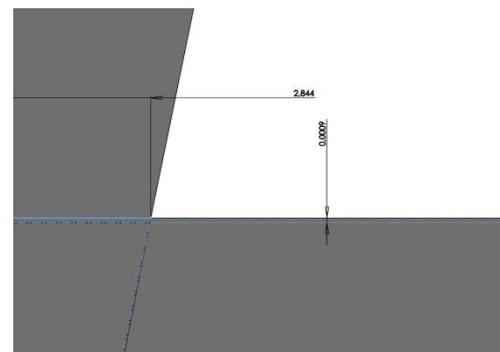
TRABAJO nº 3.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 3 pilar1 medidas de perfilómetro

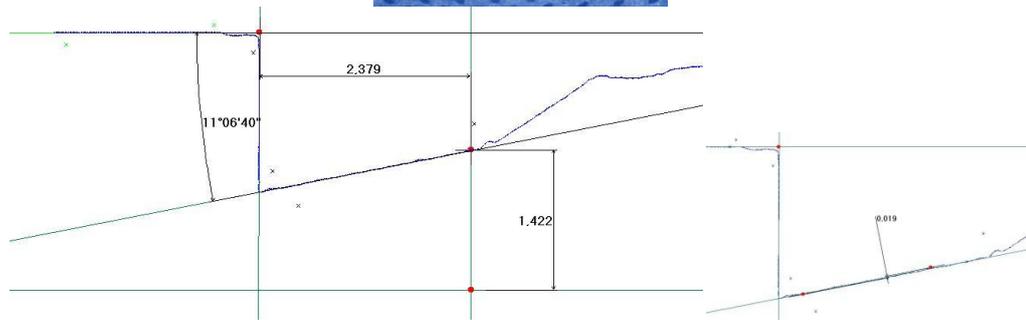


Trabajo 3 pilar 1 medidas en 3D

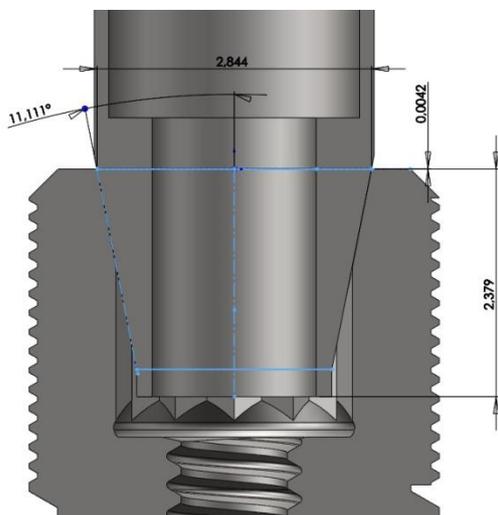


Trabajo 3 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

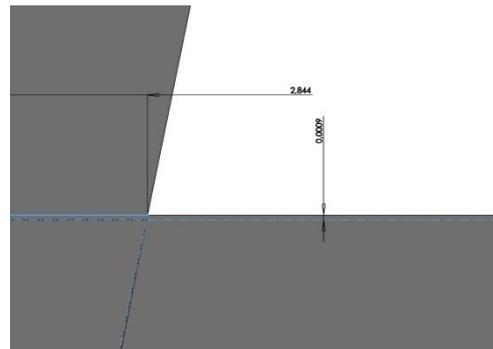
TRABAJO nº 3.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 3 pilar 2 medidas de perfilómetro

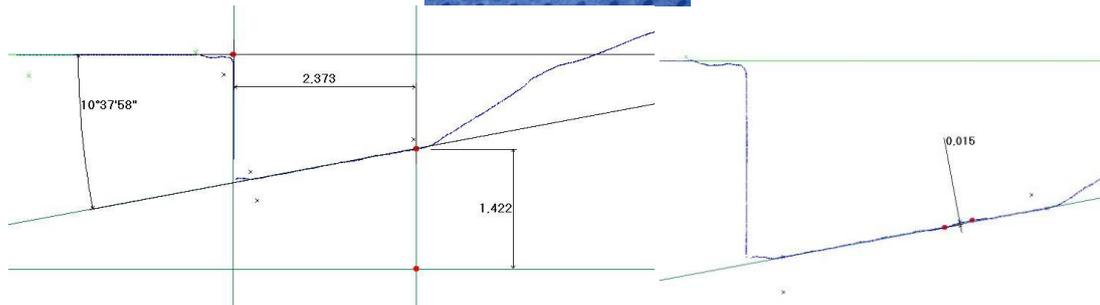


Trabajo 3 pilar 2 medidas en 3D

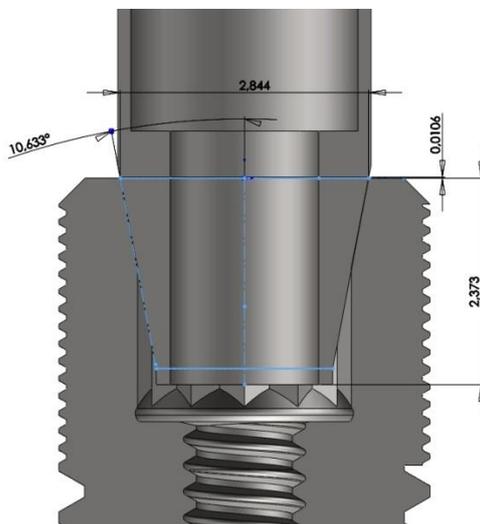


Trabajo 3 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 4.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 4 pilar1 medidas de perfilómetro

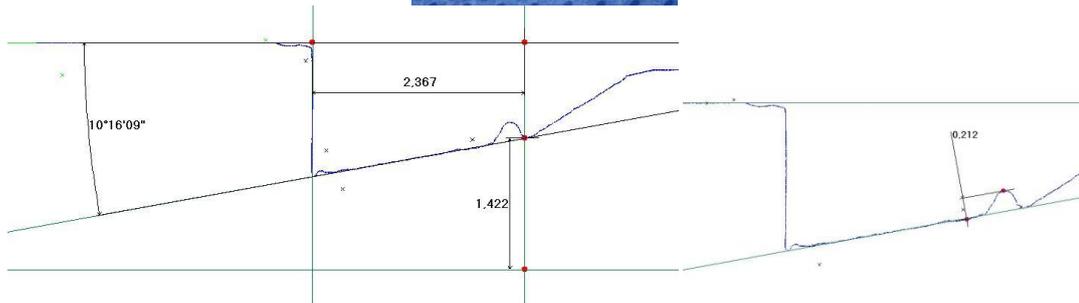


Trabajo 4 pilar 1 medidas en 3D

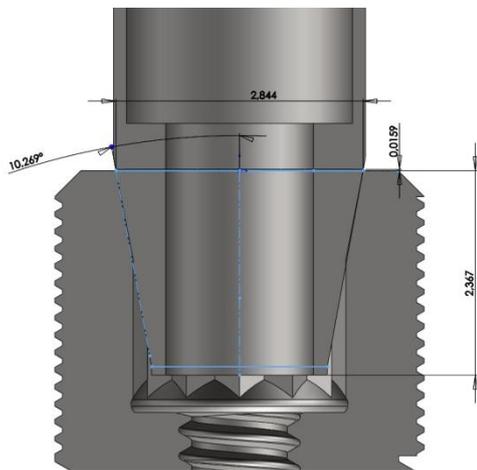


Trabajo 4 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

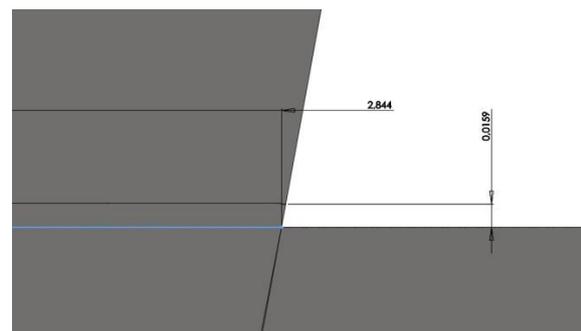
TRABAJO nº 4.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 4 pilar 2 medidas de perfilómetro

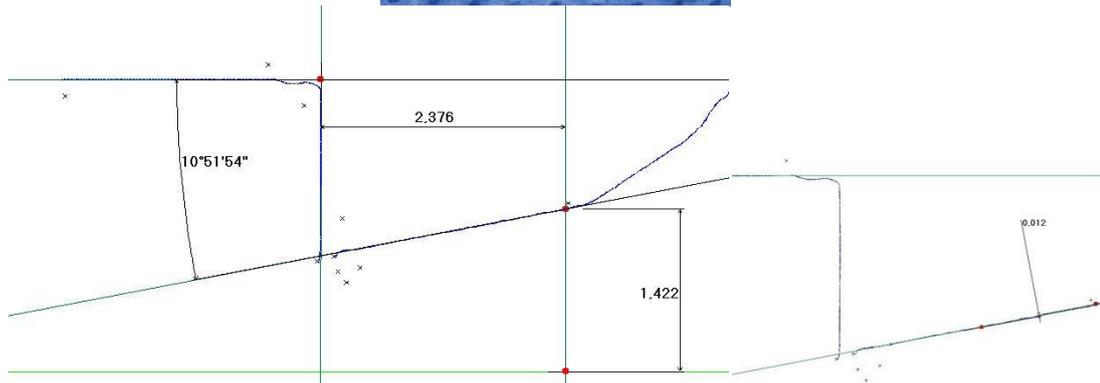


Trabajo 4 pilar 2 medidas en 3D

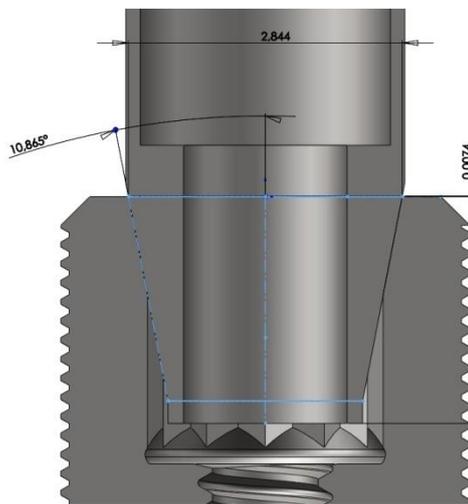


Trabajo 4 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 5.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 5 pilar1 medidas de perfilómetro

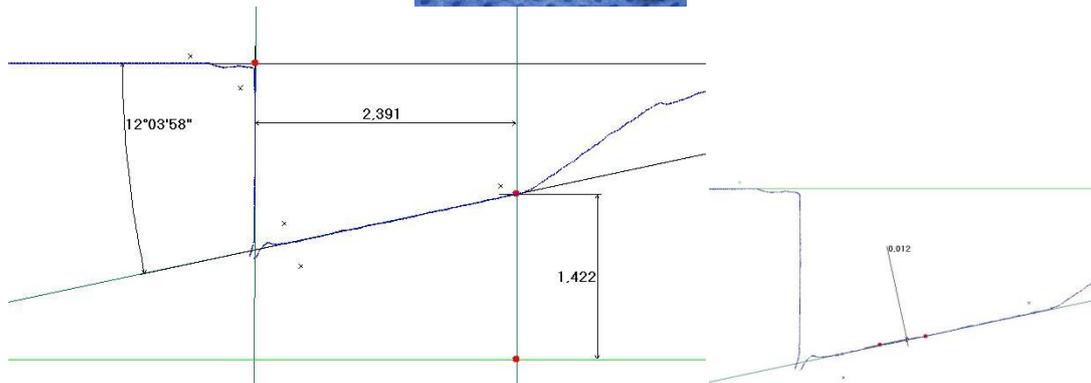


Trabajo 5 pilar 1 medidas en 3D

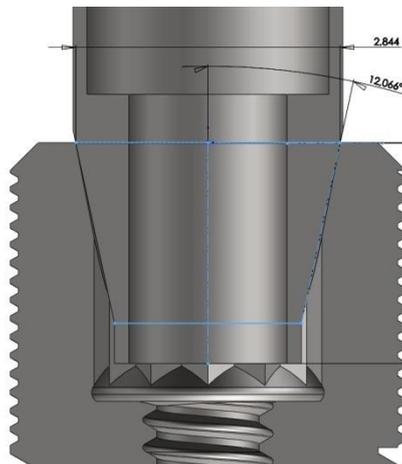


Trabajo 5 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

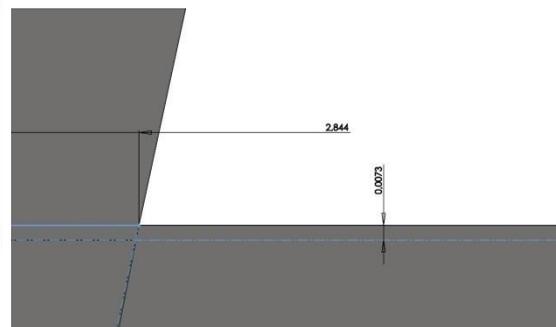
TRABAJO nº 5.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 5 pilar 2 medidas de perfilómetro

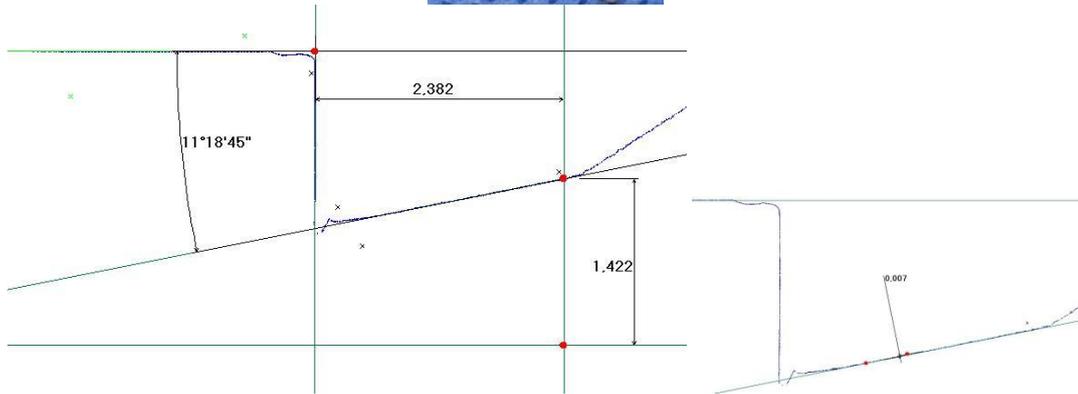


Trabajo 5 pilar 2 medidas en 3D

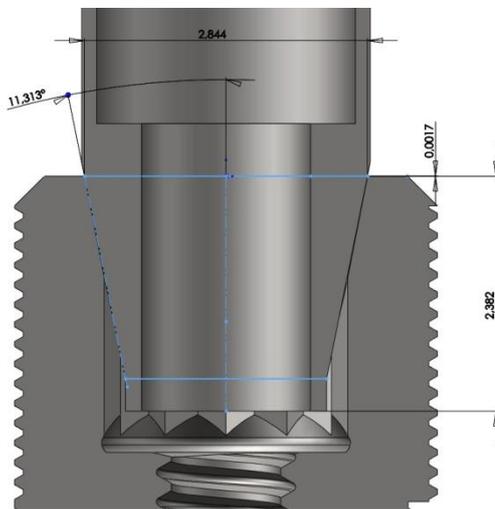


Trabajo 5 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

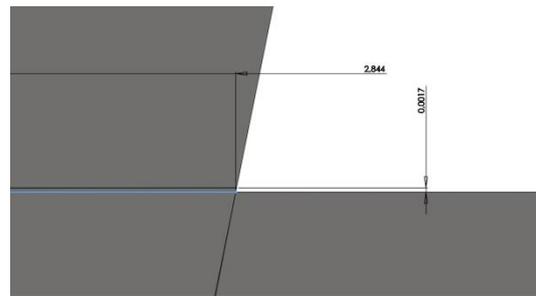
TRABAJO nº 6.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 6 pilar1 medidas de perfilómetro

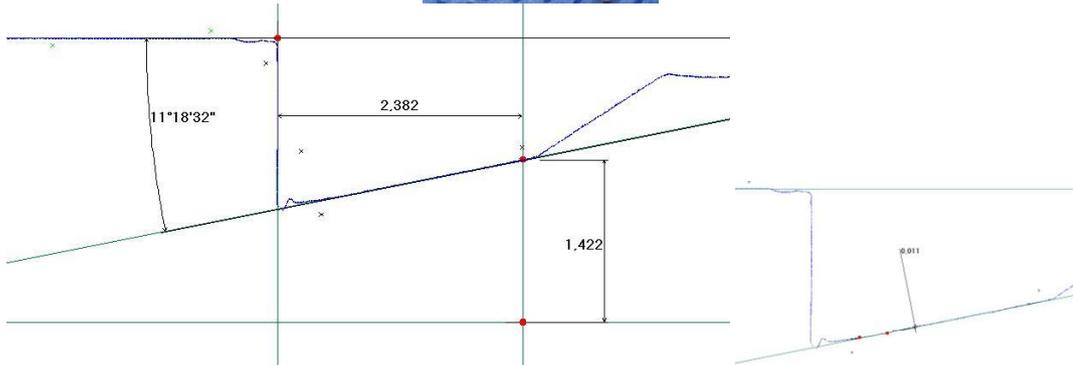


Trabajo 6 pilar 1 medidas en 3D

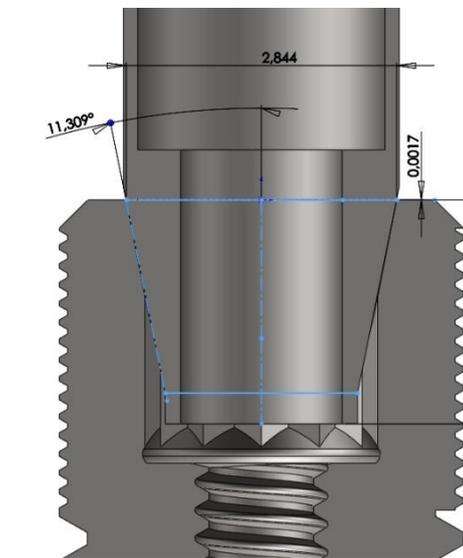


Trabajo 6 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

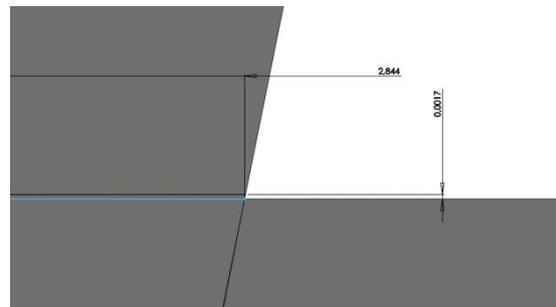
TRABAJO nº 6.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 6 c pilar 2 medidas de perfilómetro

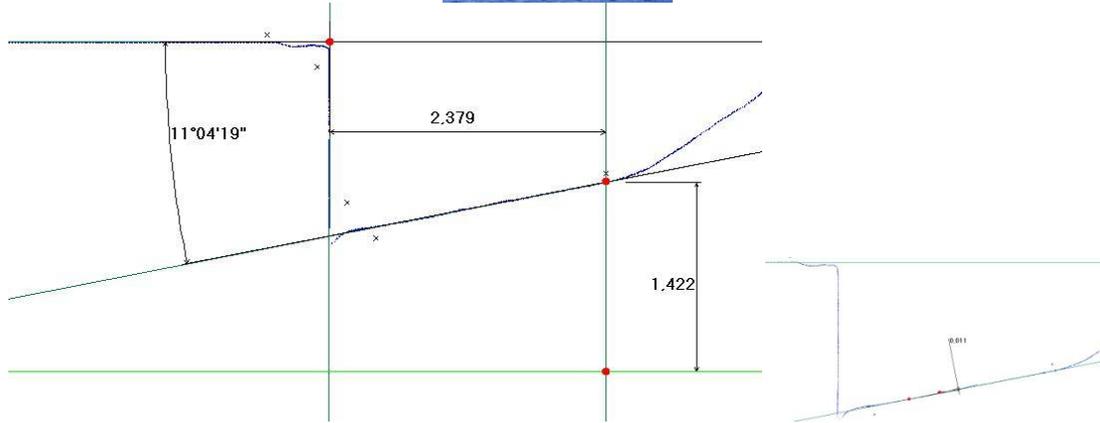


Trabajo 6 pilar 2 medidas en 3D

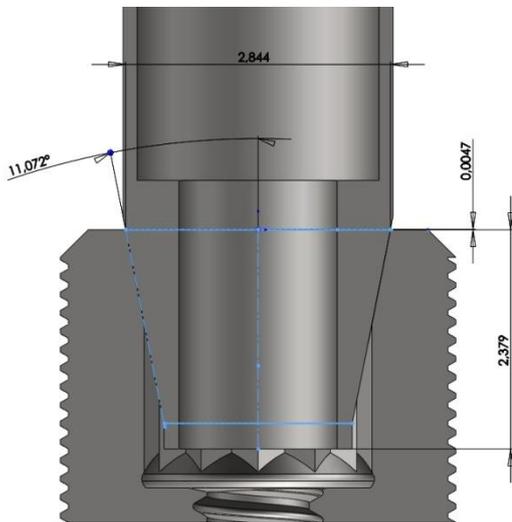


Trabajo 6 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

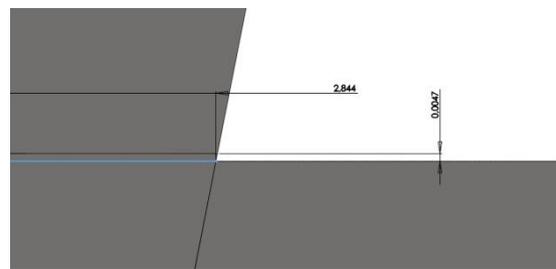
TRABAJO nº 7.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 7 pilar1 medidas de perfilómetro

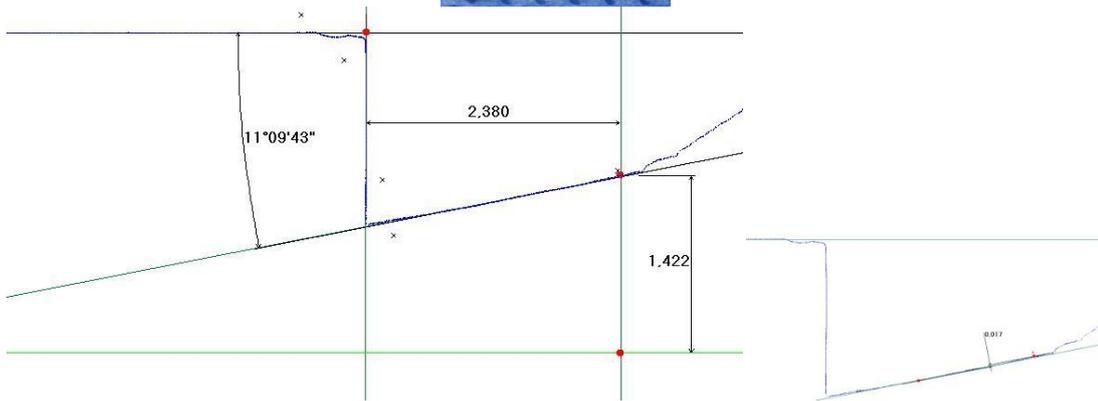


Trabajo 7 pilar 1 medidas en 3D

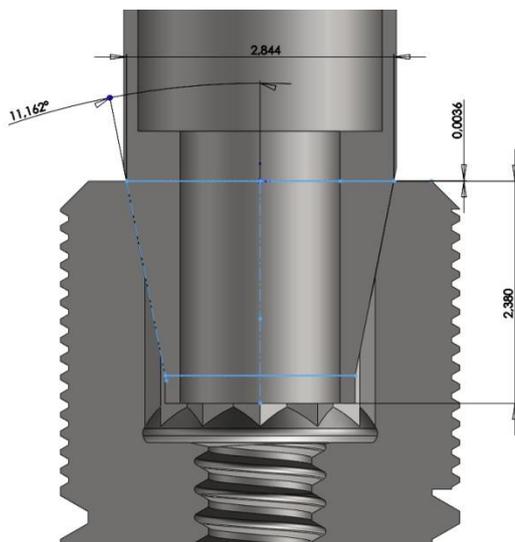


Trabajo 7 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

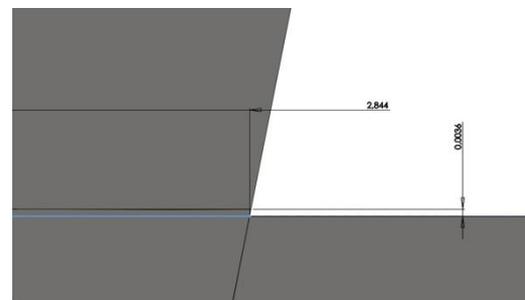
TRABAJO nº 7.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 7 pilar 2 medidas de perfilómetro

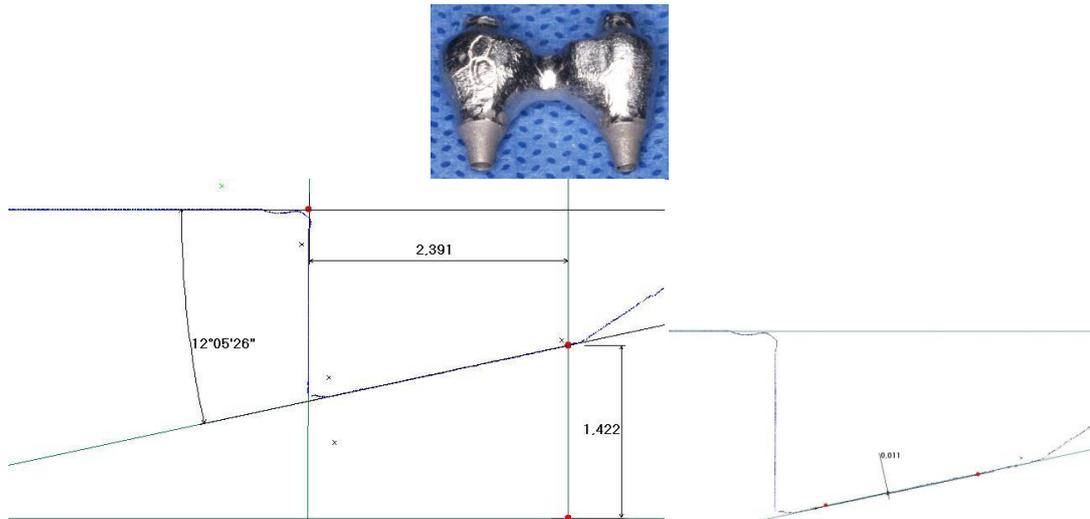


Trabajo 7 pilar 2 medidas en 3D

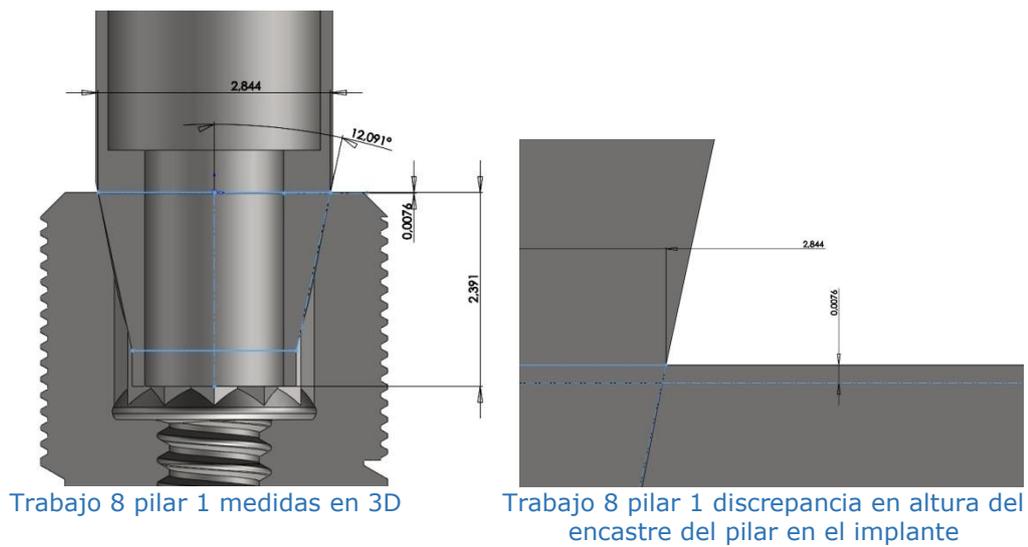


Trabajo 7 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 8.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



