

ANÁLISIS DE LA INTERFASE PILAR/IMPLANTE EN PILARES PREFABRICADOS, MAQUINADOS Y SINTERIZADOS POR LÁSER FUSIÓN

INVESTIGADORES:

Diana Rocio Olivares

Juan Carlos Molano

John Fredy Vargas

ASESOR CIENTÍFICO:

Dra. Eliana Ibarra

Especialista en Prostodoncia

UNICOC

ASESOR METODOLÓGICO:

Dra. Diana Parra

Odontóloga, Bioestadística

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA POSTGRADO DE PROSTODONCIA MAXILAR
BOGOTÁ D.C,



TABLA DE CONTENIDO	
	Pág.
I INTRODUCCION	
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
2. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	9
3. JUSTIFICACIÓN	10
4. PROPOSITO	11
5. OBJETIVO GENERAL	12
5.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
6. ASPECTOS TEORICOS CIENTÍFICOS	13
6.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA	13
6.2 IMPLANTE DENTAL	15
6.3 MATERIALES UTILIZADOS PARA LA FABRICACIÓN DE	16
IMPLANTES DENTALES	
6.4 PILAR PROTÉSICO	
..6.4.1 Clasificación de los pilares de acuerdo a su método de fabricación	19
..6.4.1.1 Pilar prefabricado o estandarizado	
6.4.1.2 Pilar Maquinado CAD- CAM	20
6.4.1.3 Pilar colado o confeccionado en laboratorio	21
6.4.1.4 Pilar sinterizado por láser fusión	22
6.4.2 Clasificación de acuerdo al material de fabricación	22
6.5 Tipos de conexión	23
6.6 Complicaciones Biológicas y mecánicas	24
6.7 Microgap	25

7. ASPECTOS METODOLÓGICOS	32
7.1 TIPO DE ESTUDIO	32
7.1.1 OBJETIVO DEL ESTUDIO	32
7.2 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:	32
7.3 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN	32
7.4 UNIDAD DE MEDIDA	32
7.5 TAMAÑO DE LA MUESTRA	32
7.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN	32
7.7 VARIABLES	33
7.8 HIPÓTESIS	33
7.8.1 HIPÓTESIS NULA	33
8. ESTADÍSTICA	33
9. RESULTADOS	37
10. DISCUSIÓN	40
11. CONCLUSIONES	41
12. RECOMENDACIONES	42
BIBLIOGRAFÍA	46
TABLA	53
GRAFICOS	54

INTRODUCCION

El implante dental se define como un elemento aloplástico que se aloja en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales adyacentes o de reponer piezas dentarias ausentes, reportando tasas de supervivencia superiores al 90%.^{1, 22}

Dentro de las variaciones en la fabricación de los implantes existen diferentes diseños, tratamientos de superficie y tipos de plataforma que van a afectar la calidad de la conexión entre el implante y el pilar protésico. Sin embargo, la literatura reporta diversas fallas mecánicas y biológicas asociadas a la conexión pilar-implante.^{23, 24, 25, 26}

Un ajuste absolutamente preciso entre las dos estructuras evita la concentración de esfuerzos alrededor del implante, pero debe existir un rango de tolerancia para permitir la inserción del pilar en la conexión interna del implante.²

La brecha o micro espacio en la interfase o conexión pilar/implante tiene un rango que oscila entre 1.1 a 300 micras, sin embargo un aumento mayor a 10 micras resulta en, transferencia de cargas excesivas al hueso, crecimiento bacteriano, aflojamiento o fractura del tornillo de fijación y pérdida del implante.^{2, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 36, 37}

Las fuerzas excesivas provocan un deslizamiento entre las roscas del tornillo y las roscas internas del implante, lo que resulta en una pérdida de precarga, Jemt y col reportaron fallas en el tornillo de fijación para el maxilar superior en un 49% y para el maxilar inferior del 20.8%, con movilidad de la prótesis en un 13%.²