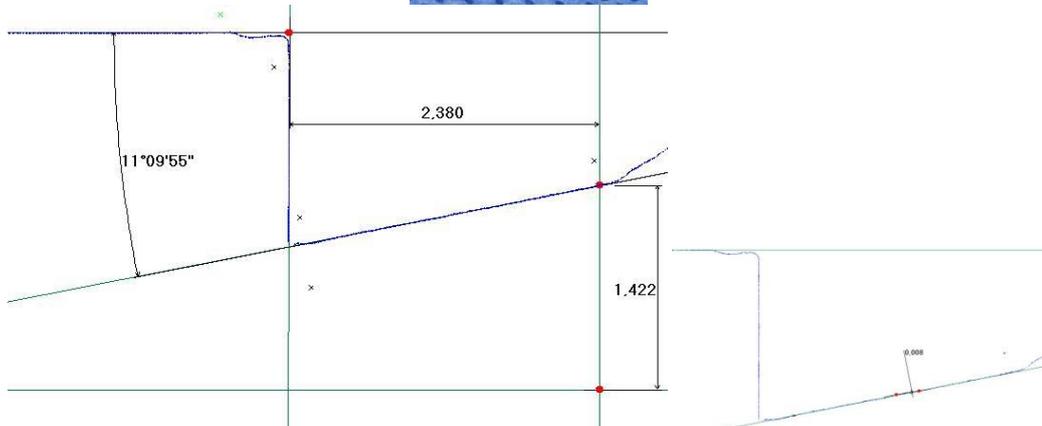
Trabajo 8 pilar1 medidas de perfilómetro



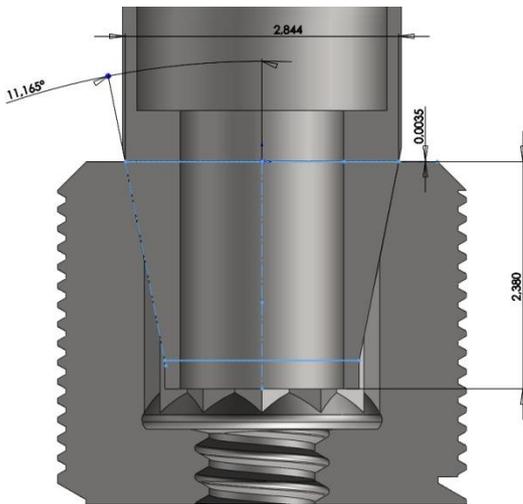
Trabajo 8 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 8 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

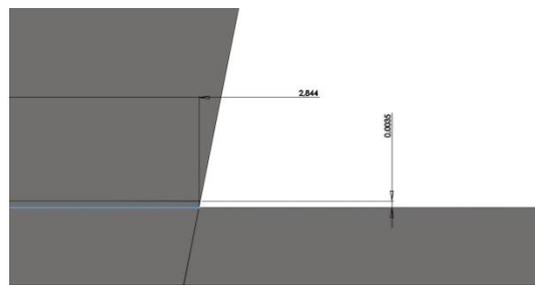
TRABAJO nº 8.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 8 pilar 2 medidas de perfilómetro

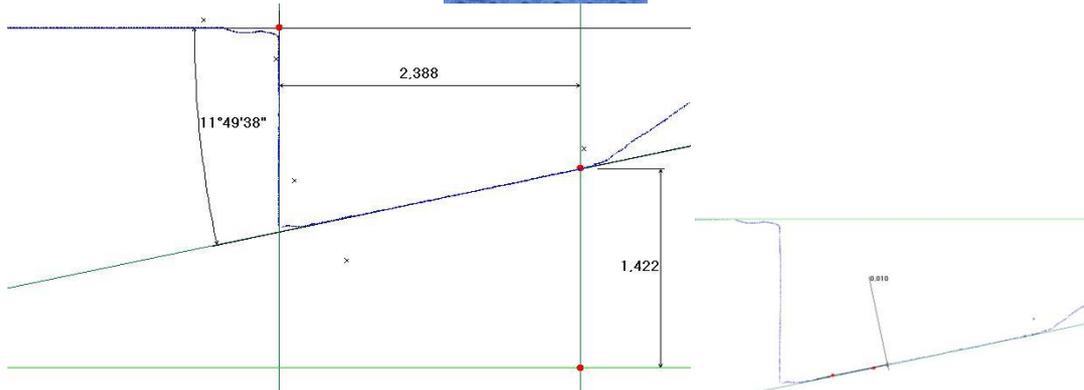


Trabajo 8 pilar 2 medidas en 3D

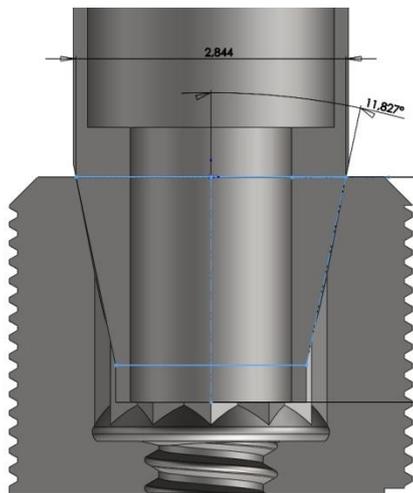


Trabajo 8 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

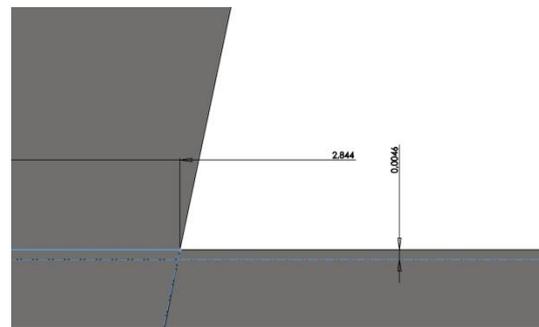
TRABAJO nº 9.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 9 pilar1 medidas de perfilómetro

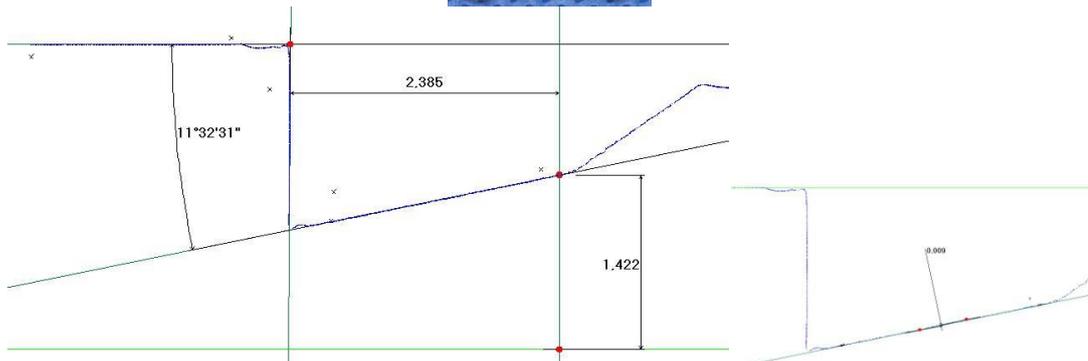


Trabajo 9 pilar 1 medidas en 3D

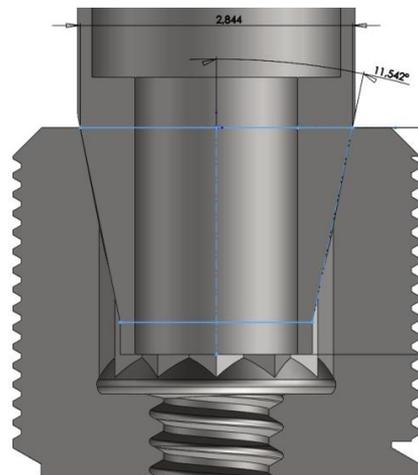


Trabajo 9 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

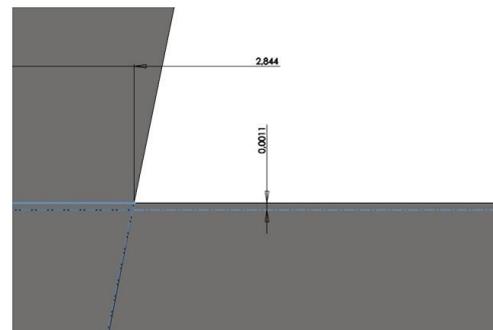
TRABAJO nº 9.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 9 pilar 2 medidas de perfilómetro

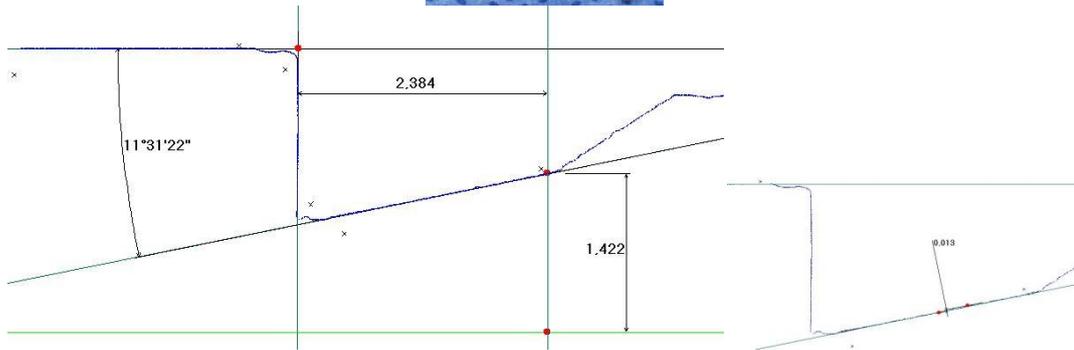


Trabajo 9 pilar 2 medidas en 3D

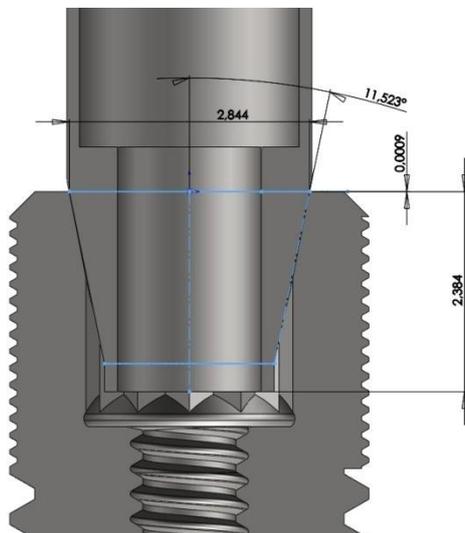


Trabajo 9 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

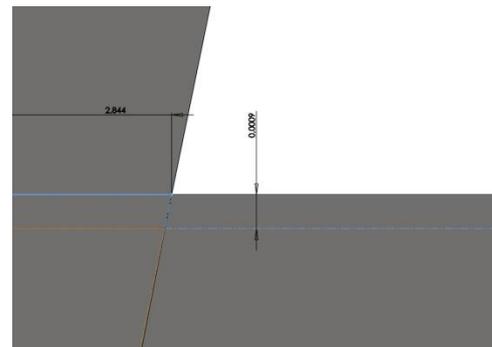
TRABAJO nº 10.1 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 10 pilar1 medidas de perfilómetro

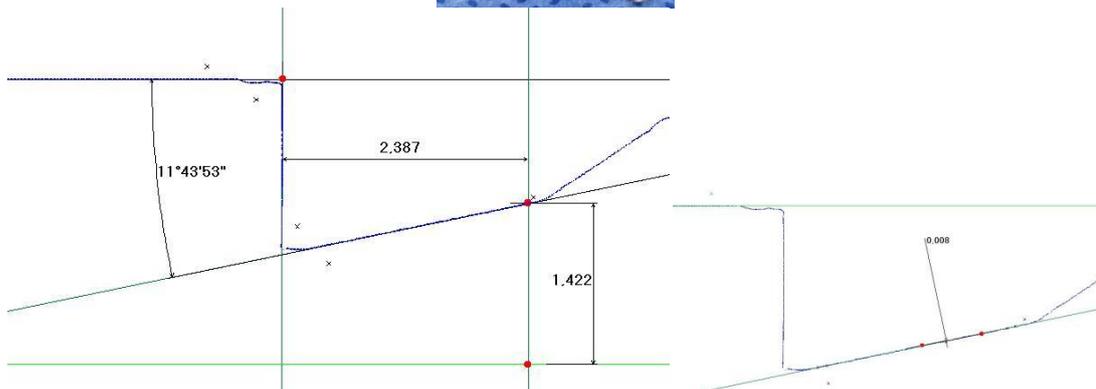


Trabajo 10 pilar 1 medidas en 3D

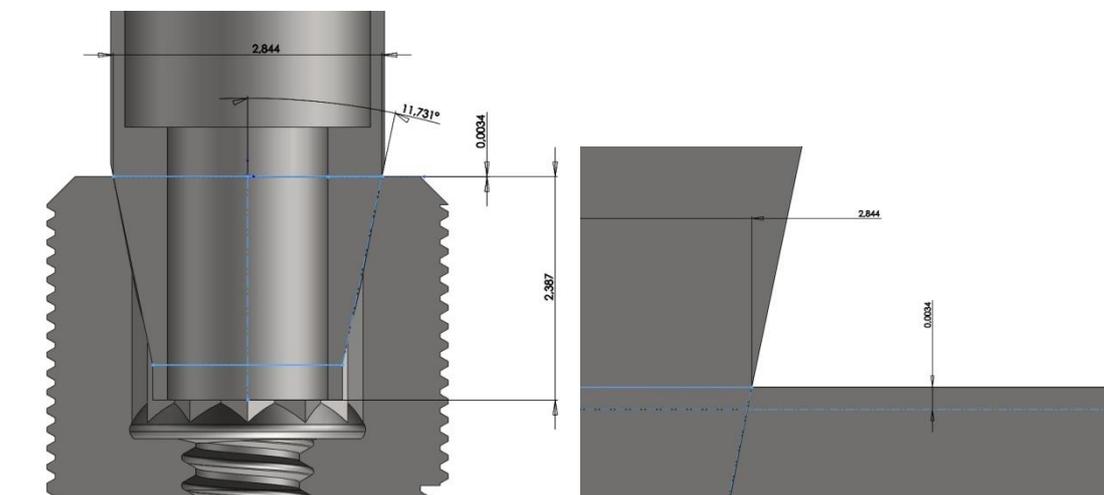


Trabajo 10 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 10.2 CONEXIÓN INTERNA COLADO



Trabajo 10 pilar 2 medidas de perfilómetro

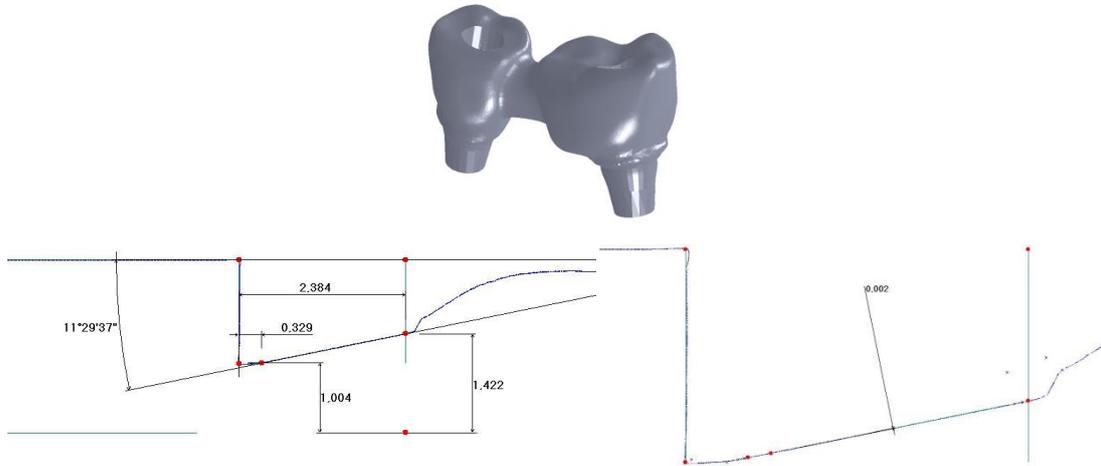


Trabajo 10 pilar 2 medidas en 3D

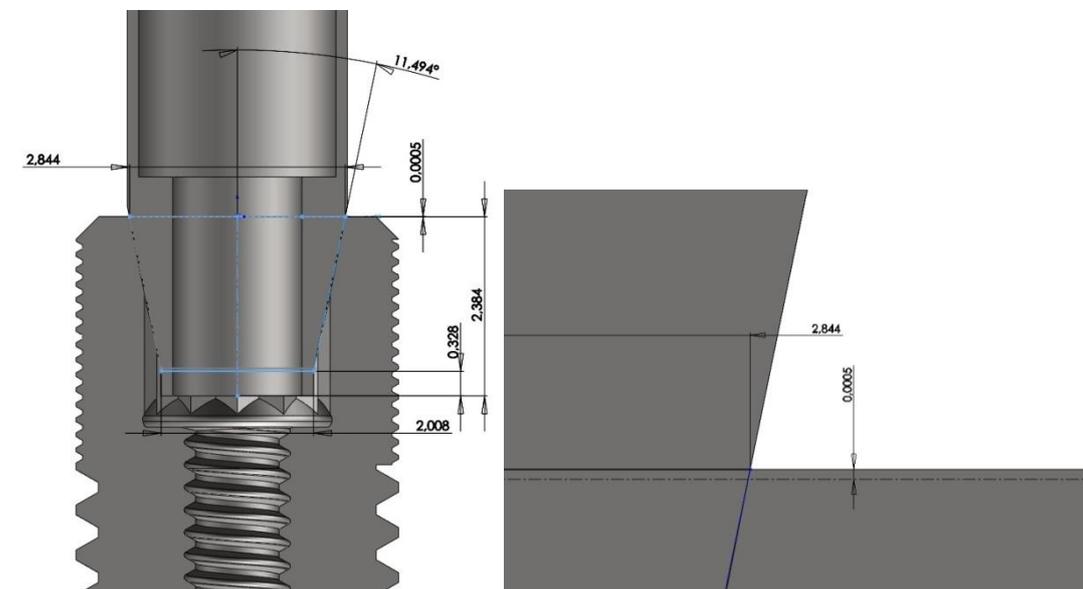
Trabajo 10 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

9.2 MODELOS DE CONEXIÓN INTERNA FRESADO

TRABAJO nº 1.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



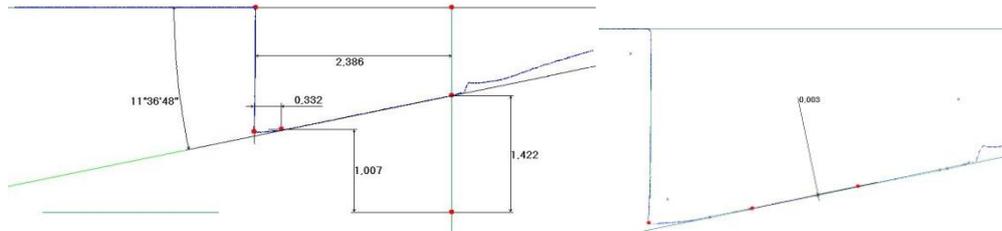
Trabajo 1 pilar1 medidas de perfilómetro



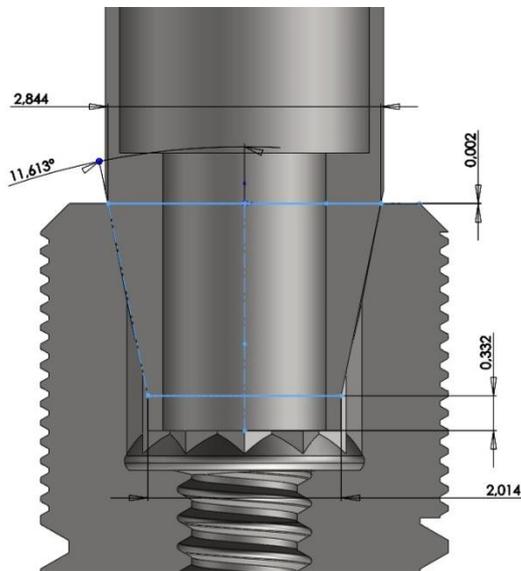
Trabajo 1 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 1 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

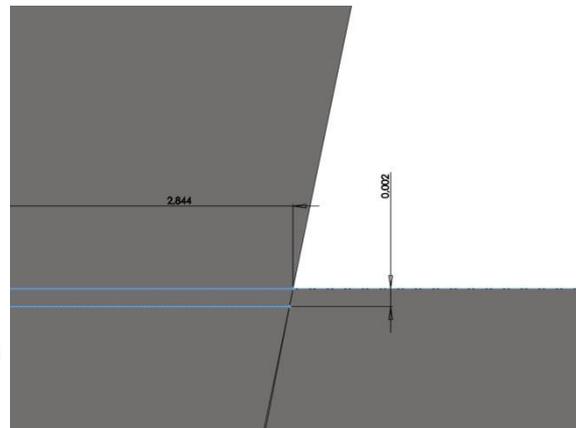
TRABAJO nº 1.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 1 pilar 2 medidas de perfilómetro

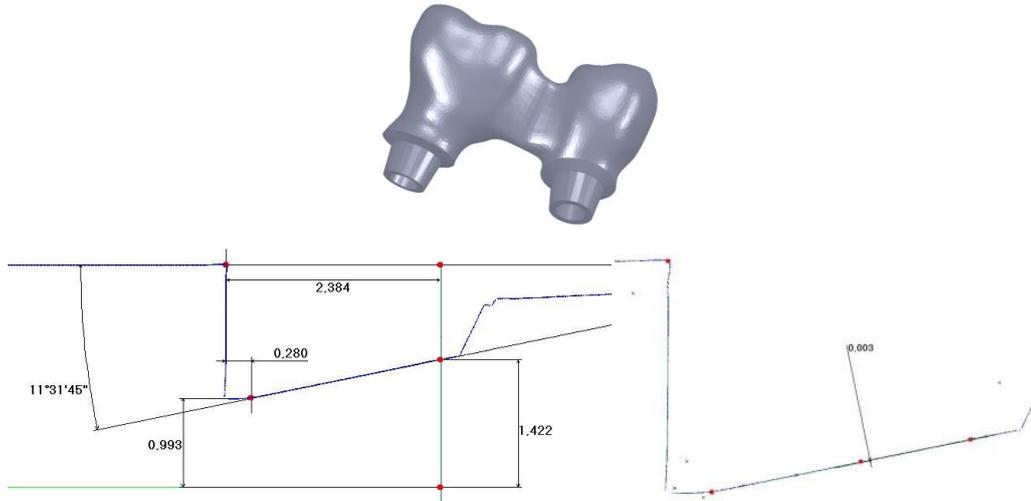


Trabajo 1 pilar 2 en 3D

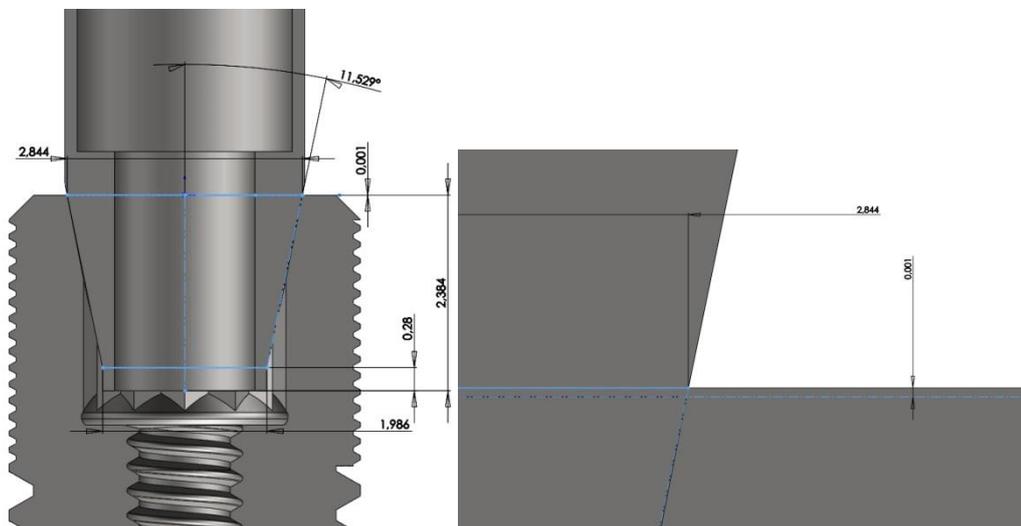


Trabajo 1 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 2.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