El estudio de presencia de interfases superiores a los rangos de tolerancia reportados en la literatura, es un factor importante para la prevención de las complicaciones previamente mencionadas, por tal razón se han establecido diferentes técnicas para determinar la interfase o micro espacio entre el pilar protésico y el implante. Alikhasi y col (2013), las describe de la siguiente manera:

- Visión directa
- Seccionamiento
- Técnicas de impresión
- Examen exploratorio y visual
- Radiográfico

Según el autor, no existe una técnica única de elección para establecer la discrepancia entre el pilar y el implante, sin embargo se ha descrito el seccionamiento como la técnica de mayor precisión, acompañado de una estandarización mandatoria para proveer resultados comparables.^{7, 8,13}

La literatura ha descrito clasificaciones de los pilares de acuerdo a su uso, método de fabricación y material.

Karunagaran y col (2013) reportan que los pilares pueden ser clasificados en: temporales y definitivos. Dentro de los pilares temporales se encuentran los pilares de impresión, de cicatrización y de provisionalización. Los pilares definitivos pueden fabricarse por diversos métodos, entre ellos: prefabricados, maquinados, láser fusión, calcinables con anillo en oro y totalmente calcinables.²⁷

Por último se han propuesto diferentes materiales en la búsqueda de mejores características mecánicas y estéticas según la necesidad protésica, entre ellos titanio, zirconio, cobalto-cromo, PMMA y PEEK.

Por lo anterior el propósito de la presente investigación es comparar el tamaño de la interfase en 4 puntos de medición: 1. En el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, 2. En el pilar protésico y la plataforma del implante, 3. En el pilar protésico y la superficie interna del implante, 4. El asentamiento pilar/implante en 3 sistemas de confección de los pilares: prefabricados, maquinados y sistema de laser fusión.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El presente trabajo de investigación pretende aportar información a la comunidad odontológica, especialmente a los rehabilitadores orales en relación con la siguiente pregunta; ¿Existe diferencia en el tamaño de la interfase entre el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma del implante, el pilar protésico y la superficie interna del implante, y el asentamiento pilar/implante en 3 sistemas de confección de los pilares?

La pregunta de investigación planteada busca la relación de las siguientes variables:

1. Tamaño de la interfase entre el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma del implante, el pilar protésico y la superficie interna del implante, y el asentamiento pilar/implante.
2. Pilares protésicos sinterizados por sistema láser fusión, maquinados personalizados y prefabricados.

Pese a las altas tasas de éxito reportadas en varios estudios clínicos, los fracasos tardíos del implante son todavía inevitables. Parecen estar relacionados principalmente con complicaciones biomecánicas; sin embargo, los mecanismos responsables de estos fracasos no son completamente conocidos. Durante la fabricación y colocación de prótesis, ciertos desafíos se deben cumplir por el clínico y el técnico dental. De acuerdo a Taylor, hay varios problemas prostodónticos potenciales asociados con la terapia de implantes, incluyendo desadaptación de la prótesis, distorsión, aflojamiento del tornillo y fractura de los componentes. (1) (4) (3) (5).

La interfase Pilar/Implante ha reportado ser un factor significativo en la transferencia de procesos clínicos y de laboratorio, contribuyendo a una desadaptación clínica de la prótesis. También se ha evidenciado que la presencia de estas brechas en la interfase, tiene como resultado el aumento de transferencia de carga al hueso, que puede conducir a la pérdida ósea y crecimiento bacteriano en el microespacio entre el pilar y el implante, así como aflojamiento o fractura de los los tornillos y pérdida del implante (2)(6).

Es importante resaltar, que existen otros puntos de referencia que pueden contribuir a las fallas biomecánicas y que aún no han sido estudiadas.



2. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Existe diferencia en el tamaño de la interfase entre el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma del implante, el pilar protésico y la superficie interna del implante, y el asentamiento pilar/implante en 3 sistemas de confección?