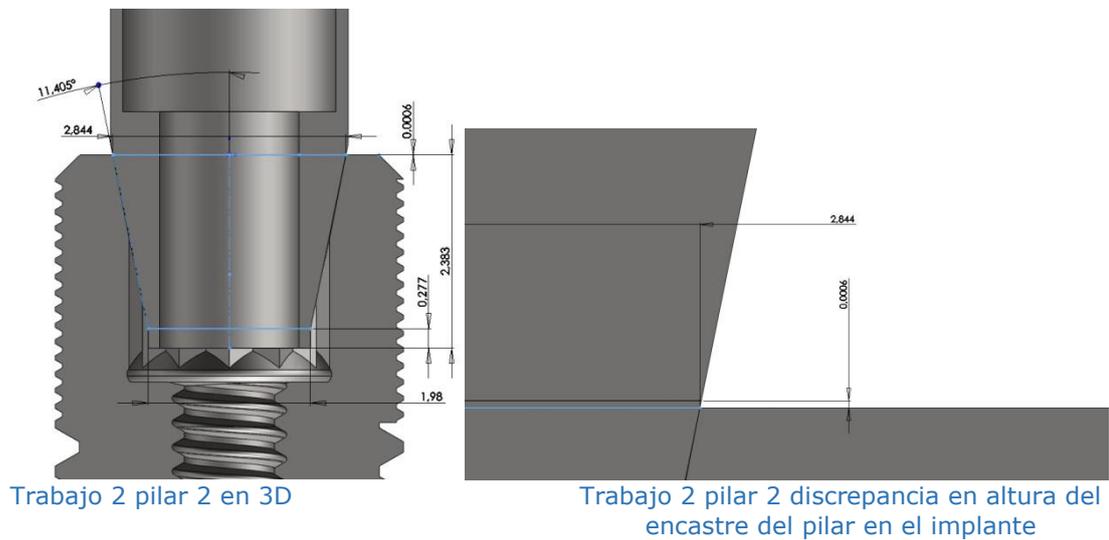
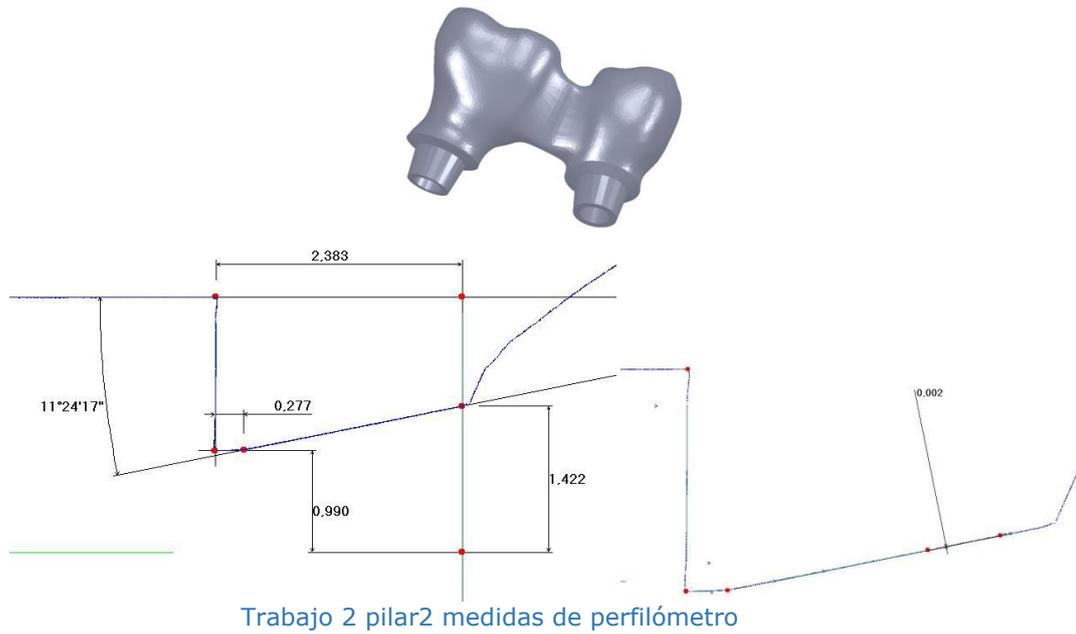
Trabajo 2 pilar1 medidas de perfilómetro



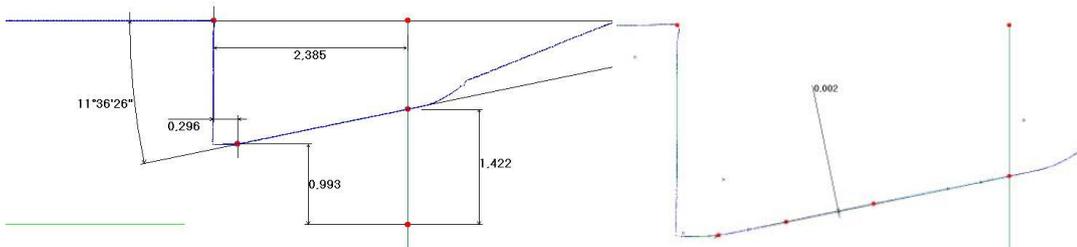
Trabajo 2 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 2 pilar 1 discrepancia en altura del
encastre del pilar en el implante

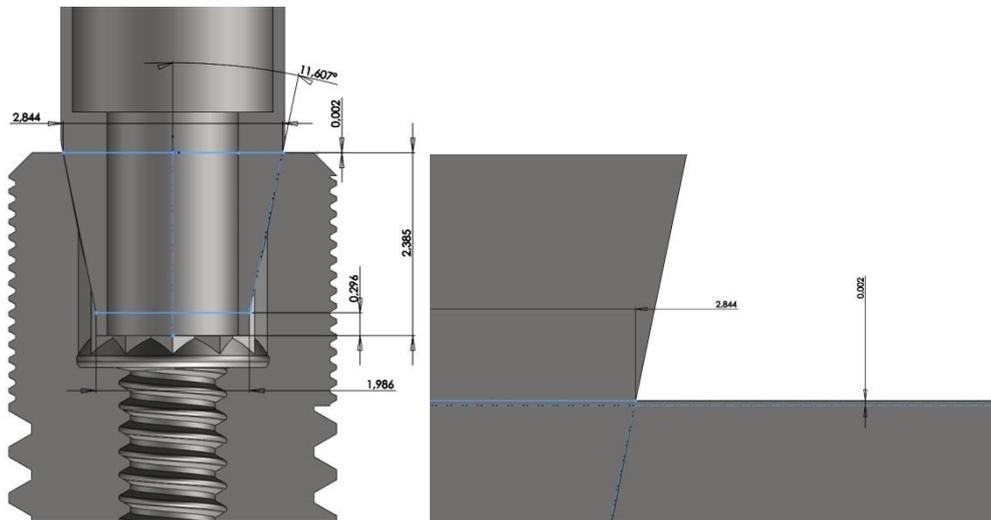
TRABAJO nº 2.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



TRABAJO nº 3.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



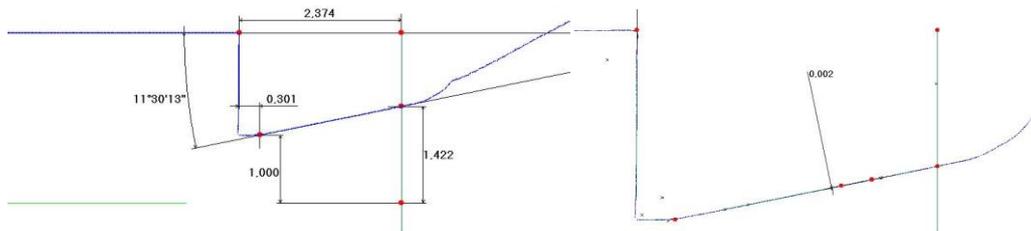
Trabajo 3 pilar1 medidas de perfilómetro



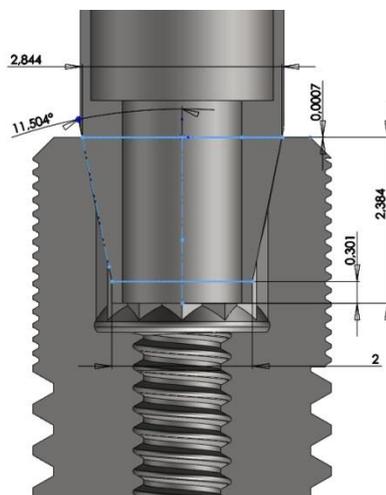
Trabajo 3 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 3 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

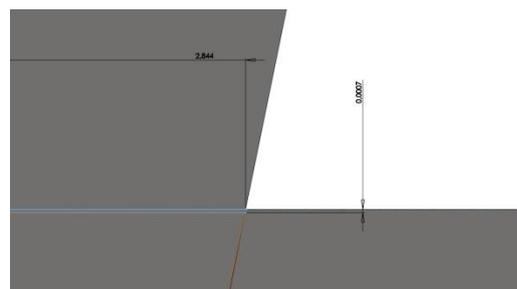
TRABAJO nº 3.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 3 pilar 2 medidas de perfilómetro

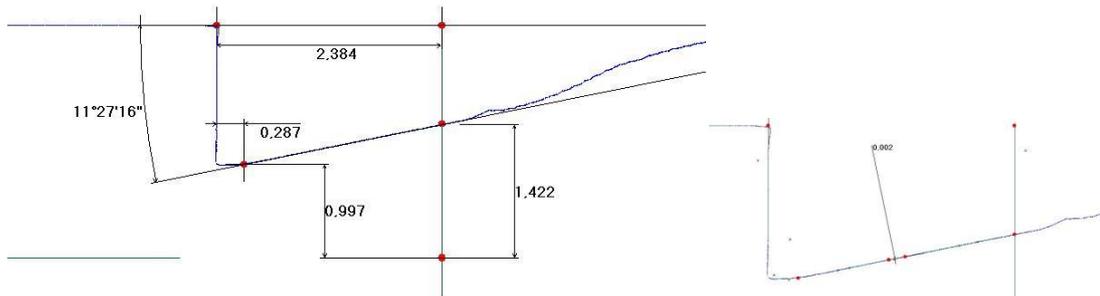
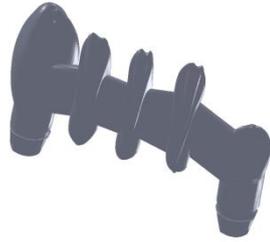


Trabajo 3 pilar 2 medidas en 3D

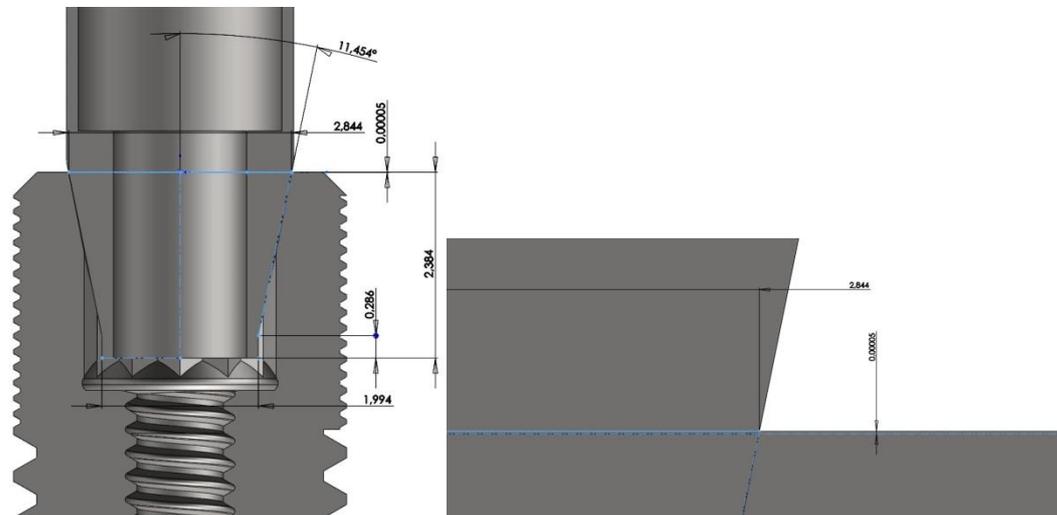


Trabajo 3 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante 4

TRABAJO nº 4.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



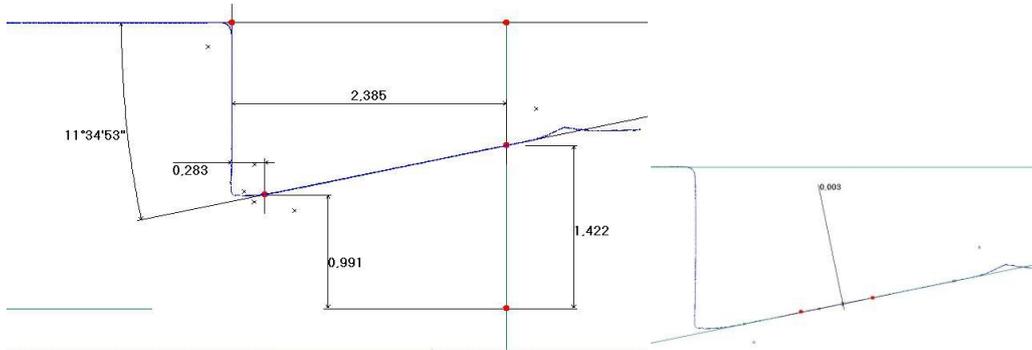
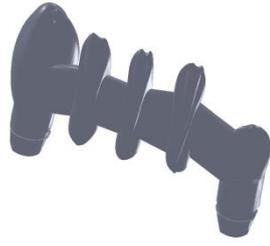
Trabajo 4 pilar1 medidas de perfilómetro



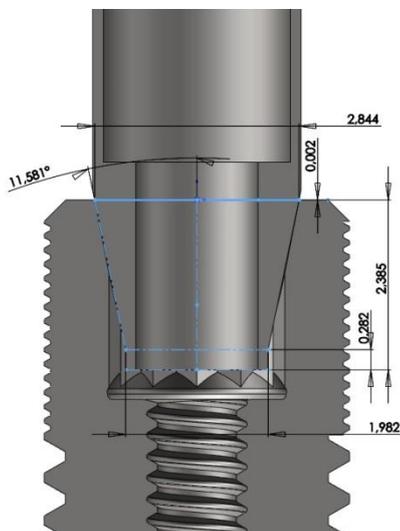
Trabajo 4 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 4 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

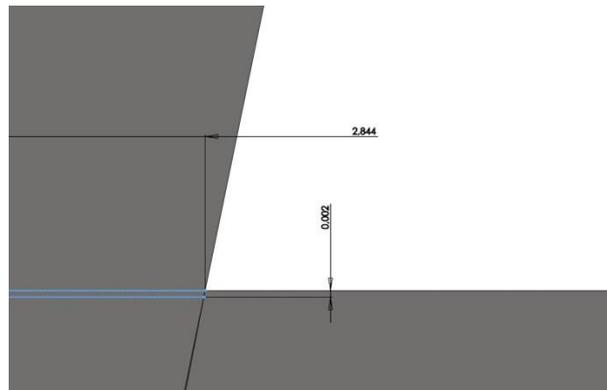
TRABAJO nº 4.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 4 pilar 2 medidas de perfilómetro

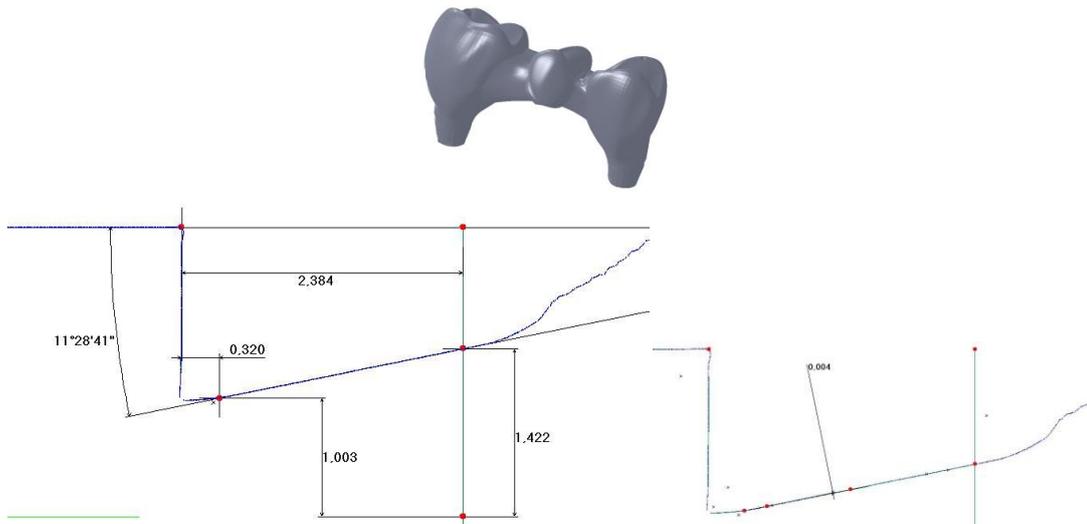


Trabajo 4 pilar 2 medidas en 3D

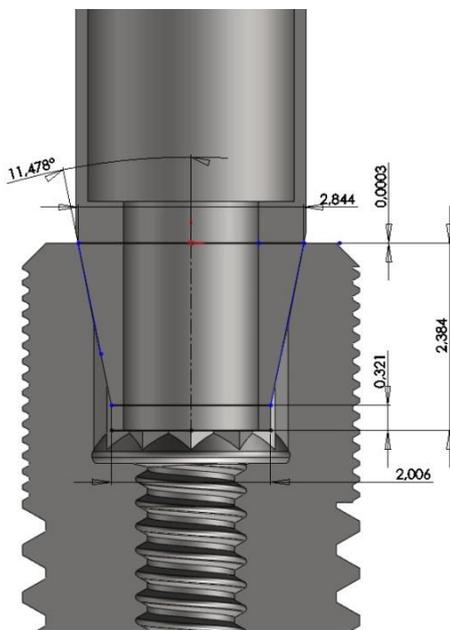


Trabajo 4 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

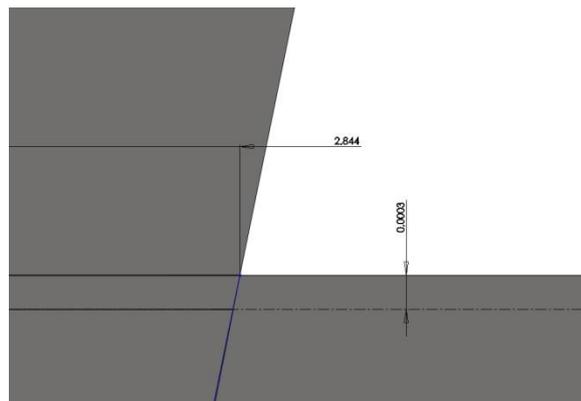
TRABAJO nº 5.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 5 pilar1 medidas de perfilómetro

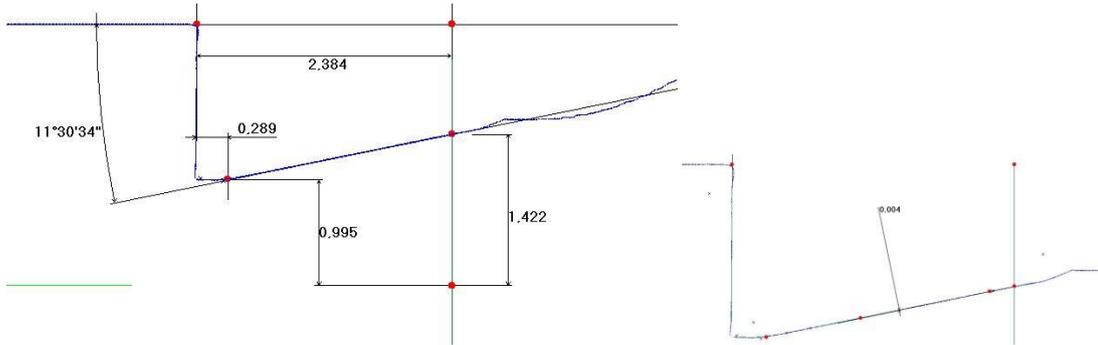


Trabajo 5 pilar 1 medidas en 3D

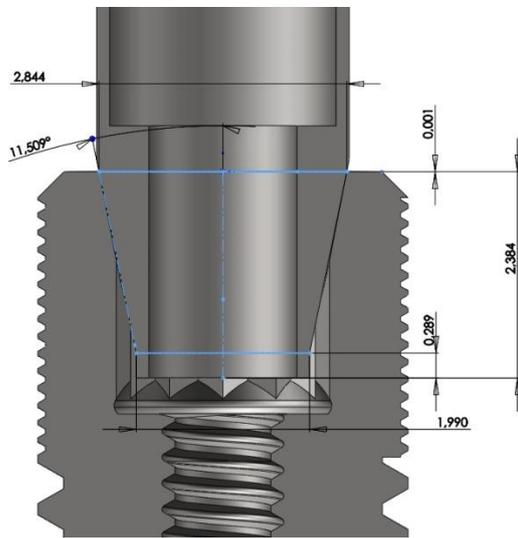


Trabajo 5 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

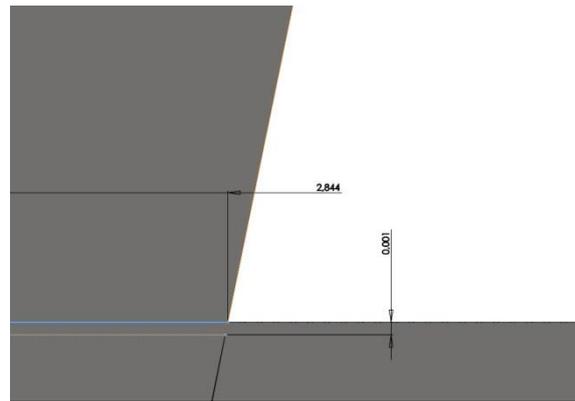
TRABAJO nº 5.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 5 pilar 2 medidas de perfilómetro

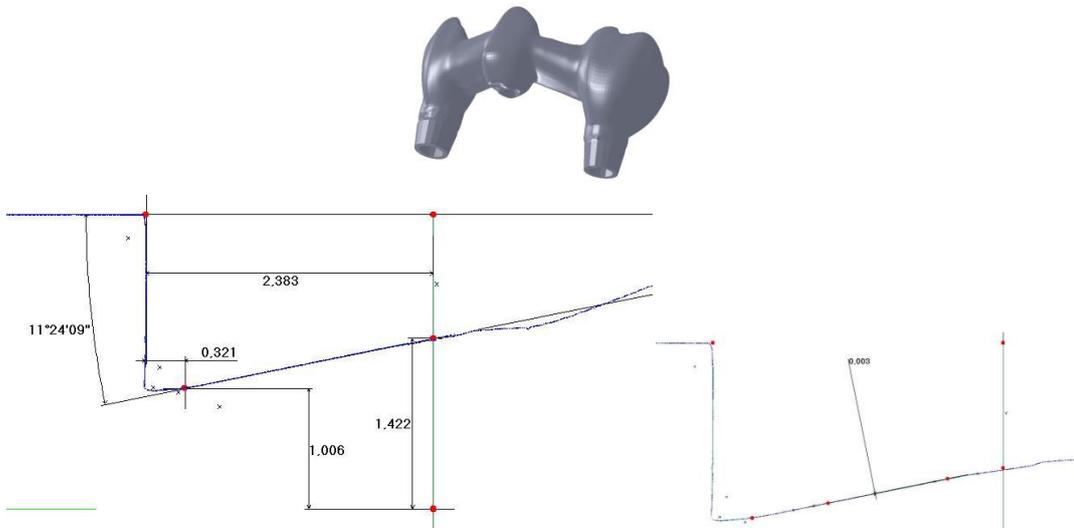


Trabajo 5 pilar 2 medidas en 3D

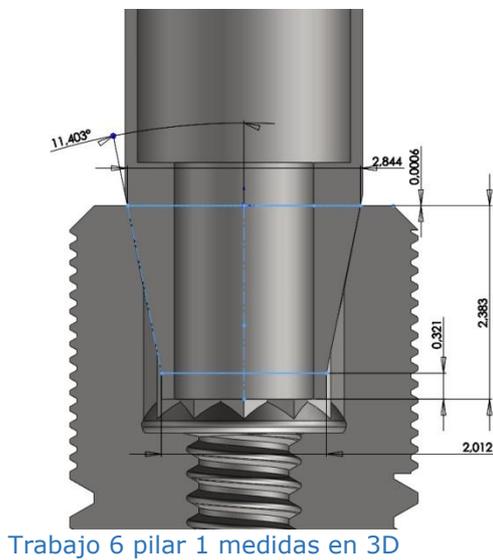


Trabajo 5 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

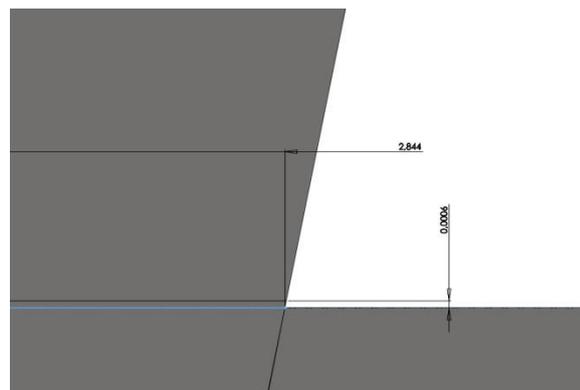
TRABAJO nº 6.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 6 pilar1 medidas de perfilómetro

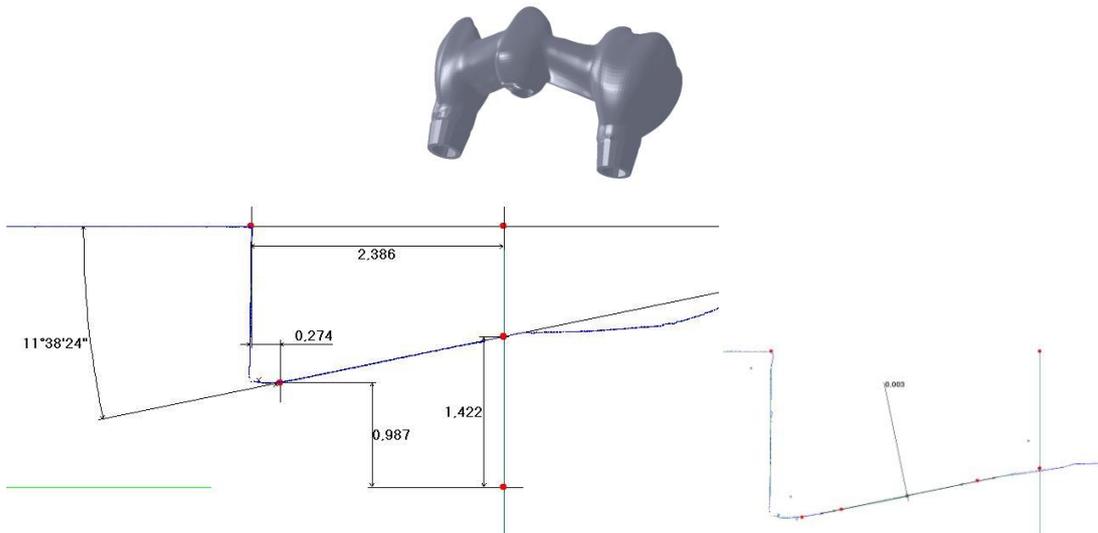


Trabajo 6 pilar 1 medidas en 3D

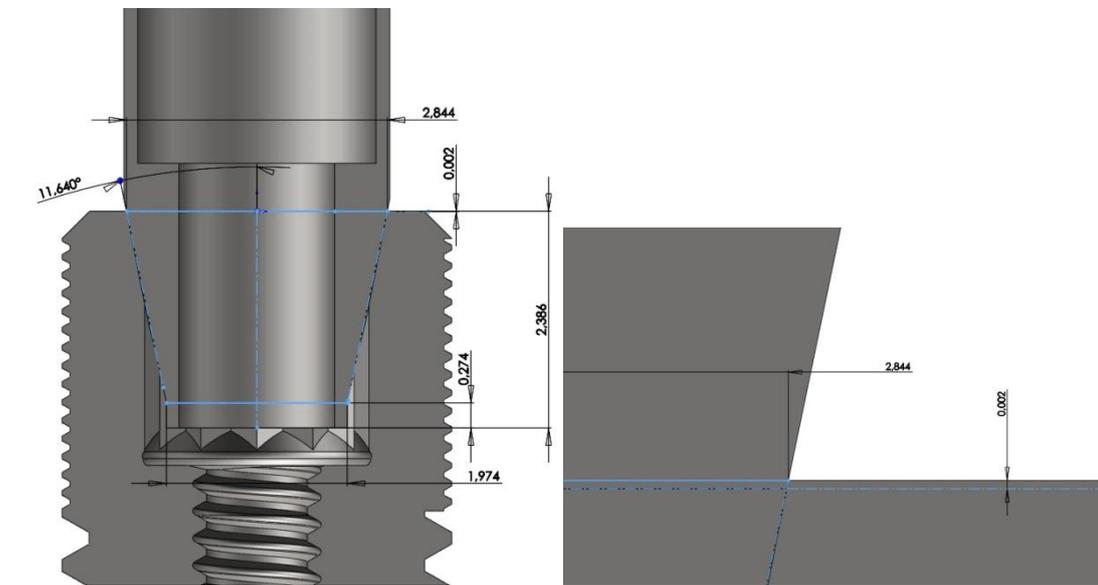


Trabajo 6 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 6.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