3. JUSTIFICACIÓN

Varios estudios han reportado un incremento de fallas biomecánicas cuando se ejerce una sobrecarga sobre los implantes. Grandes complicaciones son derivadas del fracaso en la conexión pilar/implante. En esta articulación influyen diversos parámetros, entre los cuales se encuentra el proceso de fabricación del pilar, el correcto ajuste de las estructuras y el apretamiento de los tornillos de fijación, que podrían generar una interfase (medible en micras) desde la plataforma del implante hasta la base del pilar, catalogado por muchos autores como el punto de partida de complicaciones biológicas y mecánicas (21, 22).

La desadaptación trae consecuencias relacionadas con: microfiltración bacteriana, estrés en el área cervical del implante, distribución inadecuada de las fuerzas oclusales en toda la superficie del implante, lo que se traduce en falta de carga axial de los implantes y tornillos de fijación, produciendo aflojamiento del tornillo de fijación y fractura de los componentes (4, 6).

Además, la existencia de esta interfase genera un compromiso biológico que compromete la estética influyendo en el crecimiento óseo y el tejido blando circundante, siendo un factor de éxito importante para la restauración como lo reporta Lazarra y colaboradores, la cual está directamente relacionada al sistema de fabricación. Por lo anterior, se realizará una investigación que proporcione mayor información acerca del tamaño apropiado de la interfase, que ayude a disminuir los factores antes mencionados y de igual forma poder definir cuál método de confección genera menor interfase, siendo así el sistema ideal para las restauraciones definitivas.



4. PROPÓSITO

Determinar el tamaño de la interfase entre el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma del implante, el pilar protésico y la superficie interna del implante, y el asentamiento pilar/implante en 3 sistemas de confección de los pilares: prefabricados, maquinados y sistema láser fusión, para dar a conocer cuál sistema genera un menor microespacio.



5. OBJETIVO GENERAL

Comparar el tamaño de la interfase entre: el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma, el pilar protésico y la superficie interna del implante y el asentamiento pilar implante en 3 sistemas de confección.

5.1 Objetivos Específicos

- Determinar el tamaño de la interfase entre: el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma, el pilar protésico y la superficie interna del implante, y el asentamiento pilar/implante en pilares sinterizados por el sistema láser fusión.
- Determinar el tamaño de la interfase entre: el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma, el pilar protésico y la superficie interna del implante y el asentamiento pilar/implante en pilares maquinados personalizados.
- Determinar el tamaño de la interfase entre: el tornillo de fijación y la superficie interna del pilar protésico, el pilar protésico y la plataforma, el pilar protésico y la superficie interna del implante y el asentamiento pilar/implante en pilares prefabricados.



6. ASPECTOS TEÓRICO CIENTÍFICO

6.1 Historia de la implantología

Desde el comienzo de la humanidad se han utilizado implantes dentales para reemplazar los dientes perdidos. Aproximadamente en el 2.500 A.C, los antiguos egipcios trataron de estabilizar los dientes que se encontraban periodontalmente comprometidos con el uso de alambre de ligadura hecha de oro. Alrededor de los años 300 DC, los Fenicios utilizaron creativamente dientes tallados en marfil, que se ferulizaron con alambre de oro para crear un puente fijo.

La primera evidencia de implantes dentales se atribuye a los Mayas, quienes alrededor de los años 600 colocaron conchas de mar en el hueso, a nivel de molares inferiores como reemplazo para los dientes perdidos. Las radiografías tomadas en los años 70s de mandíbulas mayas, mostraron formación de hueso compacto alrededor de los implantes que lucían similares a los implantes de cuchilla. Otro de los avances importantes en la implantología se evidencio en el año 1.809, en donde Maggiolo insertó un tubo de oro en un alveolo inmediatamente después de realizada la extracción dental. Este sitio se dejó cicatrizar y posteriormente se añadió una corona; por desgracia, se evidenció inflamación extensa de los tejidos circundantes.