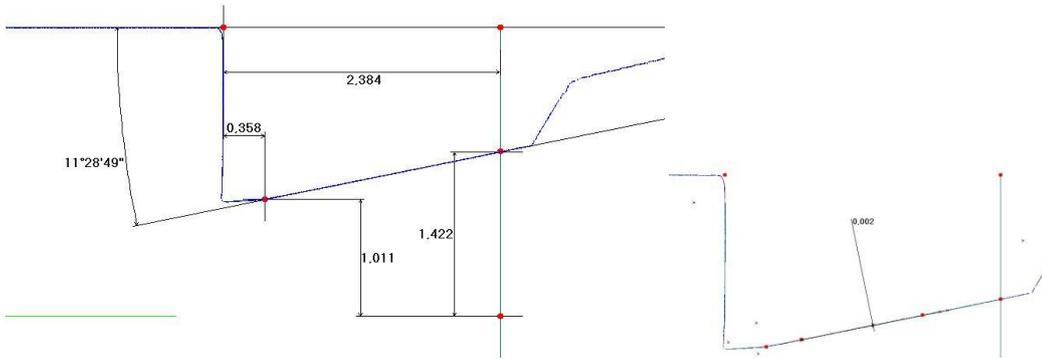
Trabajo 6 pilar 2 medidas de perfilómetro



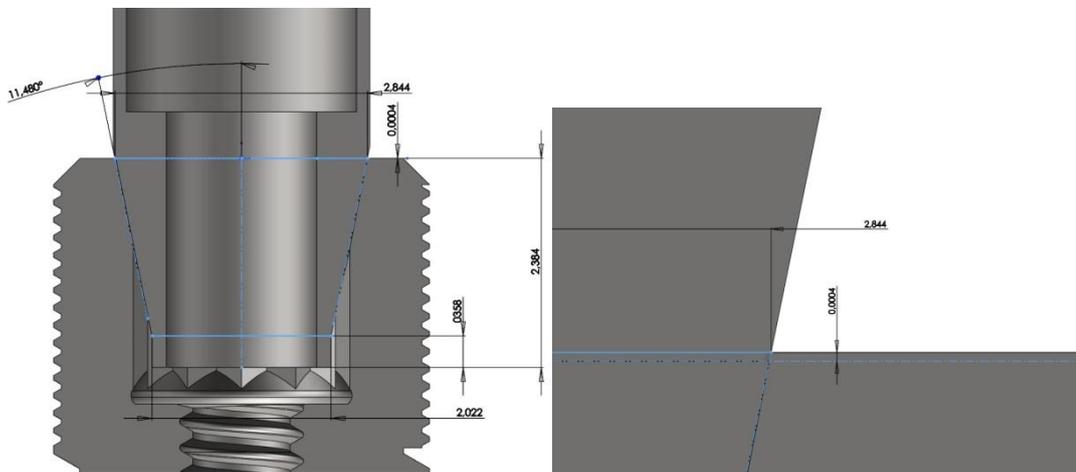
Trabajo 6 pilar 2 medidas en 3D

Trabajo 6 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 7.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



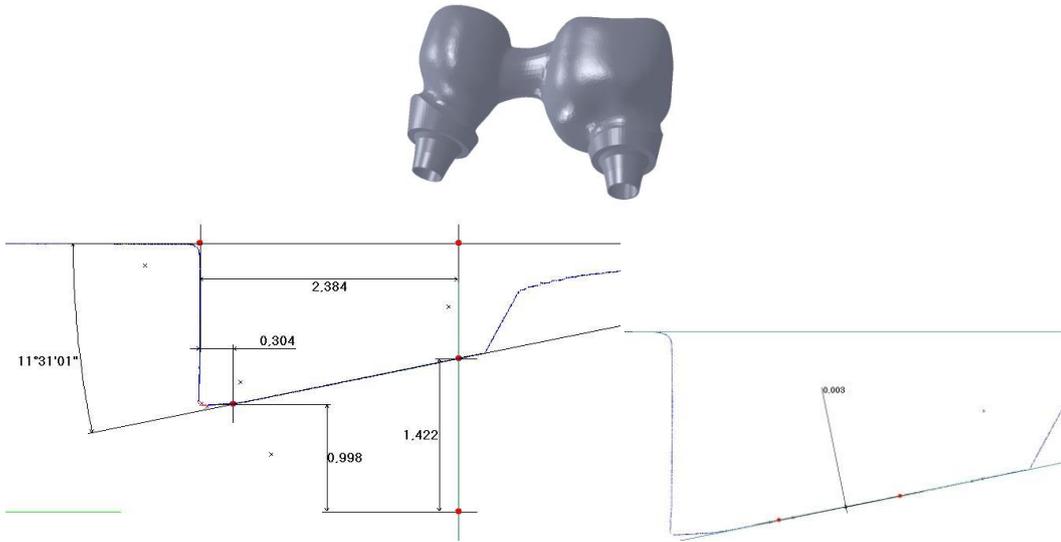
Trabajo 7 pilar1 medidas de perfilómetro



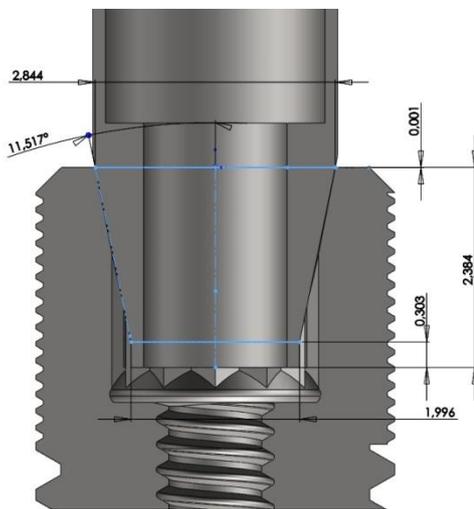
Trabajo 7 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 7 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

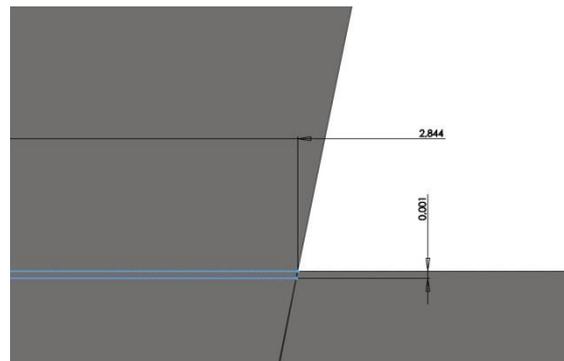
TRABAJO nº 7.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 7 pilar 2 medidas de perfilómetro

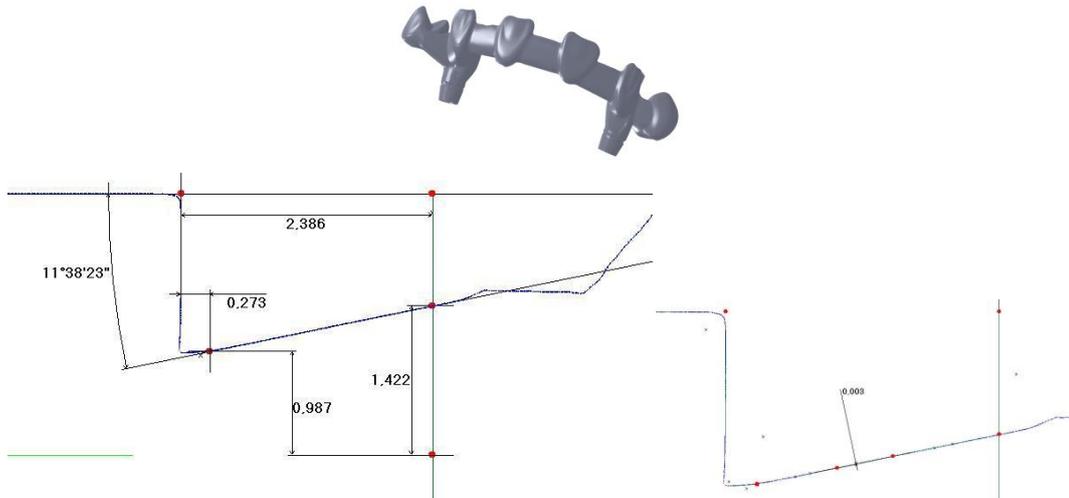


Trabajo 7 pilar 2 medidas en 3D

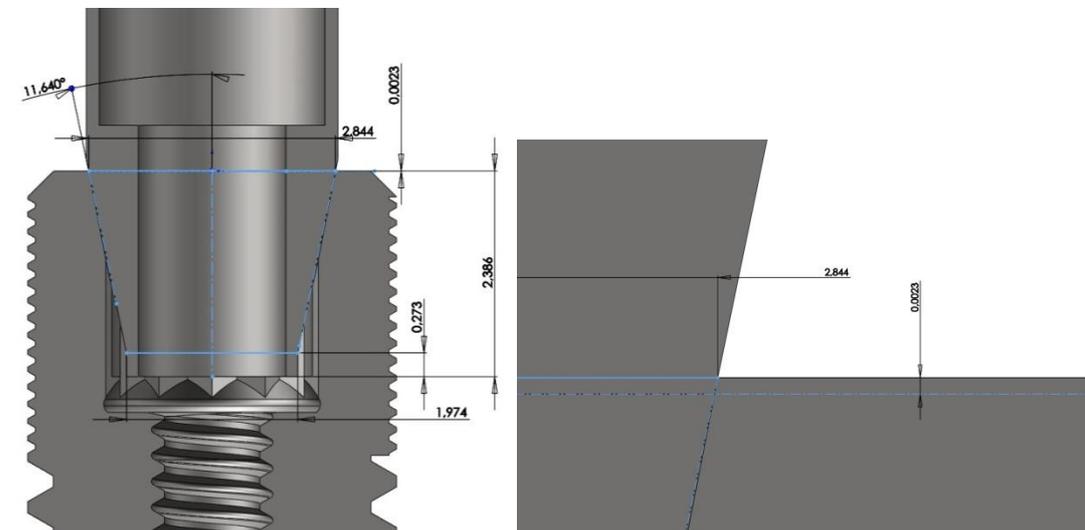


Trabajo 7 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 8.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



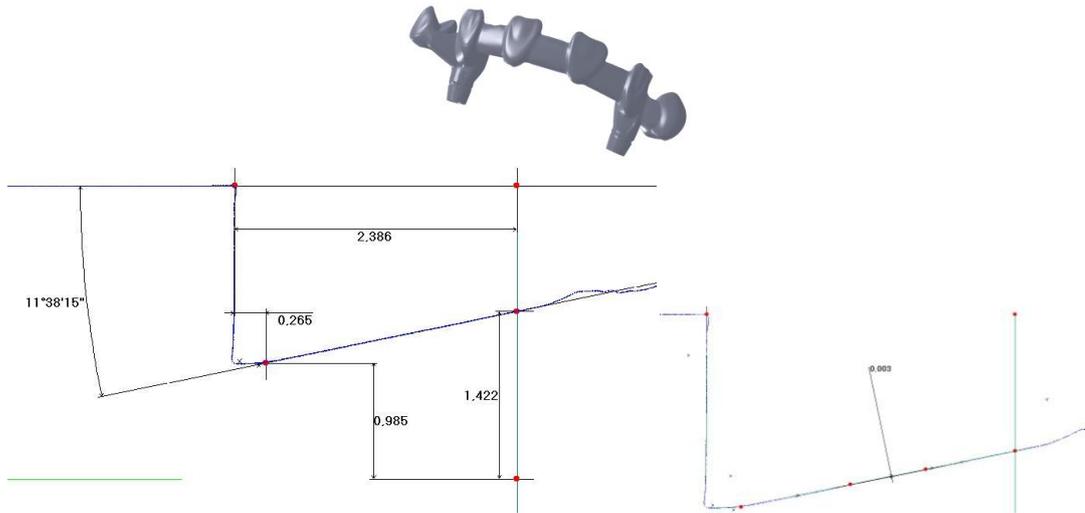
Trabajo 8 pilar1 medidas de perfilómetro



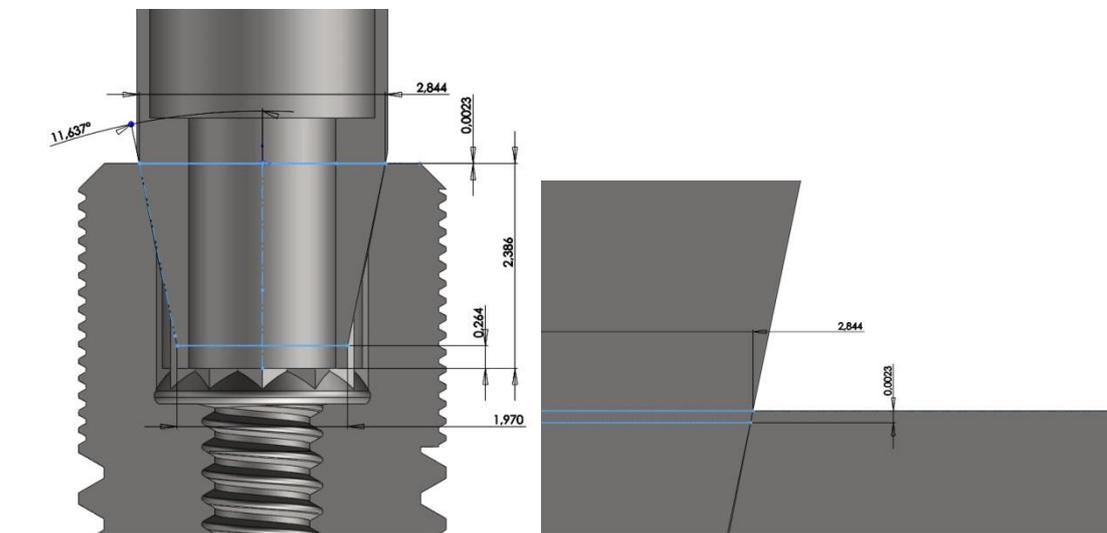
Trabajo 8 pilar 1 medidas en 3D

Trabajo 8 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

TRABAJO nº 8.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



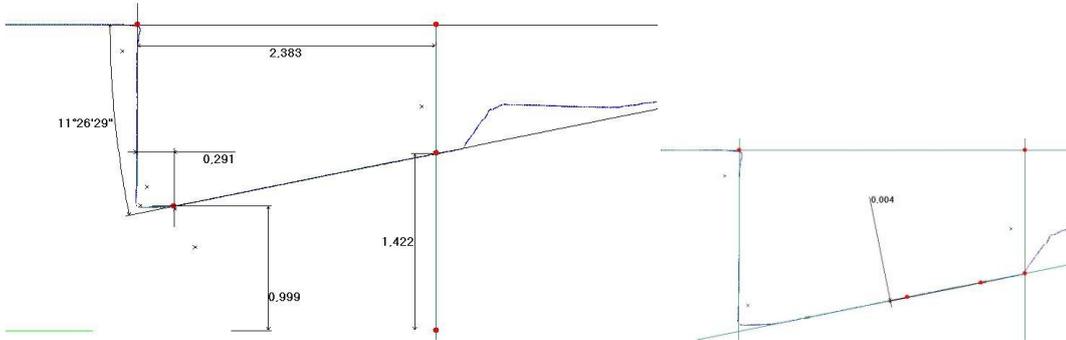
Trabajo 8 pilar 2 medidas de perfilómetro



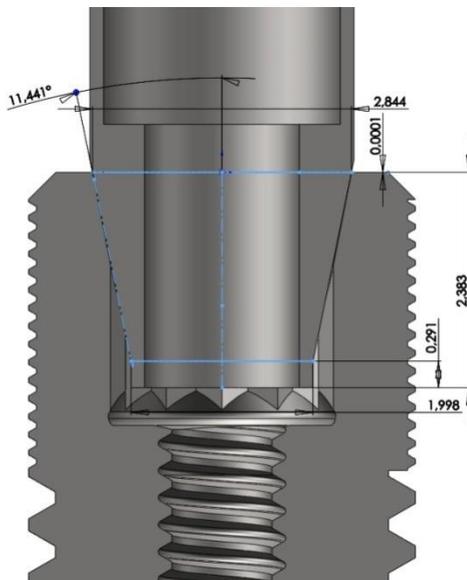
Trabajo 8 pilar 2 medidas en 3D

Trabajo 8 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

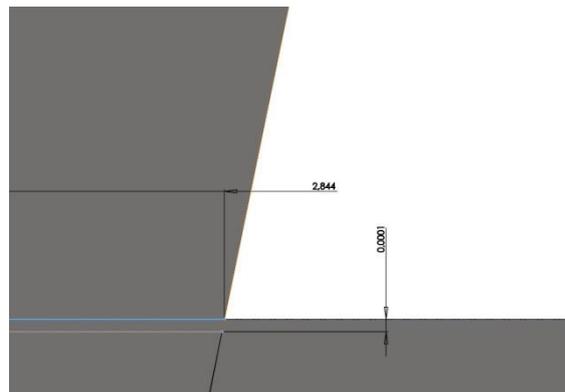
TRABAJO nº 9.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 9 pilar1 medidas de perfilómetro

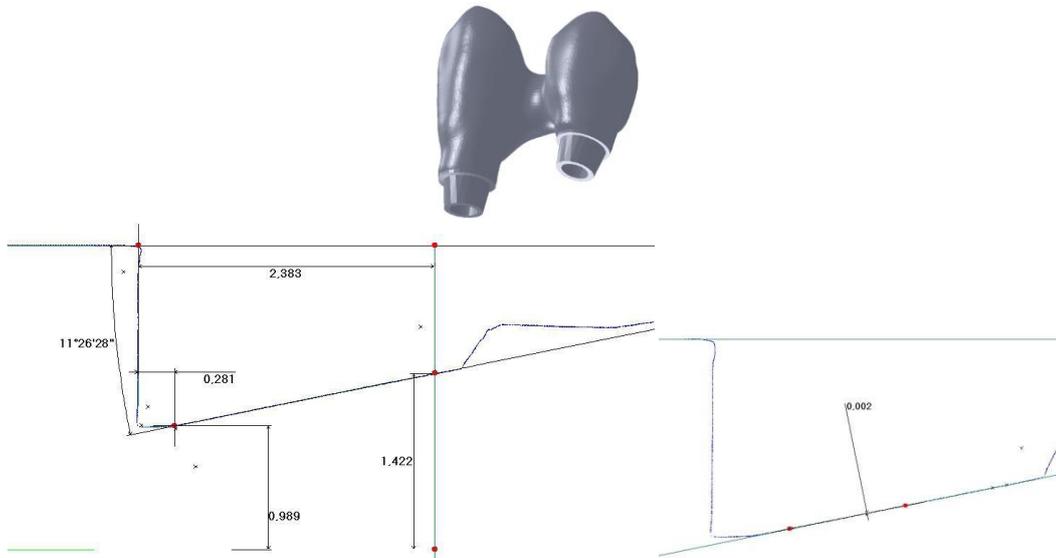


Trabajo 9 pilar 1 medidas en 3D

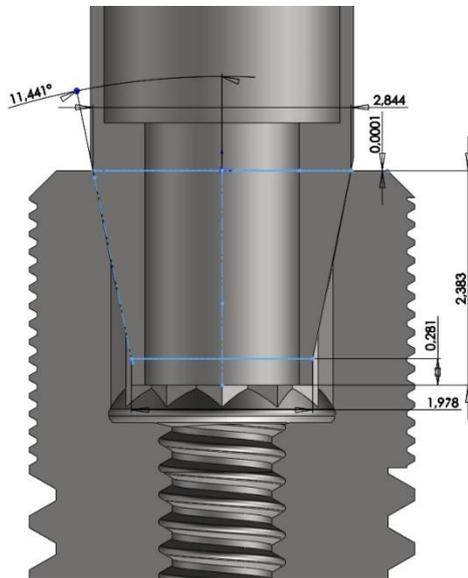


Trabajo 9 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

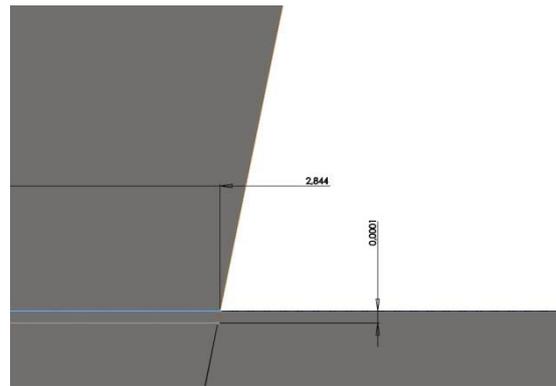
TRABAJO nº 9.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 9 pilar 2 medidas de perfilómetro

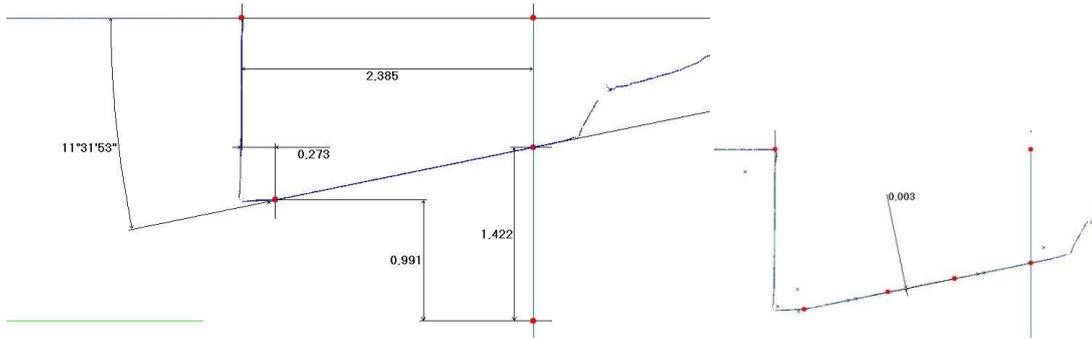
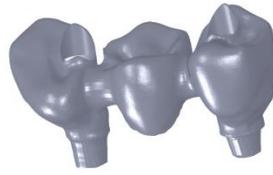


Trabajo 9 pilar 2 medidas en 3D

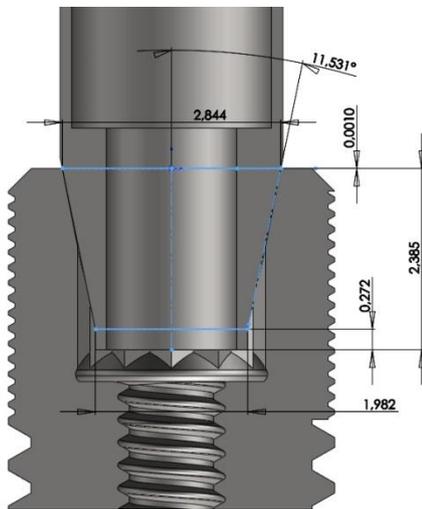


Trabajo 9 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

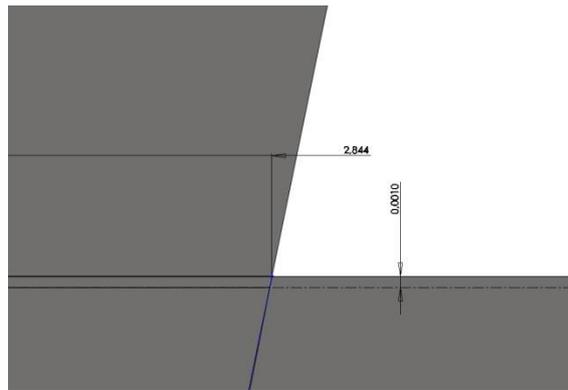
TRABAJO n 10.1 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 10 pilar1 medidas de perfilómetro

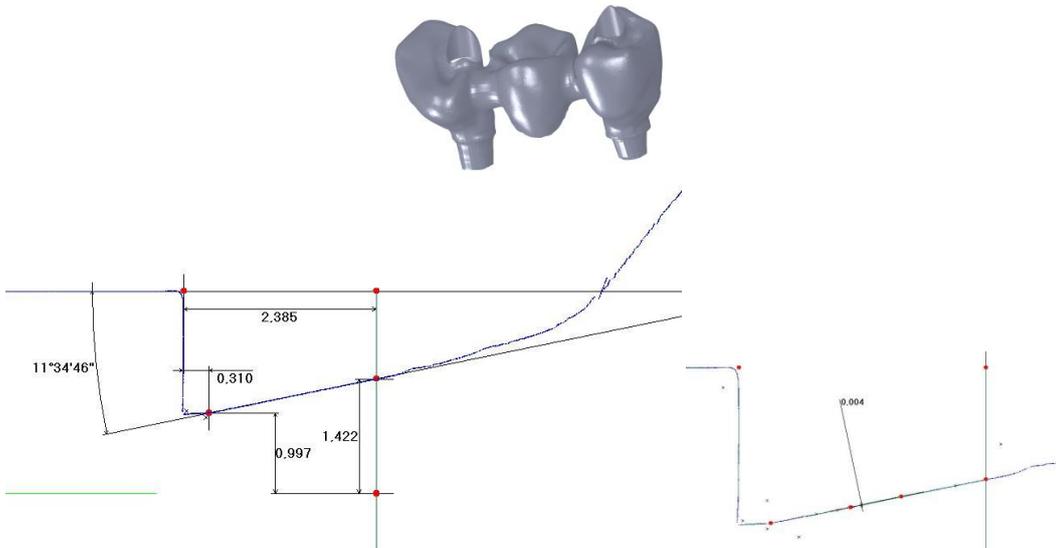


Trabajo 10 pilar 1 medidas en 3D

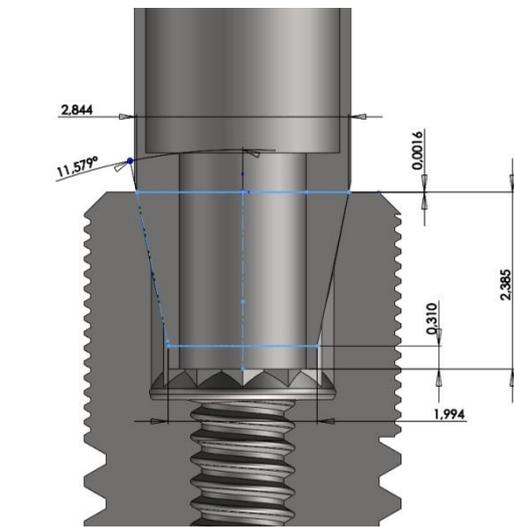


Trabajo 10 pilar 1 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

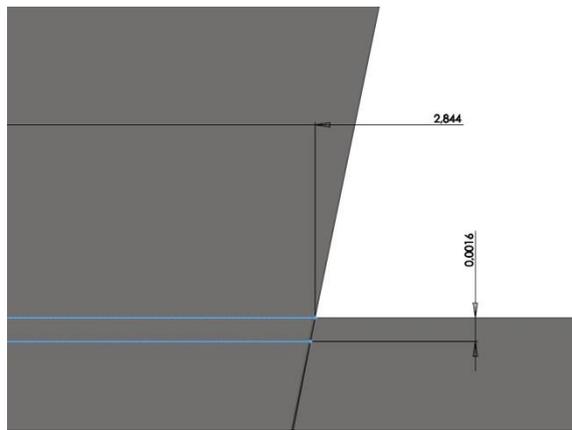
TRABAJO n 10.2 CONEXIÓN INTERNA MECANIZADO



Trabajo 10 pilar 2 medidas de perfilómetro



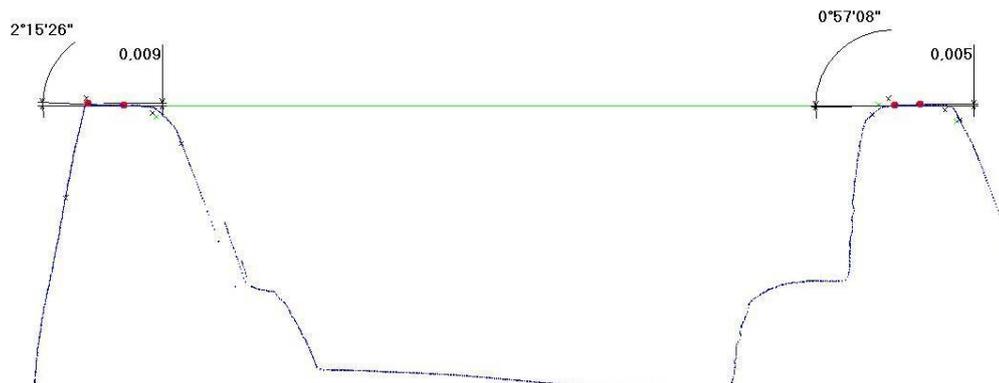
Trabajo 10 pilar 2 medidas en 3D



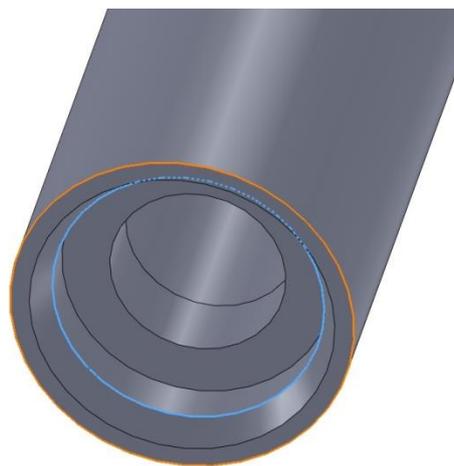
Trabajo 10 pilar 2 discrepancia en altura del encastre del pilar en el implante

9.3 MODELOS DE CONEXIÓN EXTERNA COLADO

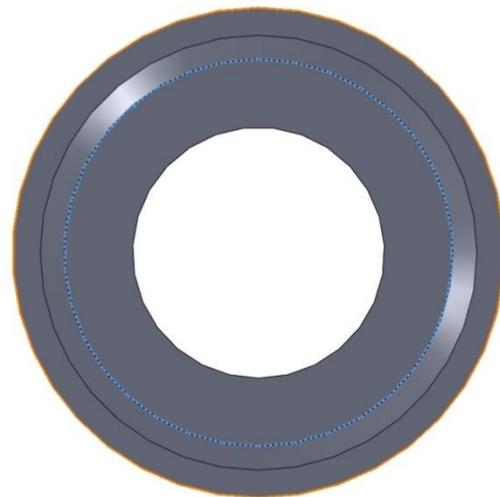
TRABAJO nº 1.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 1 pilar1 medidas de perfilómetro



DIÁMETRO PLATAFORMA: **4.066 mm**
DIÁMETRO CONEXIÓN: **3.249 mm**

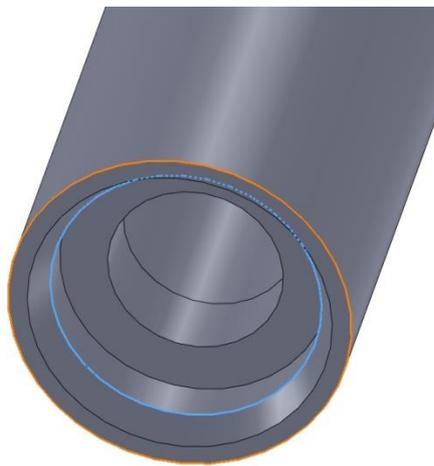


Desviación: **0.034 mm**
Desviación: **0.015 mm**

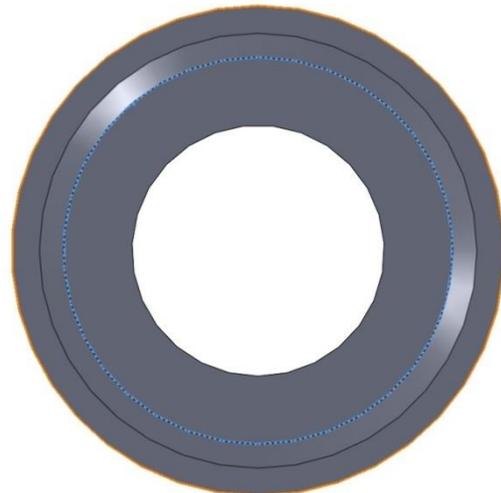
TRABAJO nº 1.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 1 pilar 2 medidas de perfilómetro

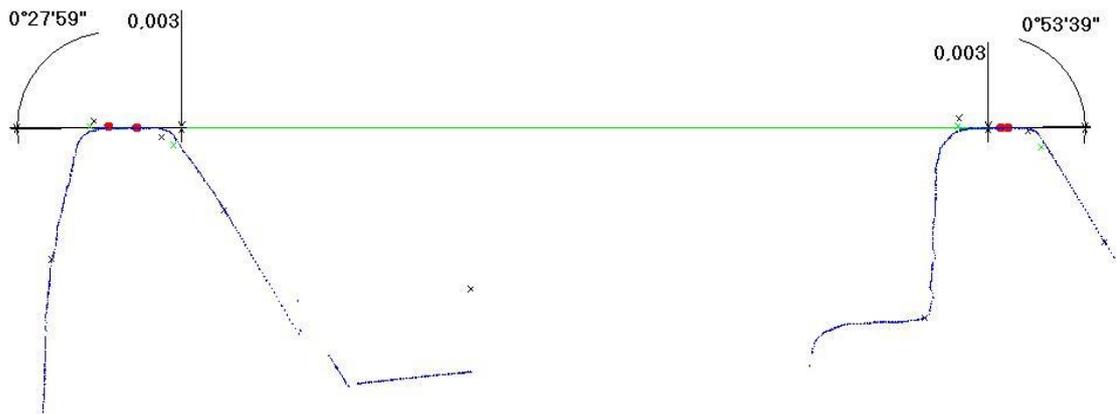


DIÁMETRO PLATAFORMA: **4.103 mm**
DIÁMETRO CONEXIÓN: **3.236 mm**

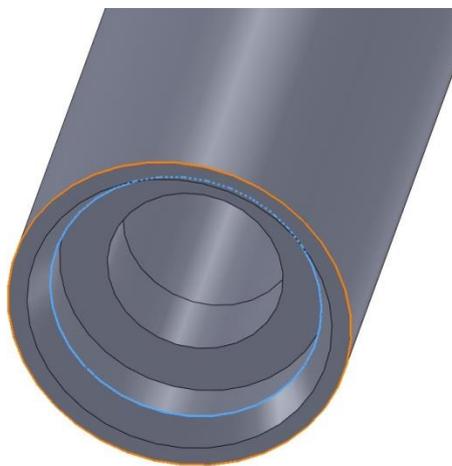


Desviación: **0.057 mm**
Desviación: **0.018 mm**

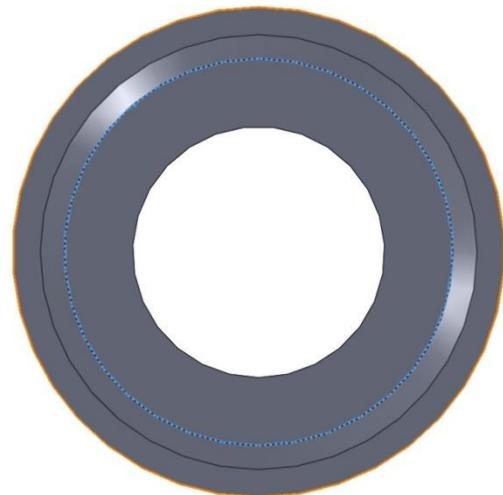
TRABAJO nº 2.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 2 pilar1 medidas de perfilómetro

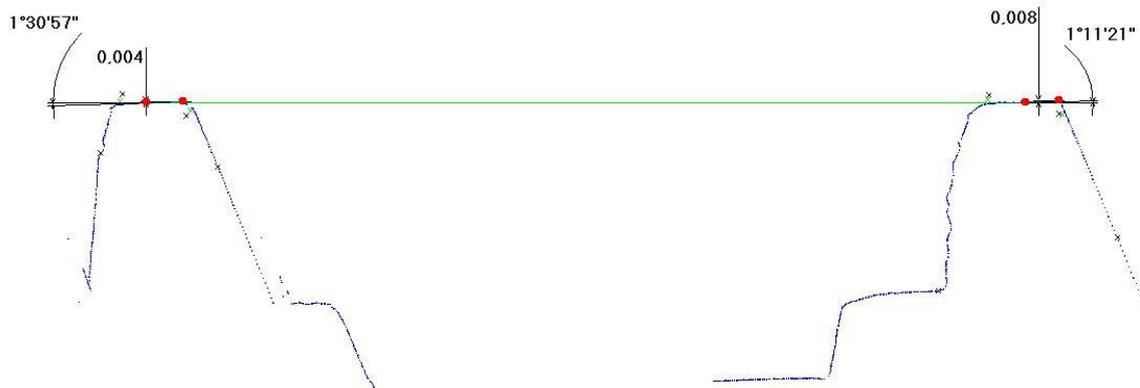


DIÁMETRO PLATAFORMA: **4.053 mm**
 DIÁMETRO CONEXIÓN: **3.216 mm**

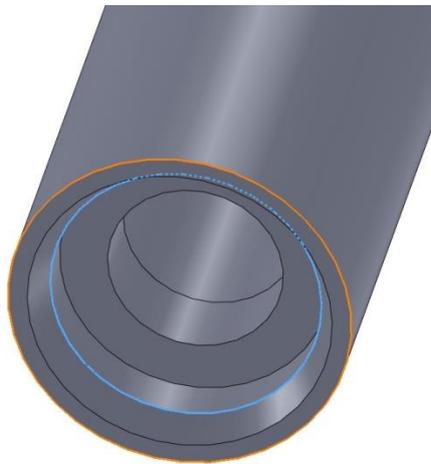


Desviación: **0.096 mm**
 Desviación: **0.009 mm**

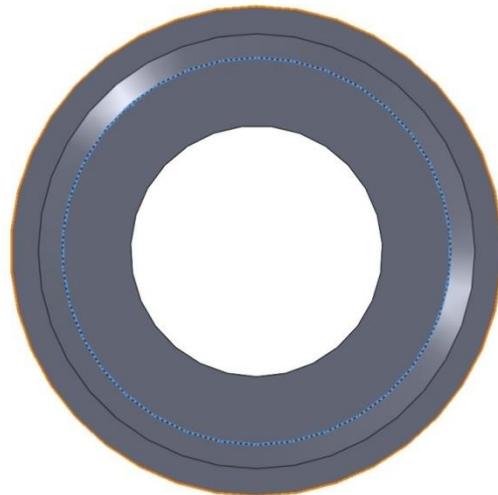
TRABAJO nº 2.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 2 pilar2 medidas de perfilómetro



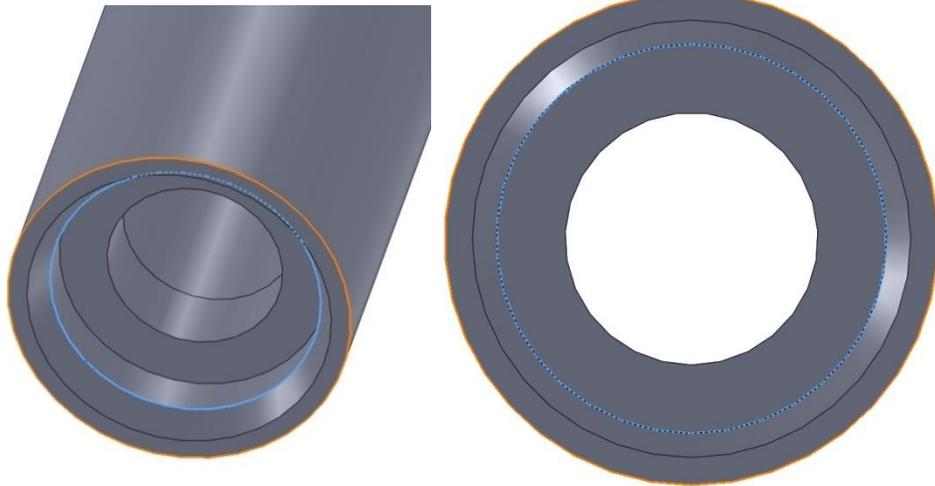
DÍAMETRO PLATAFORMA: **4.132 mm**
DÍAMETRO CONEXIÓN: **3.219 mm**



Desviación: **0.014 mm**
Desviación: **0.012 mm**

TRABAJO nº 3.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO

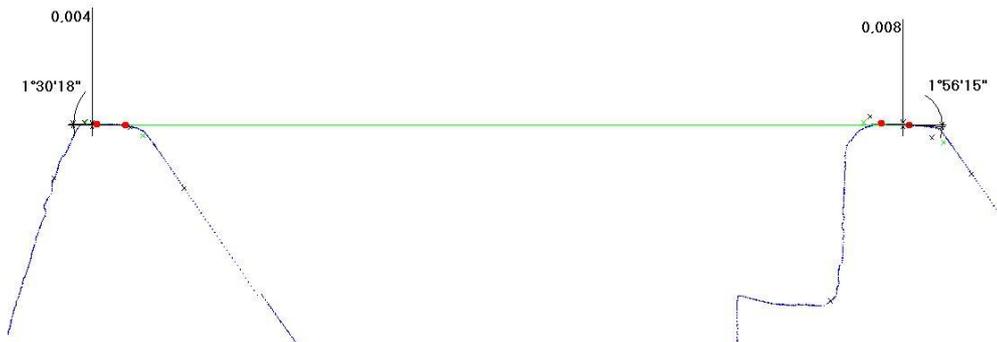
Trabajo 3 pilar1 medidas de perfilómetro



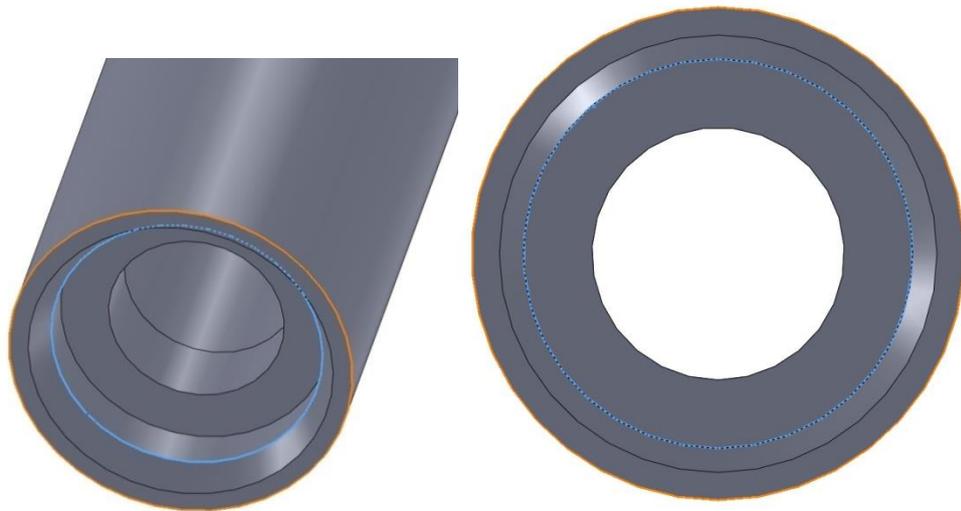
DIÁMETRO PLATAFORMA: **4.073 mm**
 DIÁMETRO CONEXIÓN: **3.238 mm**

Desviación: **0.034 mm**
 Desviación: **0.008 mm**

TRABAJO nº 3.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 3 pilar2 medidas de perfilómetro



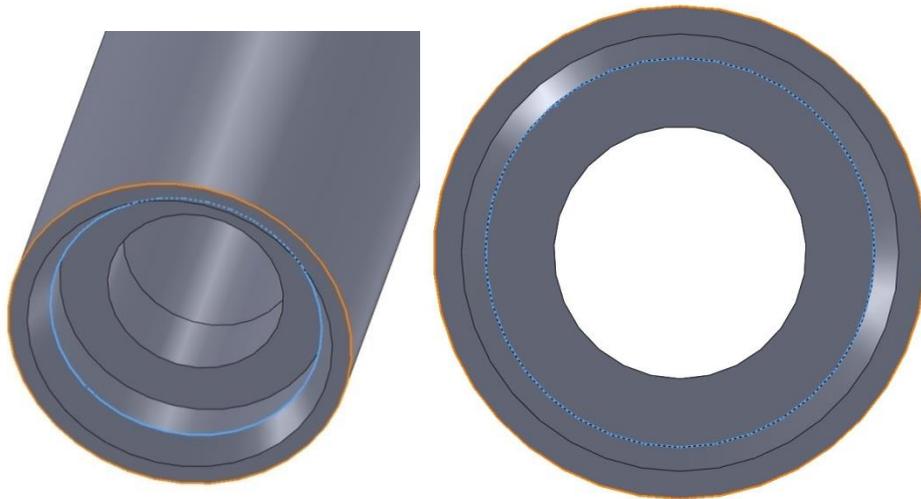
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.134 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.234 mm

Desviación: 0.029 mm
Desviación: 0.022 m

TRABAJO nº 4.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



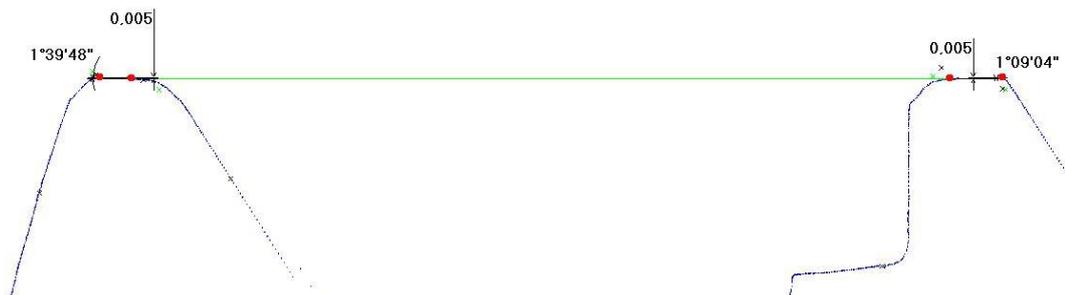
Trabajo 4 pilar1 medidas de perfilómetro



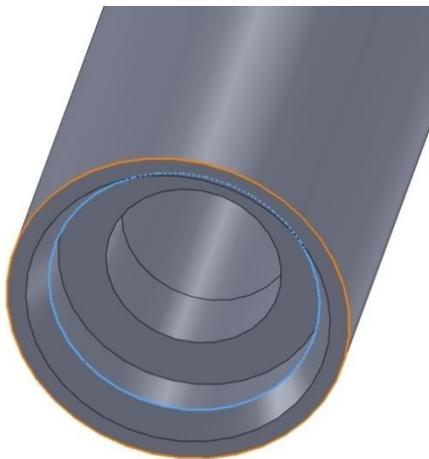
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.100 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.223 mm

Desviación: 0.016 mm
Desviación: 0.004 mm

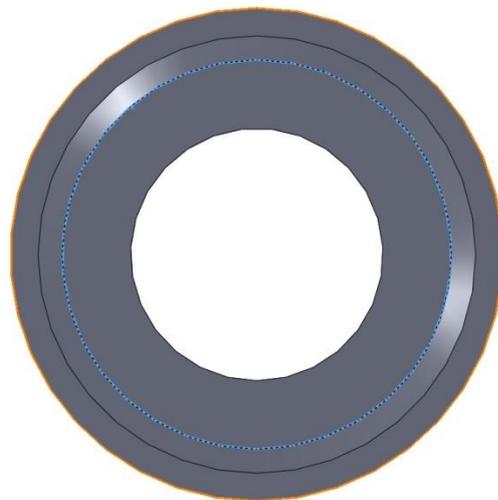
TRABAJO nº 4.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 4 pilar2 medidas de perfilómetro

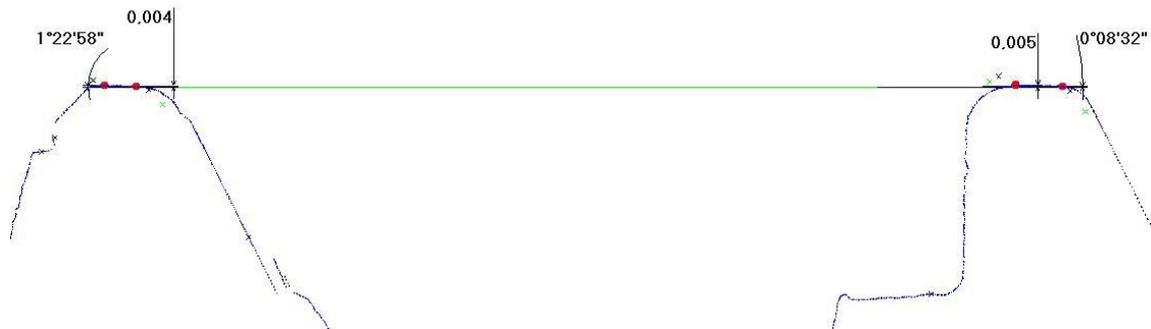


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.076 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.232 mm

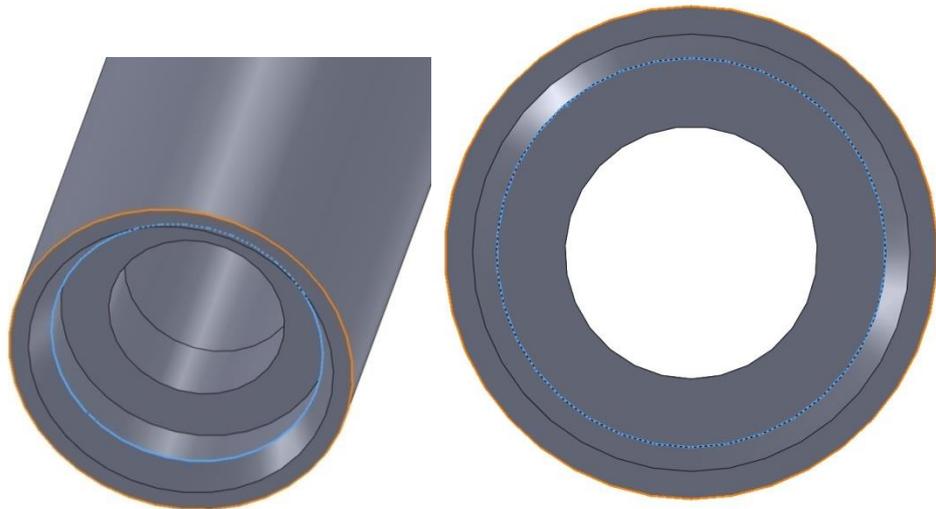


Desviación: 0.041 mm
Desviación: 0.018 mm

TRABAJO nº 5.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 5 pilar1 medidas de perfilómetro



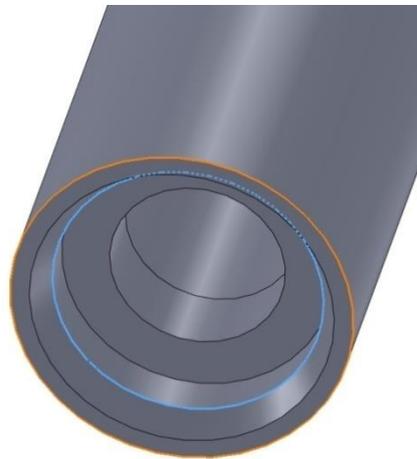
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.064 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.220 mm

Desviación: 0.065 mm
Desviación: 0.016 mm

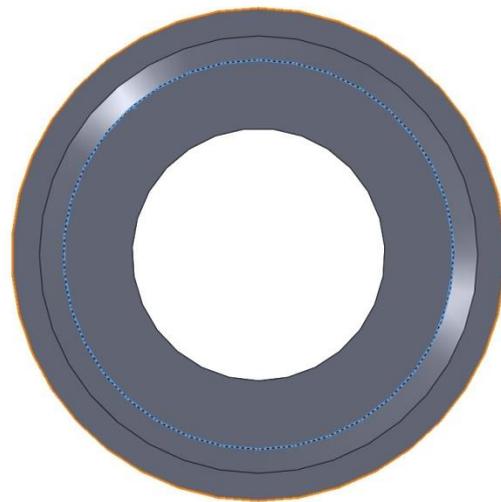
TRABAJO nº 5.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 5 pilar2 medidas de perfilómetro

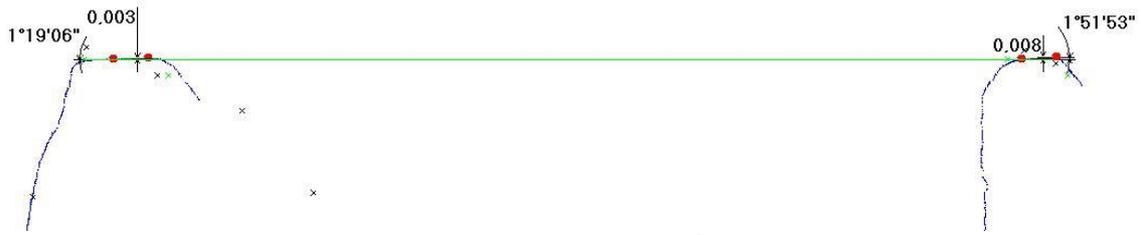


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.101 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.223 mm

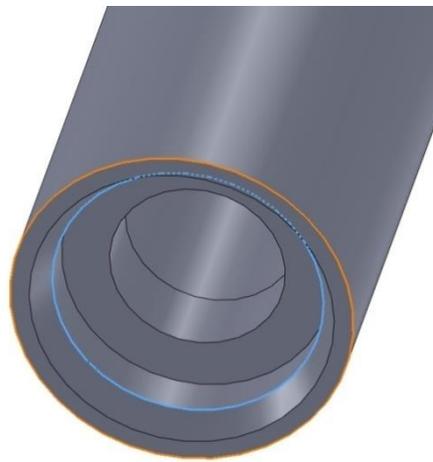


Desviación: 0.049 mm
Desviación: 0.026 mm

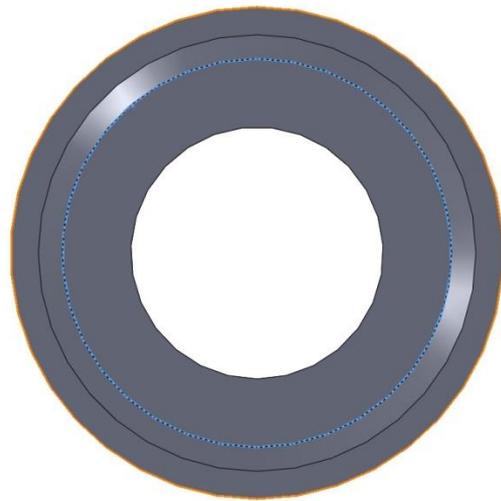
TRABAJO nº 6.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 6 pilar1 medidas de perfilómetro

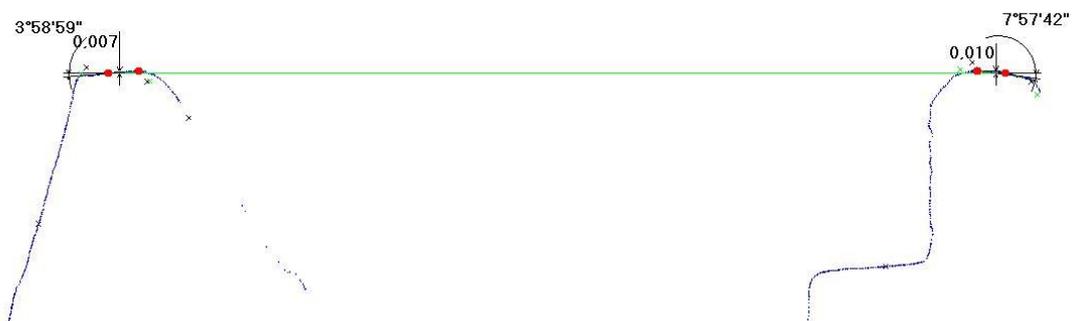


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.086 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.218 mm

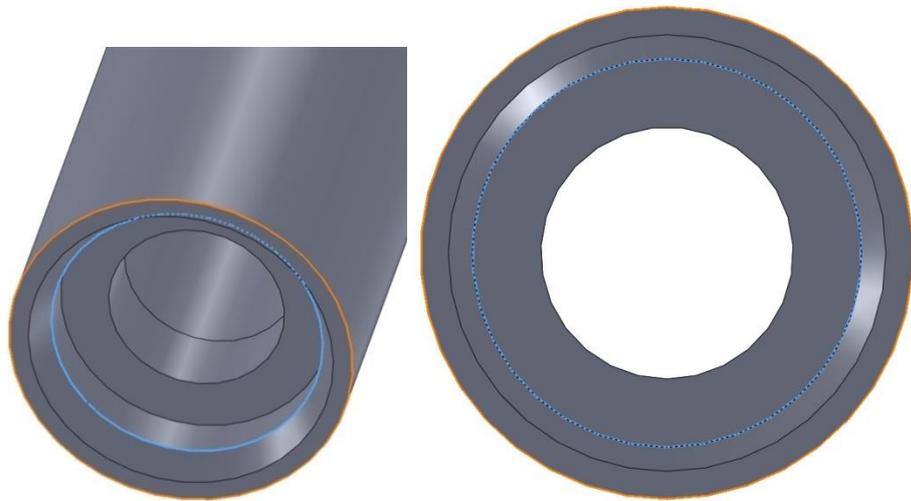


Desviación: 0.048 mm
Desviación: 0.009 mm

TRABAJO nº 6.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 6 pilar2 medidas de perfilómetro



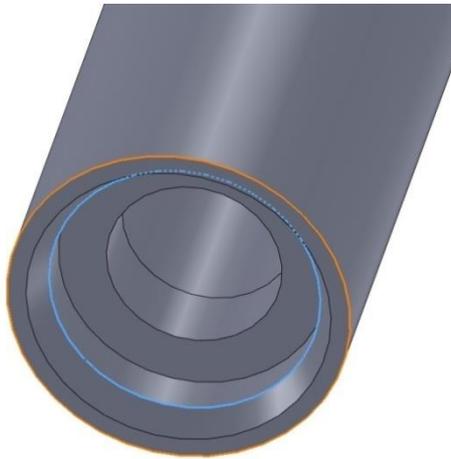
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.114 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.246 mm

Desviación: 0.036 mm
Desviación: 0.030 mm

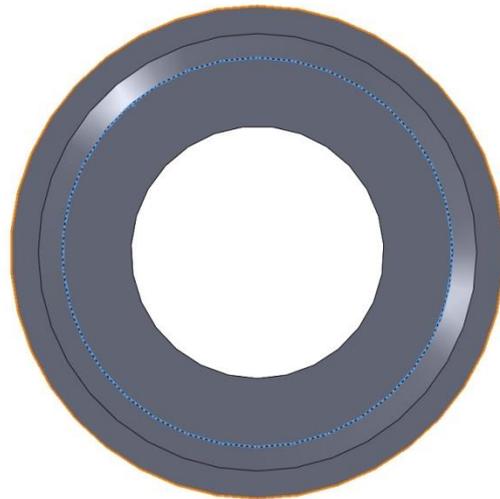
TRABAJO nº 7.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 7 pilar1 medidas de perfilómetro



DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.067 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.235 mm

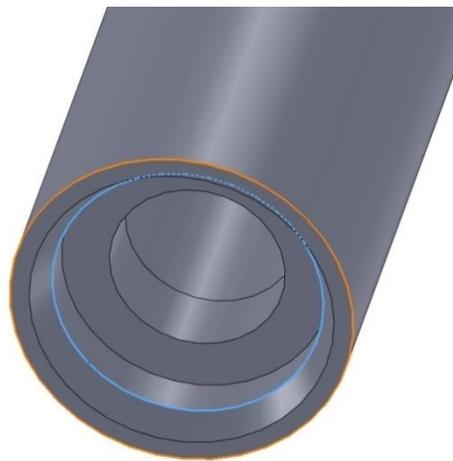


Desviación: 0.066 mm
Desviación: 0.010 mm

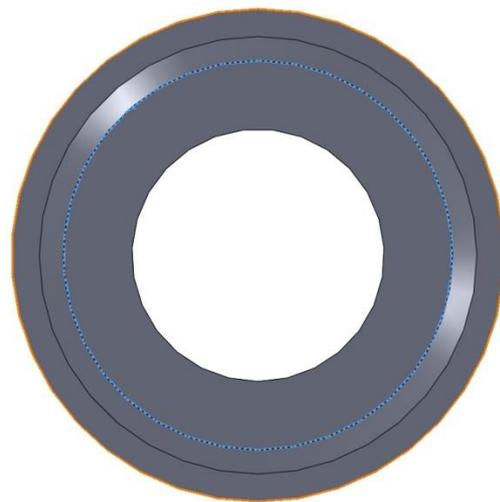
TRABAJO nº 7.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 7 pilar2 medidas de perfilómetro



DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.078 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.228 mm

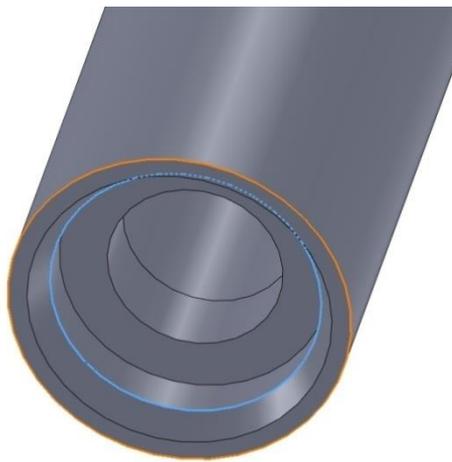


Desviación: 0.074 mm
Desviación: 0.009 mm

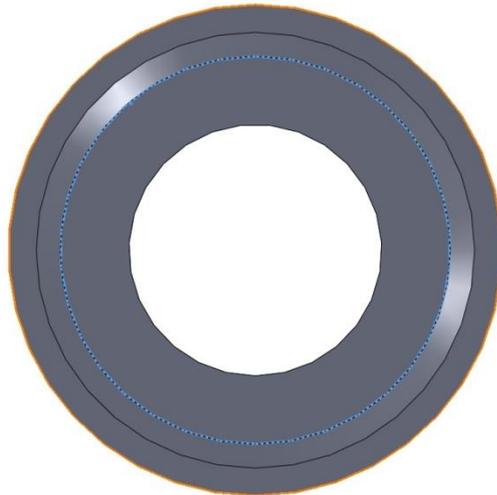
TRABAJO nº 8.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 8 pilar1 medidas de perfilómetro

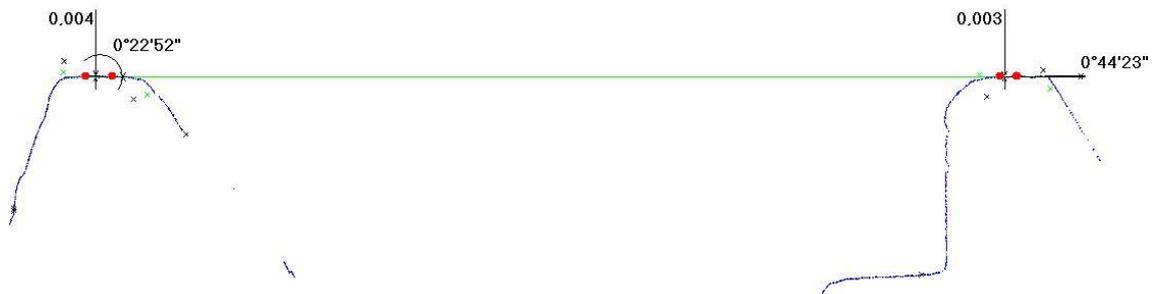


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.064 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.227 mm

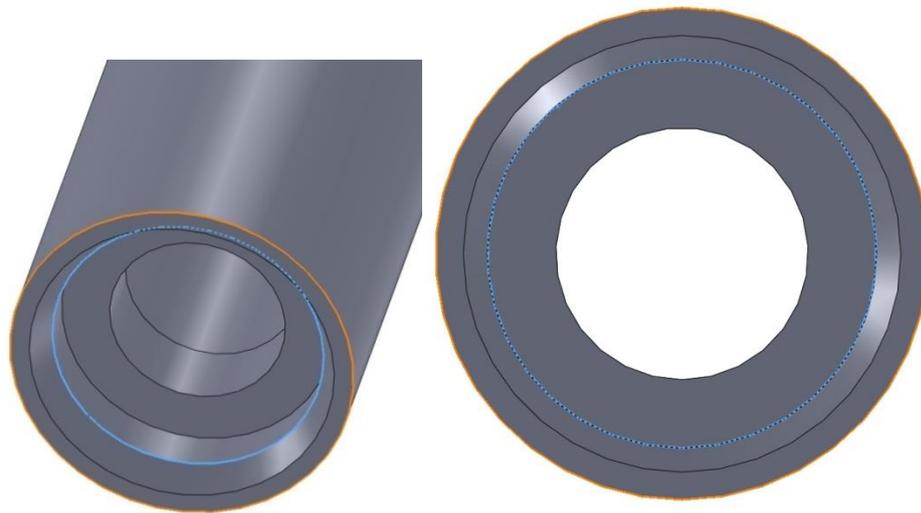


Desviación: 0.048 mm
Desviación: 0.015 mm

TRABAJO nº 8.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



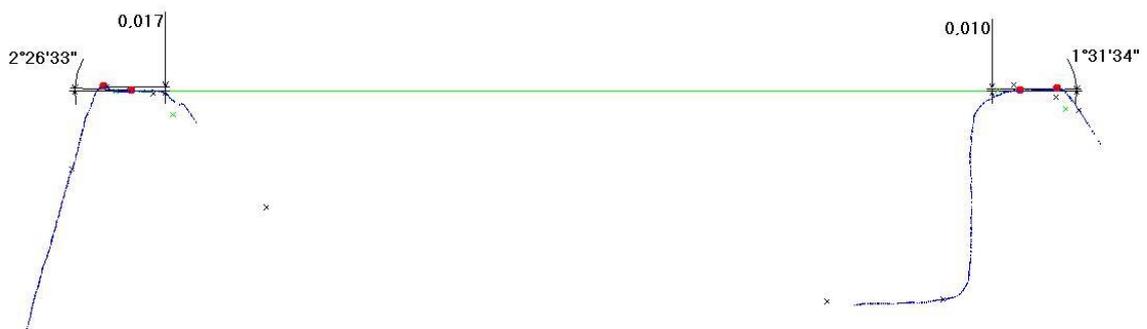
Trabajo 8 pilar2 medidas de perfilómetro



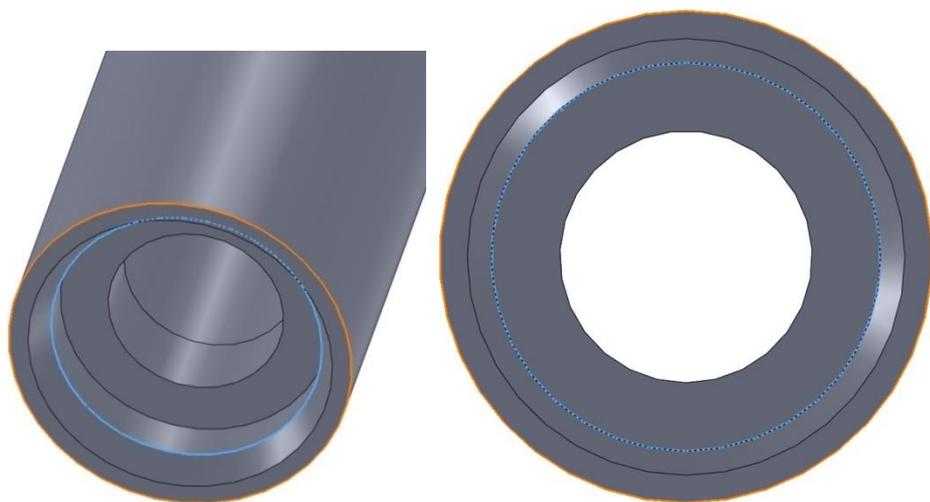
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.039 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.226 mm

Desviación: 0.079 mm
Desviación: 0.009 mm

TRABAJO nº 9.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 9 pilar1 medidas de perfilómetro



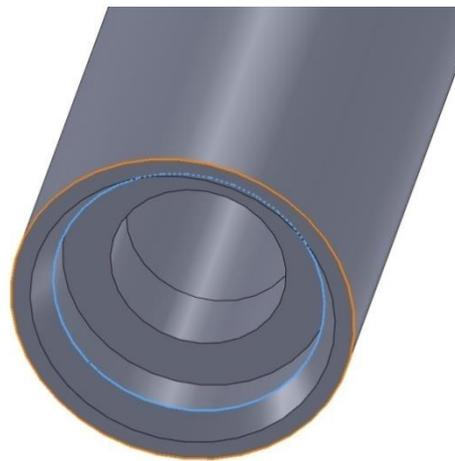
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.111 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.277 mm

Desviación: 0.019 mm
Desviación: 0.030 mm

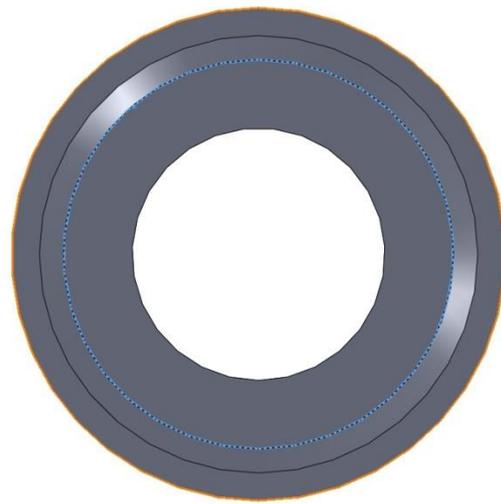
TRABAJO nº 9.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 9 pilar2 medidas de perfilómetro

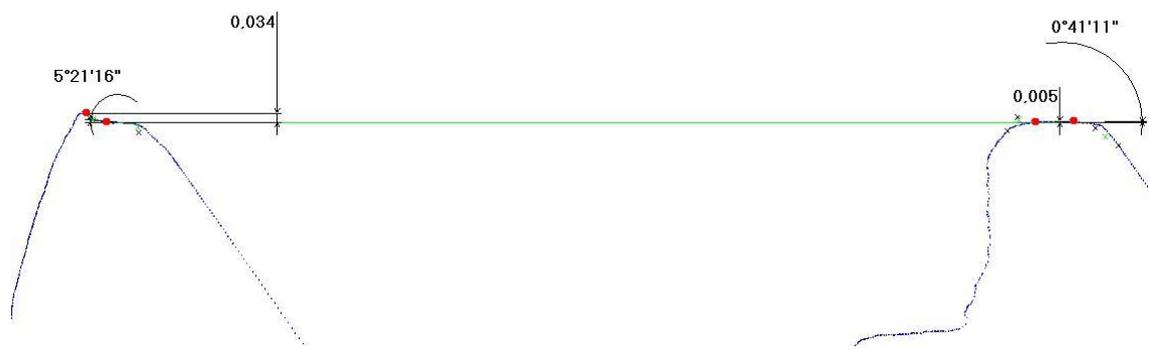


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.080 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.264 mm

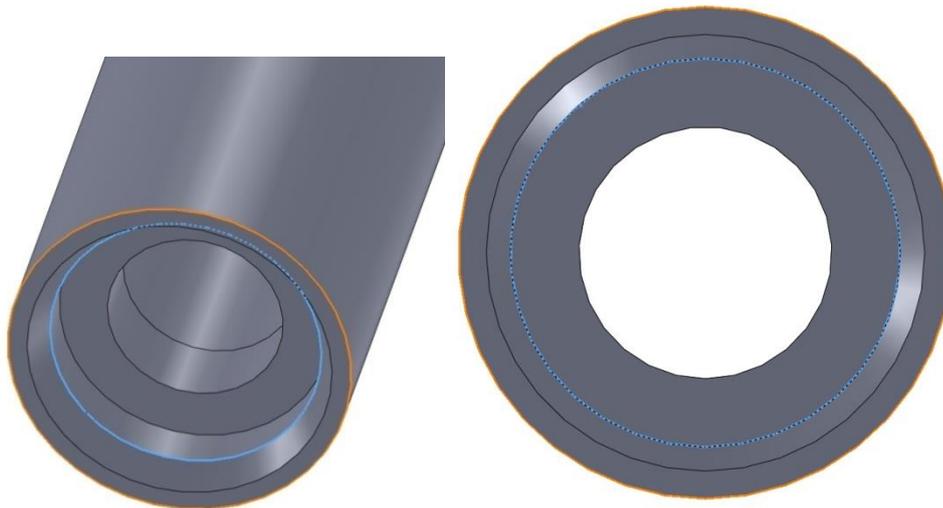


Desviación: 0.017 mm
Desviación: 0.002 mm

TRABAJO nº 10.1 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 10 pilar1 medidas de perfilómetro



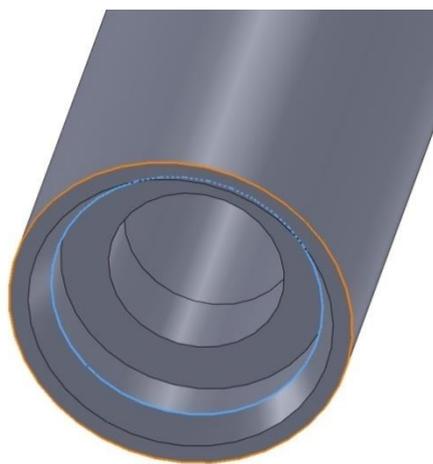
DIÁMETRO PLATAFORMA: 3.998 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.226 mm

Desviación: 0.141 mm
Desviación: 0.014 mm

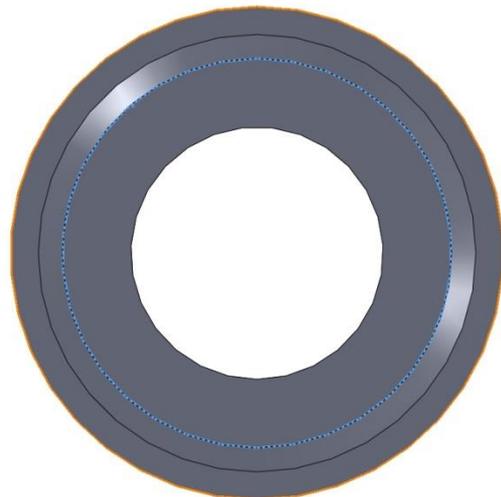
TRABAJO nº 10.2 CONEXIÓN EXTERNA COLADO



Trabajo 10 pilar2 medidas de perfilómetro



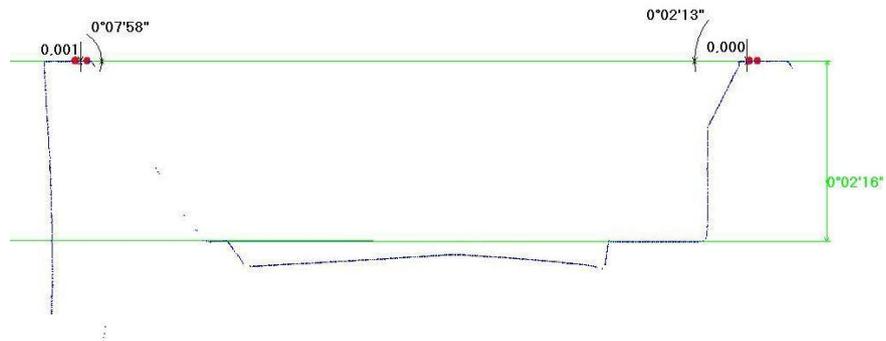
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.116 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.220 mm



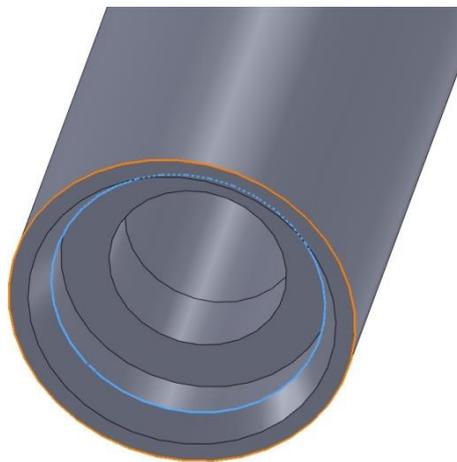
Desviación: 0.029 mm
Desviación: 0.006 mm

9.4 MODELOS DE CONEXIÓN EXTERNA FRESADO

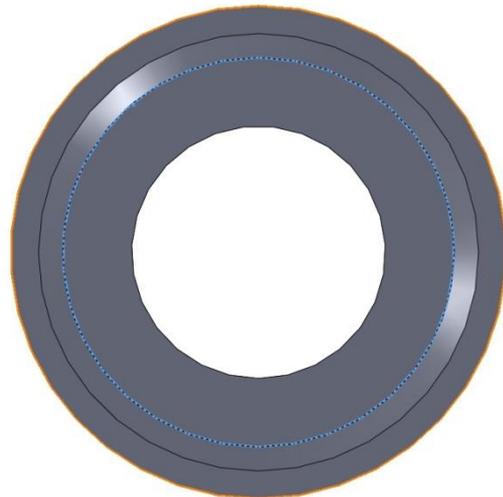
TRABAJO nº 1.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 1 pilar1 medidas de perfilómetro

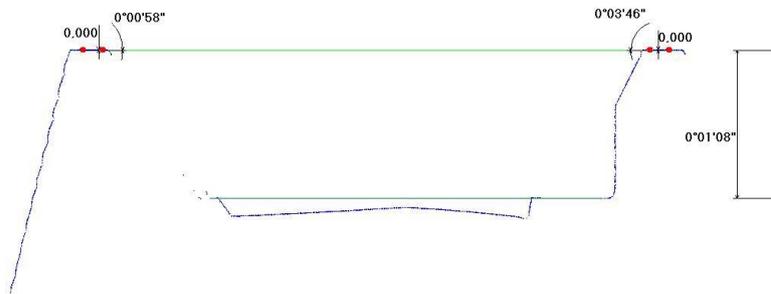


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.095 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.246 mm

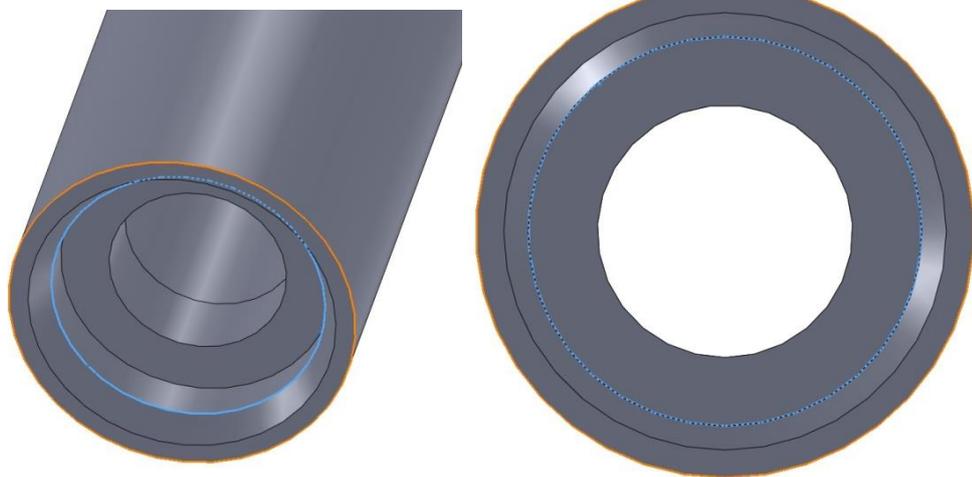


Desviación: 0.007 mm
Desviación: 0.003 mm

TRABAJO nº 1.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



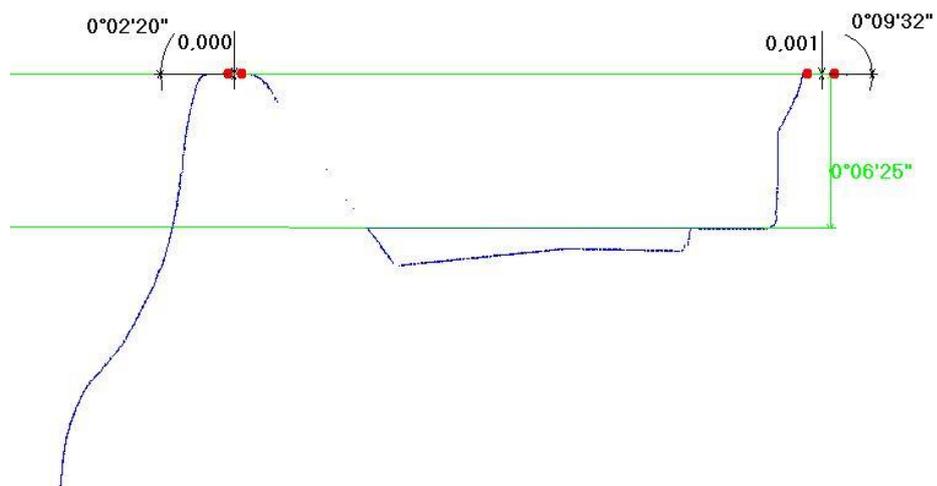
Trabajo 1 pilar 2 medidas de perfilómetro



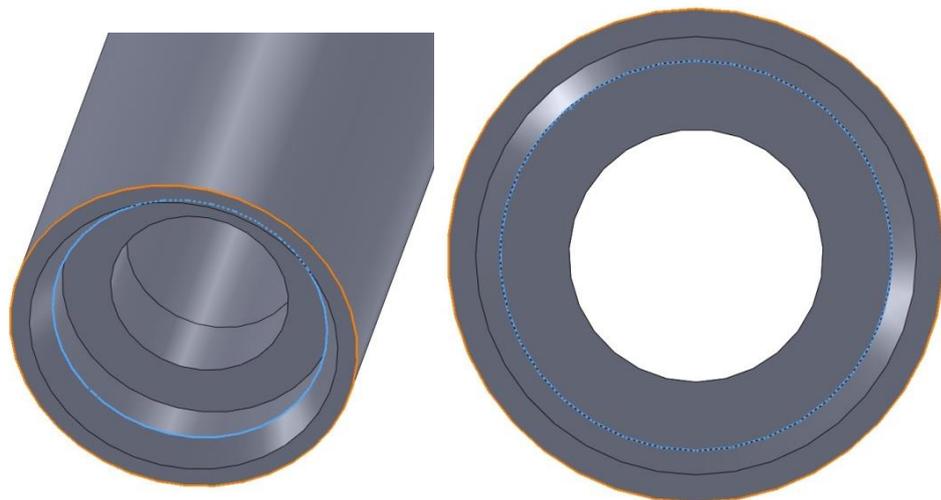
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.102 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.236 mm

Desviación: 0.009 mm
Desviación: 0.001 mm

TRABAJO nº 2.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



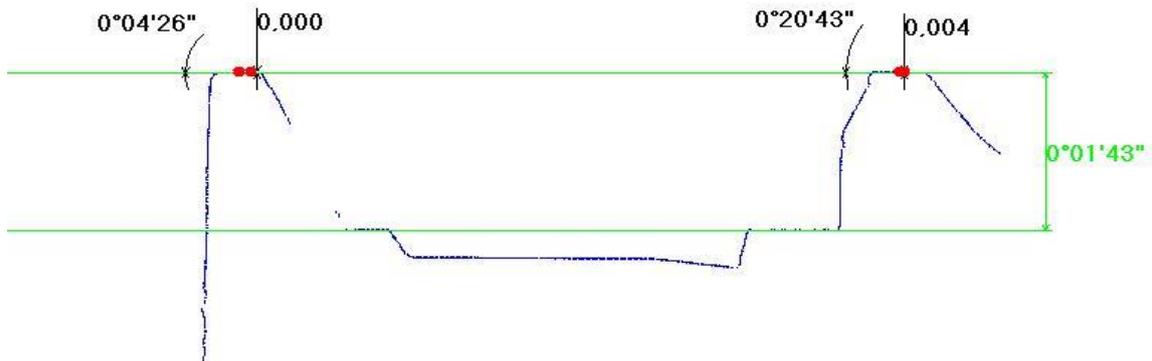
Trabajo 2 pilar1 medidas de perfilómetro



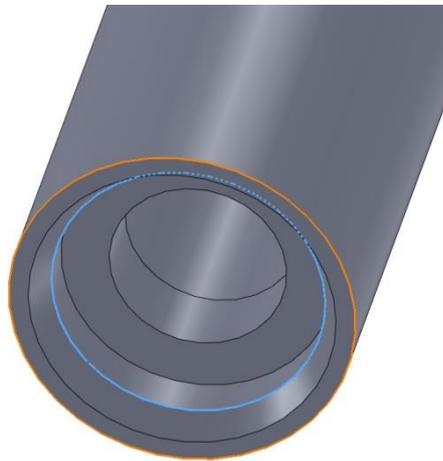
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.124 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.231 mm

Desviación: 0.002 mm
Desviación: 0.001 mm

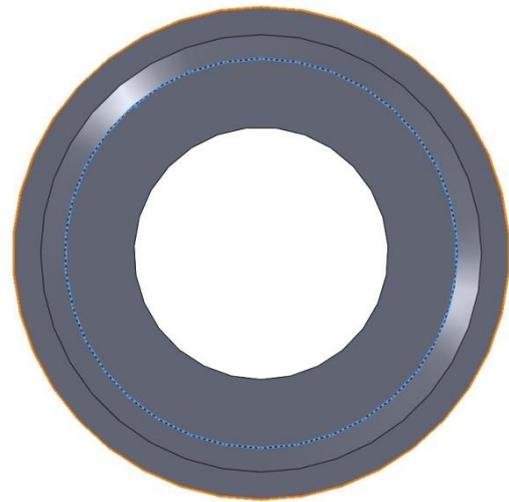
TRABAJO nº 2.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 2 pilar2 medidas de perfilómetro

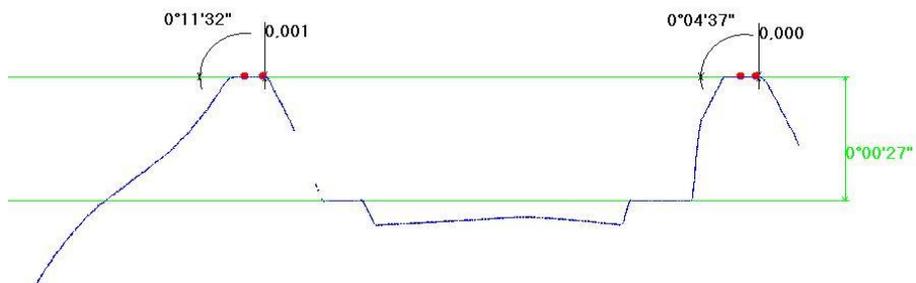
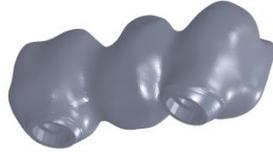


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.118 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.246 mm

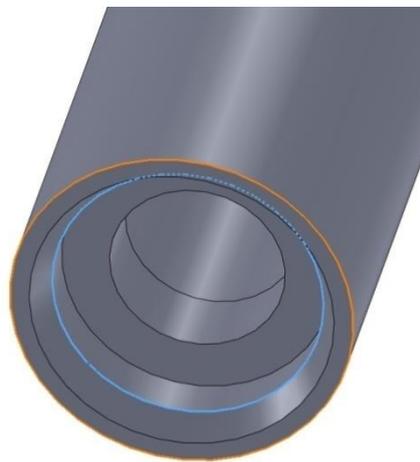


Desviación: 0.003 mm
Desviación: 0.005 mm

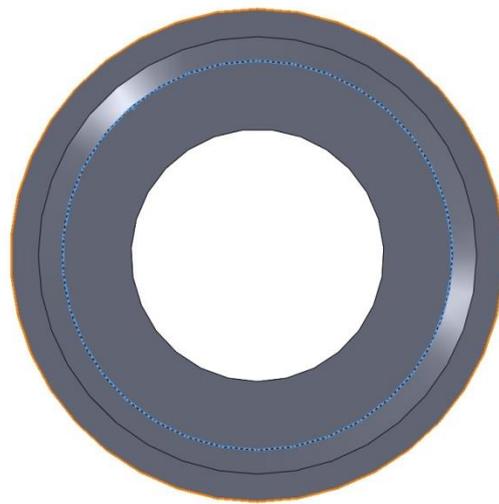
TRABAJO nº 3.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 3 pilar1 medidas de perfilómetro

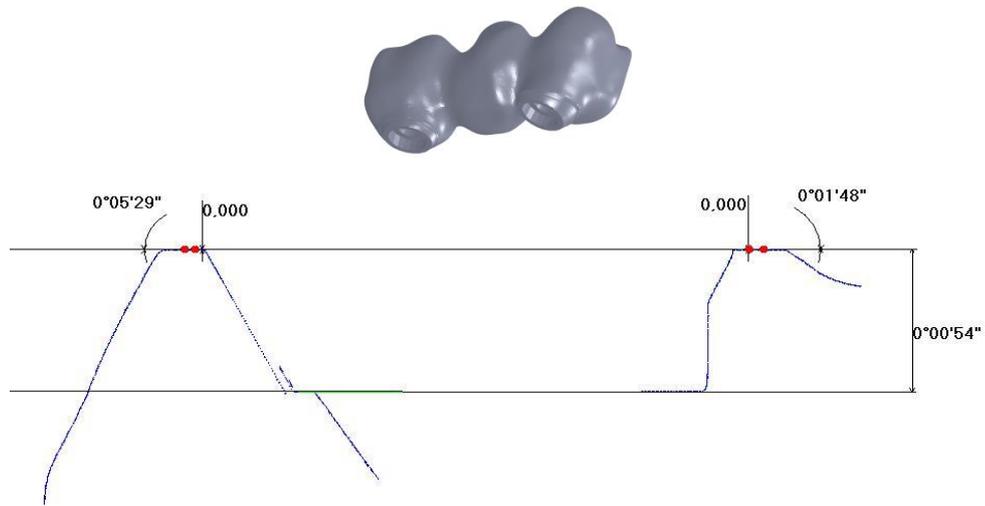


PLATAFORMA: 4.096 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.231 mm

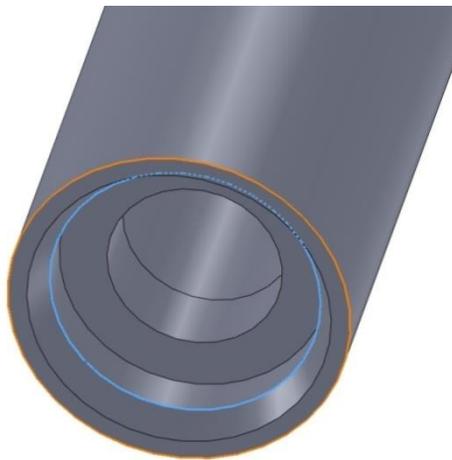


Desviación: 0.011 mm
Desviación: 0.003 mm

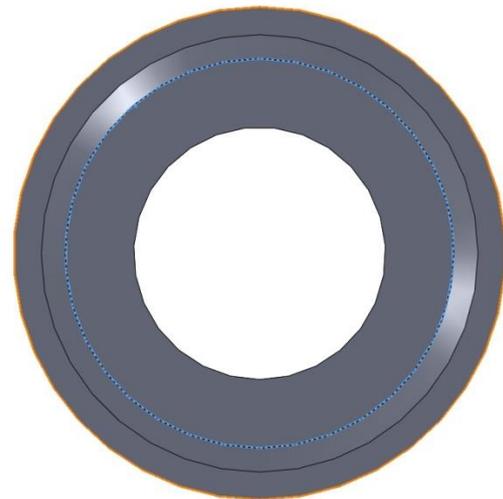
TRABAJO nº 3.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 3 pilar2 medidas de perfilómetro

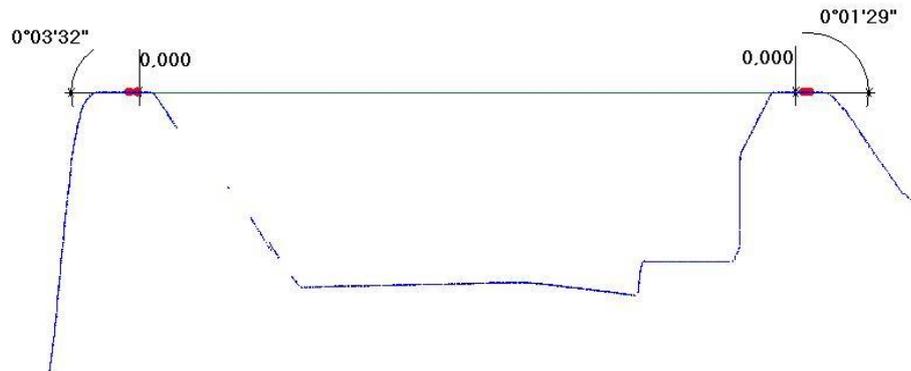


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.106 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.244 mm

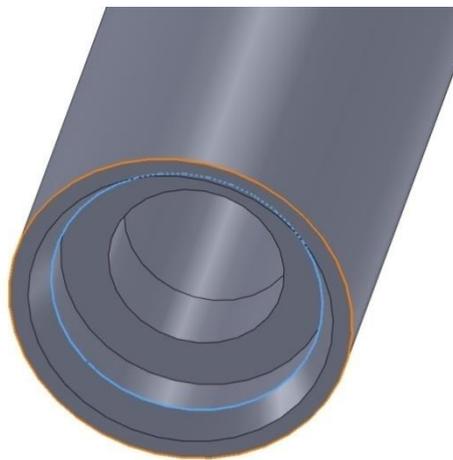


Desviación: 0.009 mm
Desviación: 0.001 mm

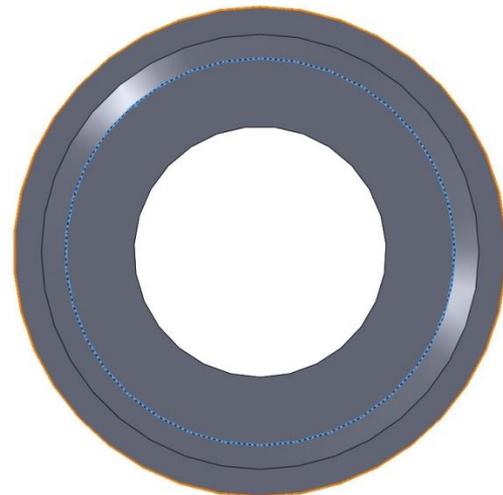
TRABAJO nº 4.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 4 pilar1 medidas de perfilómetro

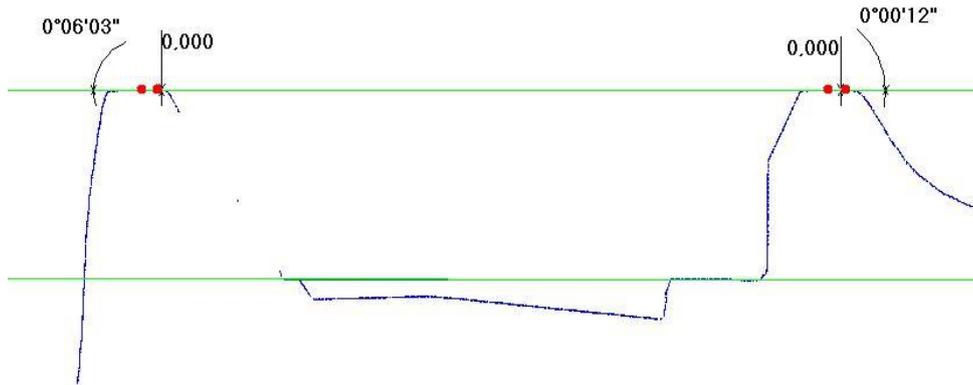


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.123 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.237 mm

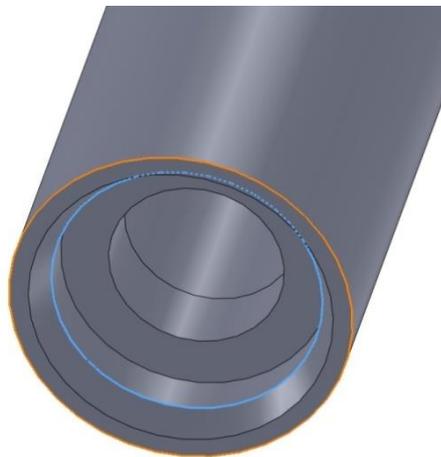


Desviación: 0.012 mm
Desviación: 0.003 mm

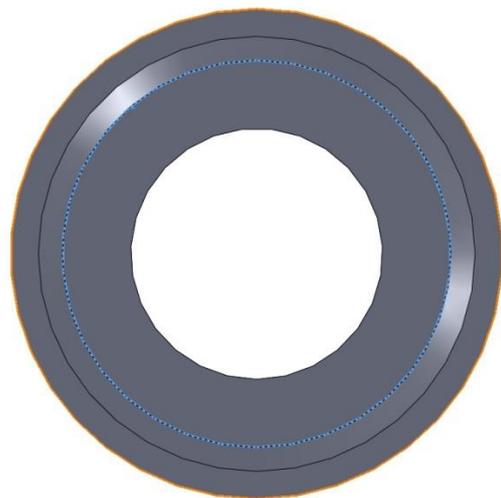
TRABAJO nº 4.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 4 pilar2 medidas de perfilómetro

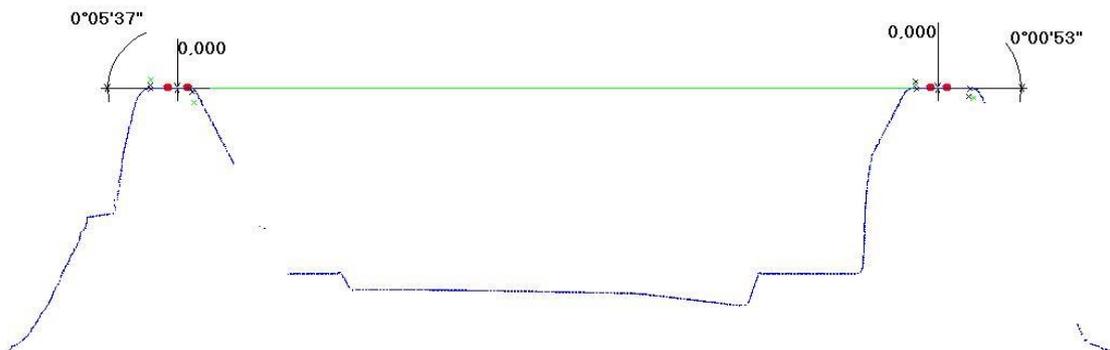


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.119 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.240 mm

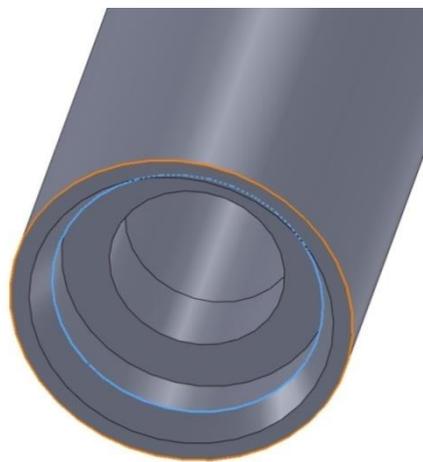


Desviación: 0.013 mm
Desviación: 0.003 mm

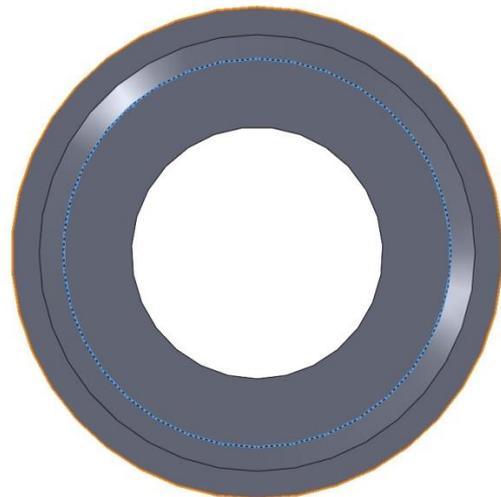
TRABAJO nº 5.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 5 pilar1 medidas de perfilómetro

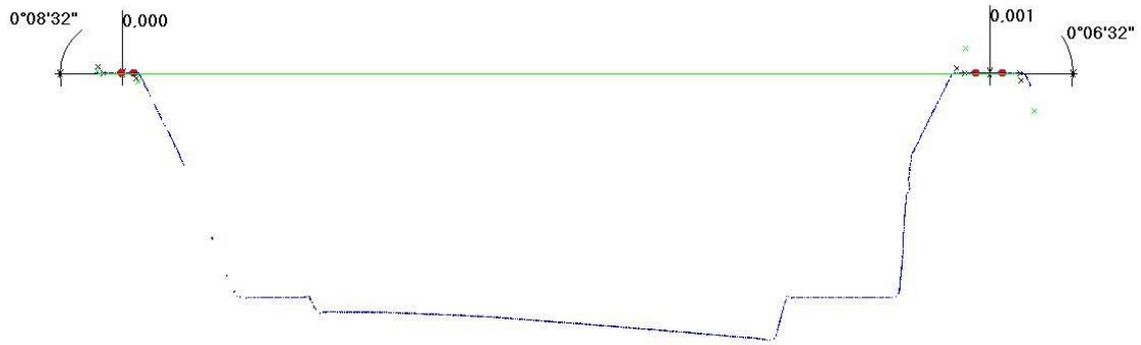


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.119 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.240 mm

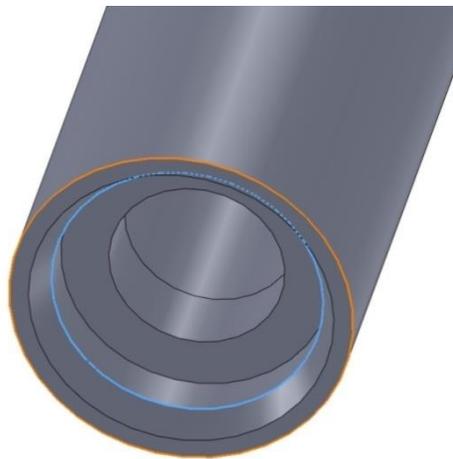


Desviación: 0.013 mm
Desviación: 0.003 mm

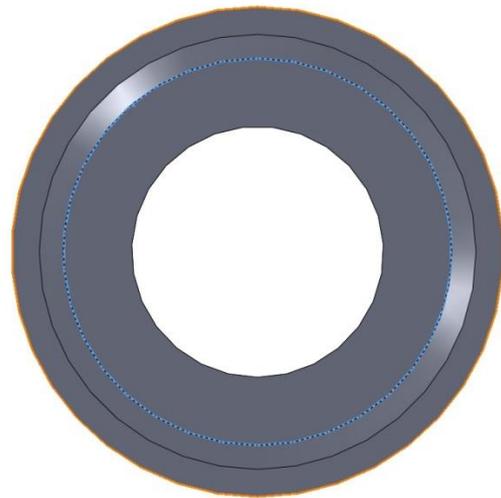
TRABAJO nº 5.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 5 pilar2 medidas de perfilómetro

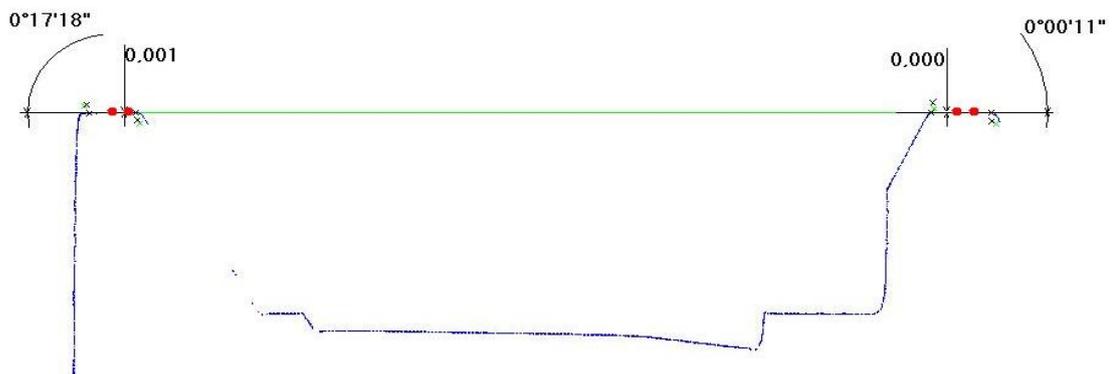


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.094 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.236 mm

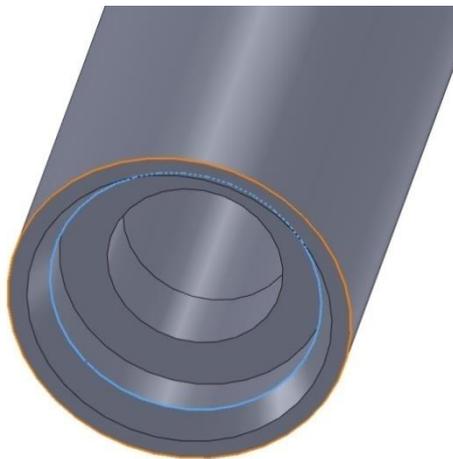


Desviación: 0.006 mm
Desviación: 0.007 m

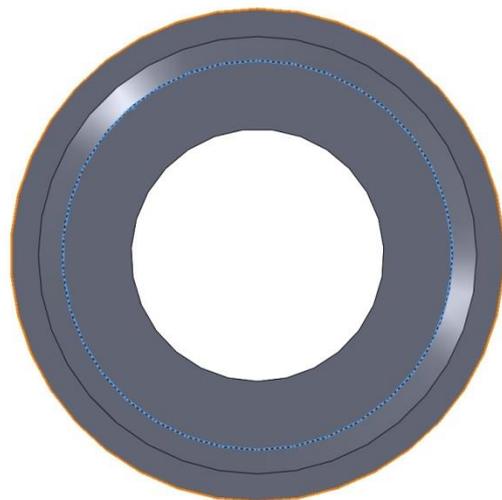
TRABAJO nº 6.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 6 pilar1 medidas de perfilómetro

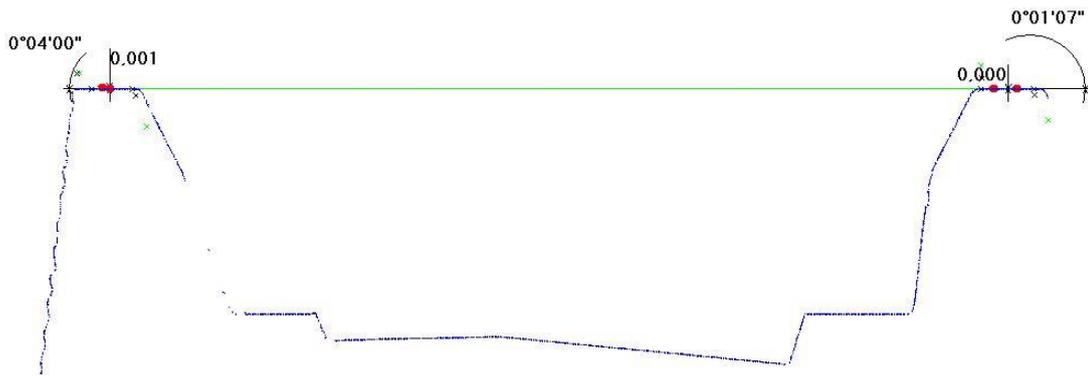


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.131 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.227 mm

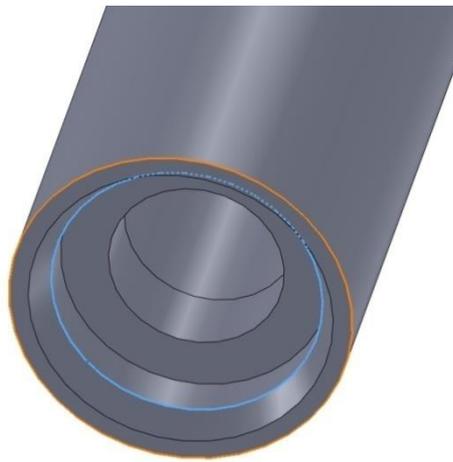


Desviación: 0.002 mm
Desviación: 0.009 mm

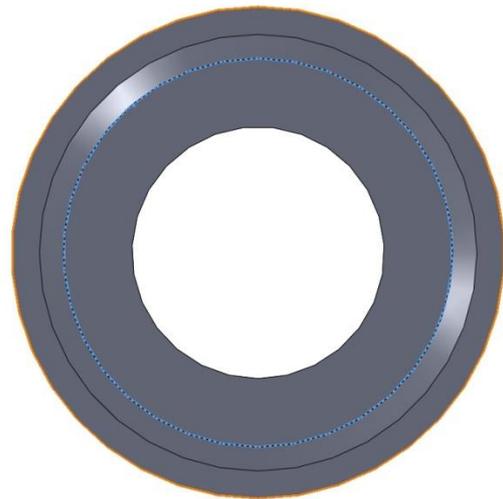
TRABAJO nº 6.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 6 pilar2 medidas de perfilómetro

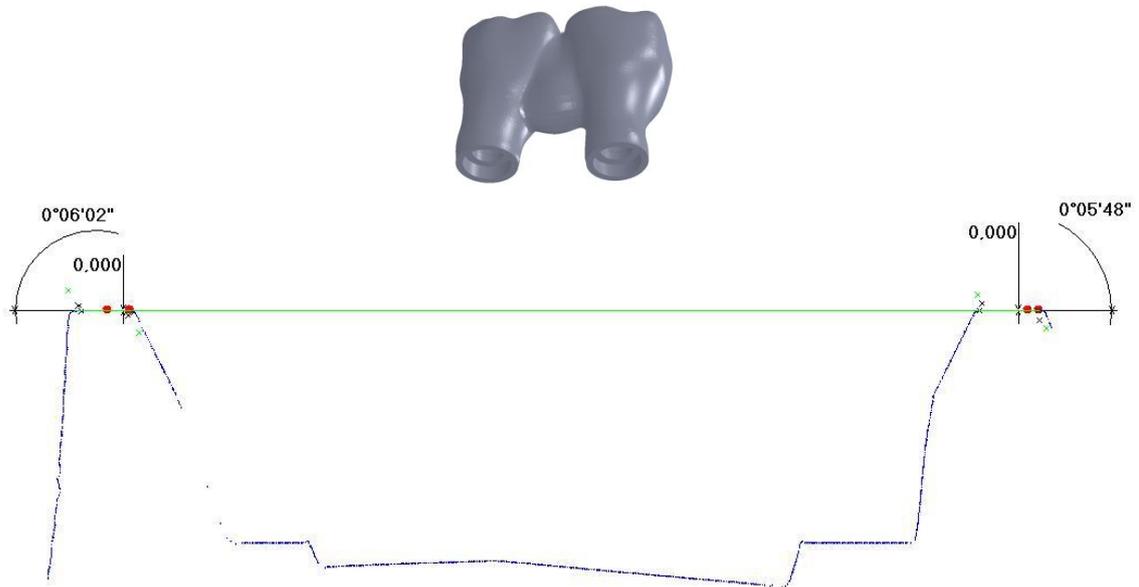


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.132 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.238 mm

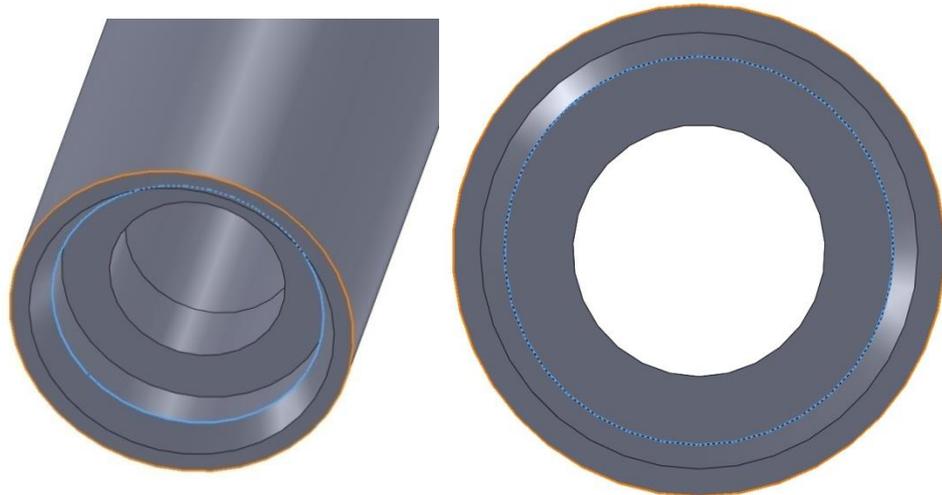


Desviación: 0.003 mm
Desviación: 0.009 mm

TRABAJO nº 7.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



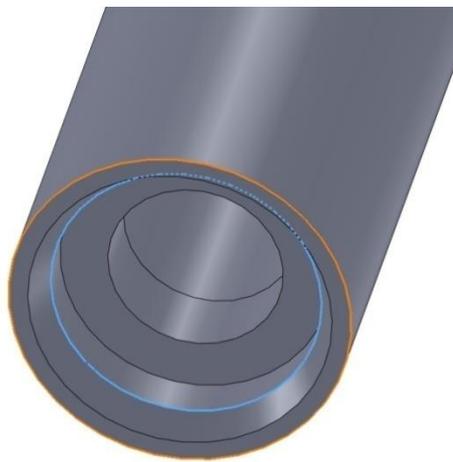
Trabajo 7 pilar1 medidas de perfilómetro



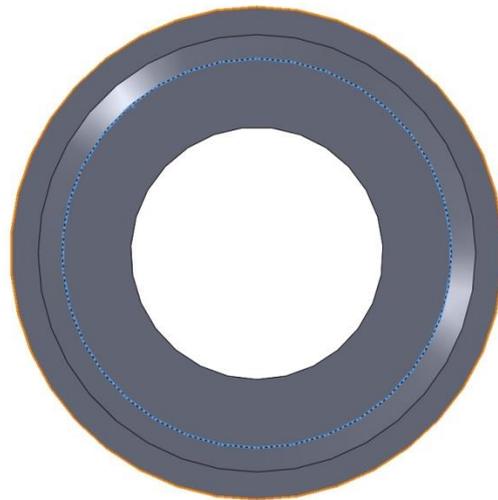
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.127 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.240 mm

Desviación: 0.014 mm
Desviación: 0.008 mm

TRABAJO nº 7.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO

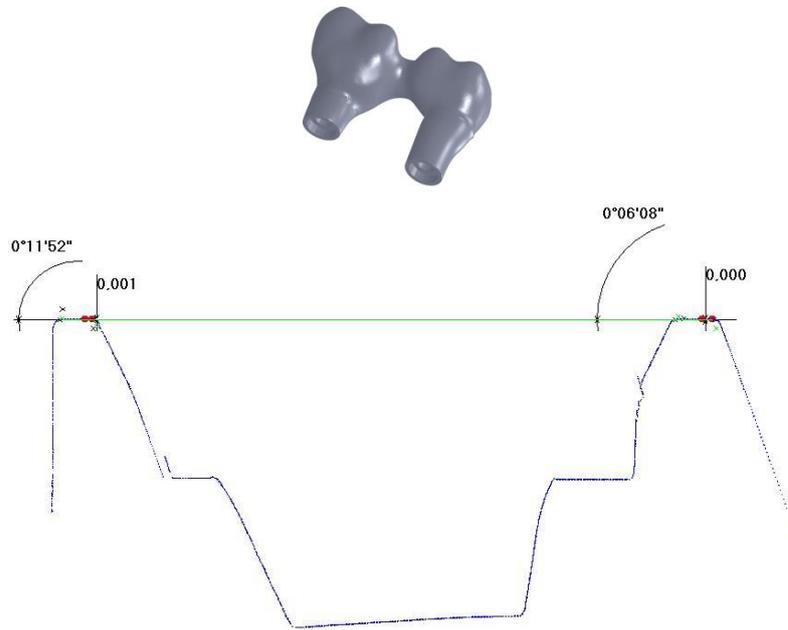


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.124 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.245 mm

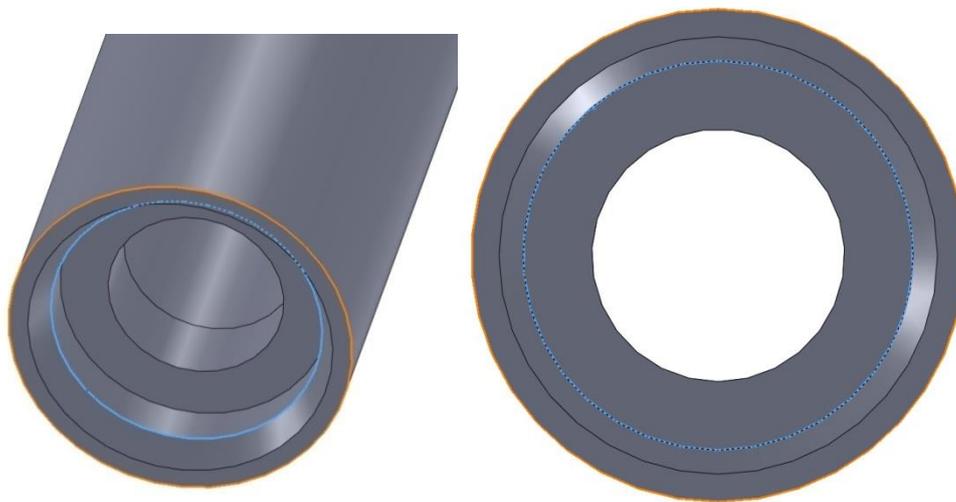


Desviación: 0.008 mm
Desviación: 0.005 mm

TRABAJO nº 8.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



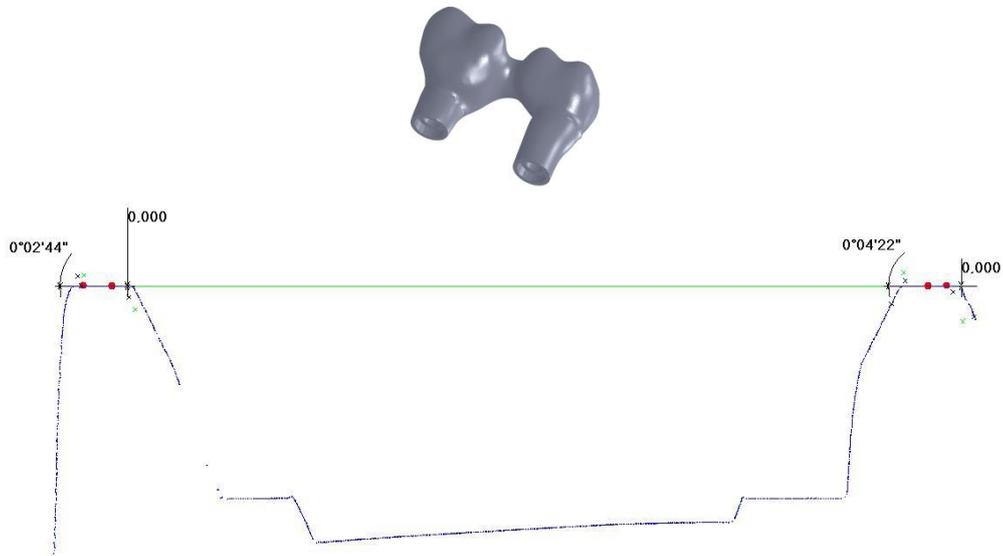
Trabajo 8 pilar1 medidas de perfilómetro



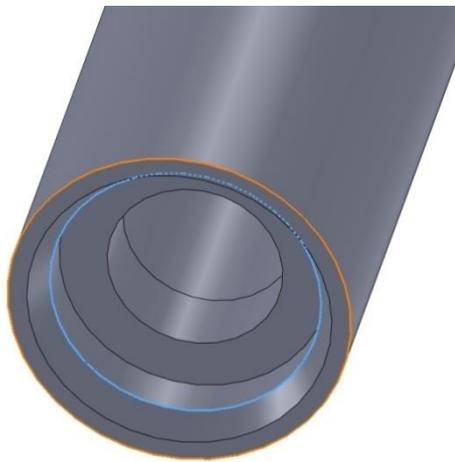
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.122 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.231 mm

Desviación: 0.002 mm
Desviación: 0.001 mm

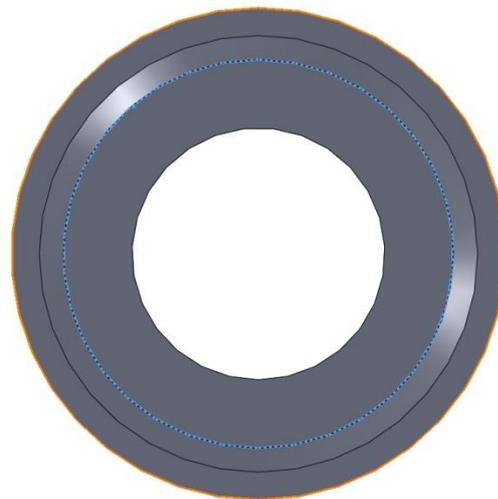
TRABAJO nº 8.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 8 pilar2 medidas de perfilómetro

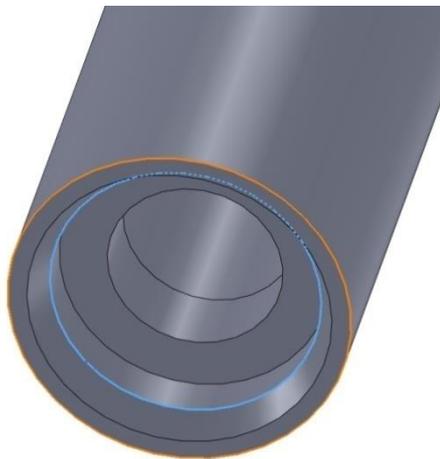
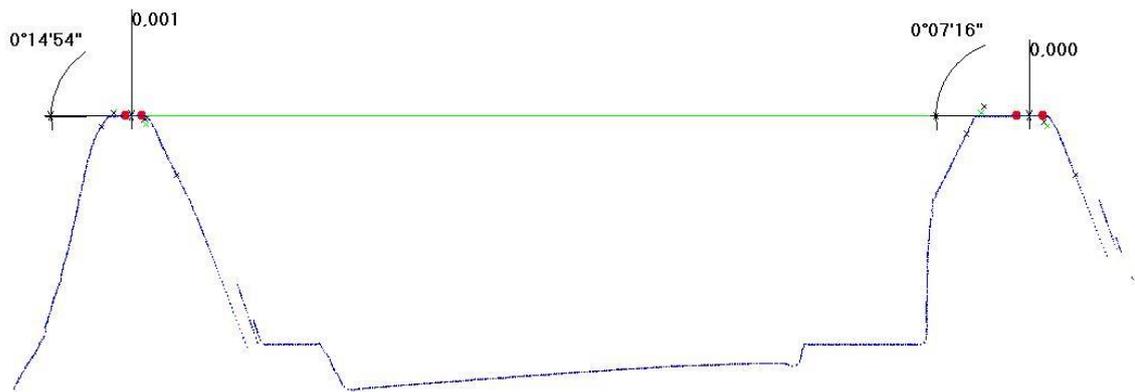


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.119 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.229 mm

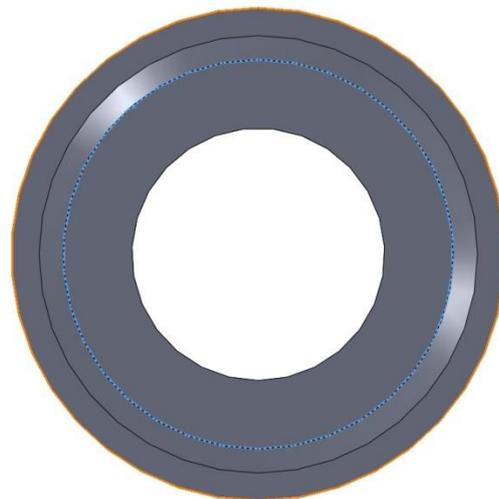


Desviación: 0.005 mm
Desviación: 0.009 mm

TRABAJO nº 9.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO

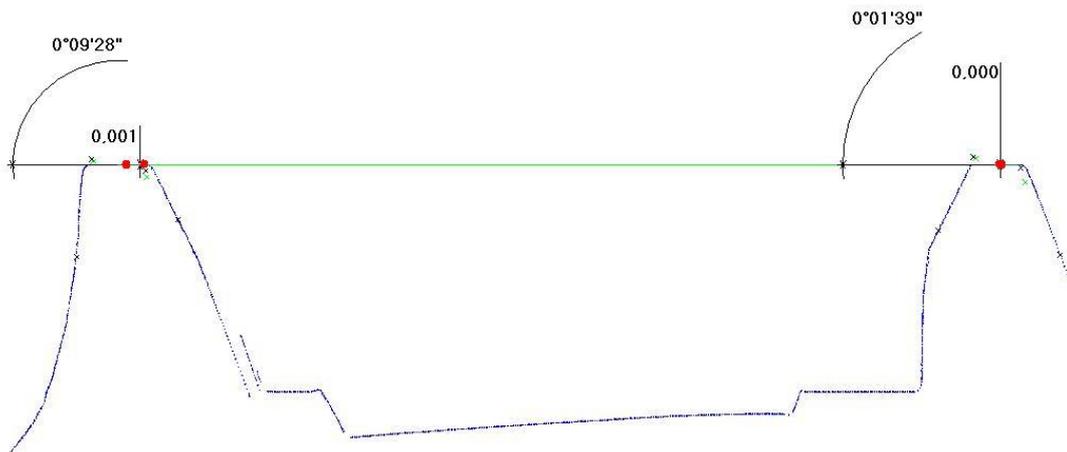
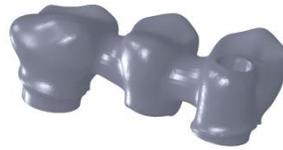


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.112 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.224 mm

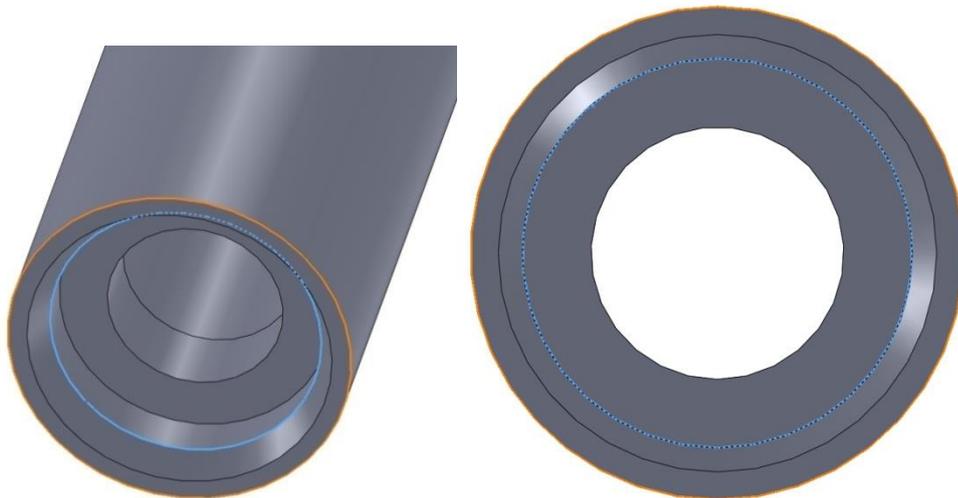


Desviación: 0.016 mm
Desviación: 0.004 mm

TRABAJO nº 9.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



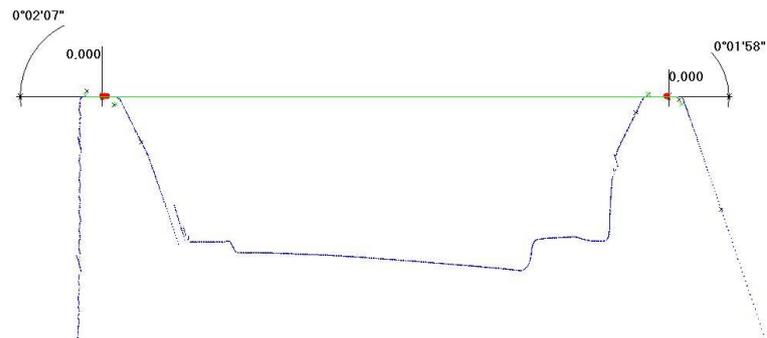
Trabajo 9 pilar2 medidas de perfilómetro



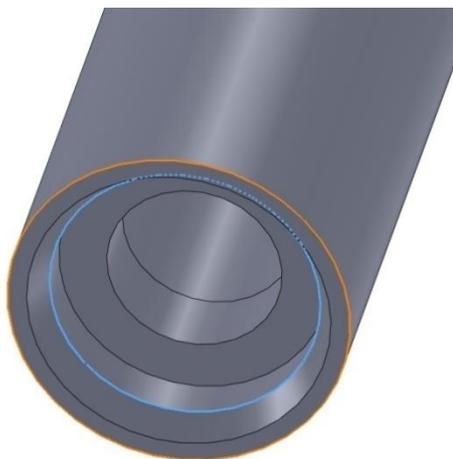
DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.109 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.239 mm

Desviación: 0.009 mm
Desviación: 0.009 mm

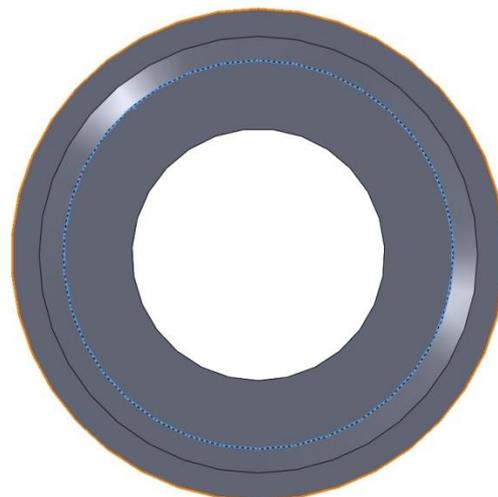
TRABAJO nº 10.1 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 10 pilar1 medidas de perfilómetro

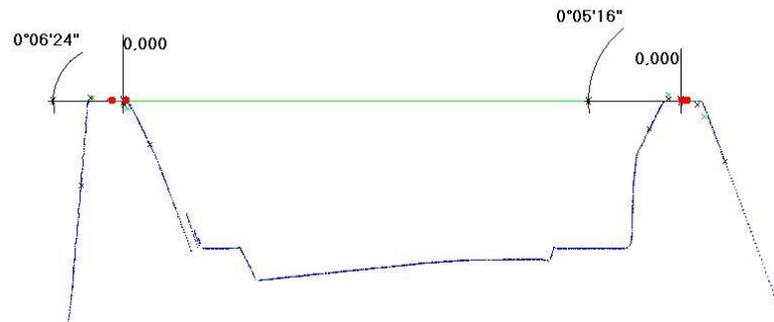


DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.089 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.245 mm

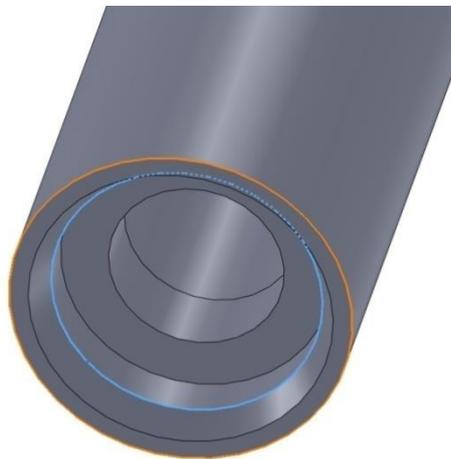


Desviación: 0.021 mm
Desviación: 0.007 mm

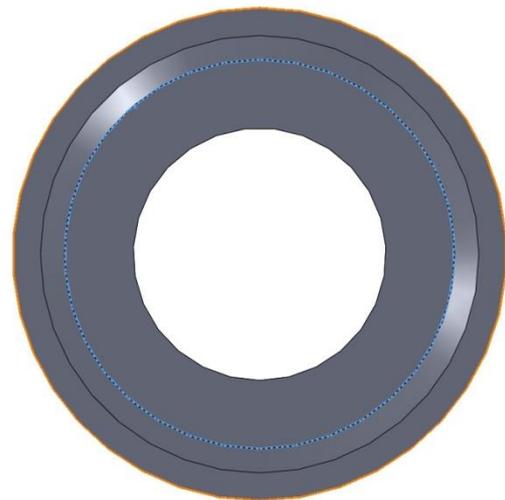
TRABAJO nº 10.2 CONEXIÓN EXTERNA MECANIZADO



Trabajo 10 pilar 2 medidas de perfilómetro



DIÁMETRO PLATAFORMA: 4.095 mm
DIÁMETRO CONEXIÓN: 3.235 mm



Desviación: 0.010 mm
Desviación: 0.009 mm