En la década de los 30, los hermanos Alvin y Moisés Strock, experimentaron con los accesorios de los tornillos ortopédicos de Vitallium, los cuales eran fabricados en una aleación de cromo-cobalto para la colocación de implantes en el hueso de la cadera, implantando en los seres humanos y en perros el tornillo de anclaje para restaurar dientes individuales faltantes. Estos hermanos fueron reconocidos por su trabajo en la selección de un metal biocompatible en la cavidad oral humana. En 1938, el Dr. P. B. Adams patentó un implante intraóseo cilíndrico con rosca interna y externa; que tenía cuello gingival y un tapón de cicatrización.

Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral, inicialmente de tantalio y luego de vitalio, que tuvo muchos adeptos. Por lo cual fue llamado el padre de la implantología moderna.

En el año 1952 el Dr. Branemark descubrió accidentalmente la osteointegración cuando estaba estudiando el flujo sanguíneo en el fémur de conejo, utilizando cámaras de titanio que se insertaron en el hueso del espécimen, con el tiempo la



cámara se integró firmemente y no pudo ser retirada del hueso, creando una unión íntima entre la superficie de titanio y el hueso.

En el año 1978, el Dr. Branemark P. desarrolló y probó un sistema que utiliza tornillos de Titanio puro. Estos se colocaron por primera vez en sus pacientes en 1965 y fueron los primeros en ser bien documentados; (32) Siendo la base para una secuencia de investigaciones con avances de gran importancia como los tratamientos de superficie y de nuevos materiales para los implantes dentales como el zirconio. Continuando día a día con los avances en diseños macro y micro geométricos, así como en las superficies tratadas que responden a los nuevos objetivos de integración intentando generar la mejor adherencia también de los tejidos blandos, surgiendo conceptos como la plataforma modificada o reducida para disminuir las tasas de perimplantitis.

Durante la historia el ser humano siempre ha mostrado su inmenso deseo de ser aceptado en medio de su entorno social; Bradley en 2012 manifestó en su estudio que en todas la épocas el cuerpo ha sido percibido o interpretado a través de criterios socio culturales y su imagen es un factor importante para lograr su objetivo.(30) sin embargo a medida que transcurre la evolución este deseo ha aumentado así como lo reporta Banfield y McCabe (2002), quienes han señalado que en los últimos años la imagen corporal ha tomado un inmenso auge en las sociedades modernas, muchas de las cuales han creado toda una subcultura basada en la percepción y la importancia de la imagen. De igual forma, los referidos autores han resaltado la influencia de los medios de comunicación y la presión social entre los factores de mayor predominio para seguir una imagen ideal. Incrementando así el deseo de los pacientes por una sonrisa perfecta exigiendo cada día mayor estética oral.

Por otra parte La eficiencia masticatoria definida como la capacidad de reducir los alimentos durante la masticación asociada a ausencia dental genera alteraciones en la digestión y en la absorción de nutrientes. Así como disfunción temporomandibular, y Maloclusión. (31) Varios estudios han investigado los efectos de la pérdida de los dientes posteriores en la función masticatoria, la mayoría

Centrándose en la disminución del rendimiento masticatorio asociado a limitado apoyo oclusal reafirmando lo anteriormente mencionado conllevando según Iwahita (2014). A una reducción de la calidad de la vida.

Los implantes dentales se han convertido en una alternativa de tratamiento predecible para devolver a los pacientes los dientes perdidos y así mismo, la función y estética, lo que conlleva a un aumento en su autoestima presentando buenos resultados a largo plazo reportando tasas de éxito superiores al 90%.(28) Según el glosario de términos prostodónticos un implante dental se define como

sustituto artificial de un material biocompatible que reemplaza la raíz de un diente perdido. (29) el titanio en la actualidad se ha convertido en el material más utilizado para los implantes dentales

6.2 IMPLANTE DENTAL

Según el diccionario de términos prostodónticos (2005) se define implante dental como:

cualquier objeto o material, tal como una asignación sustancia plástica o de otro tejido , que es parcial o completamente insertado o injertado en el cuerpo con fines terapéuticos , de diagnóstico ,fines protésicos , o experimentales.(7)

También puede ser definido como elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer piezas dentarias ausentes (38)

Branemark en 1952 quien es llamado el padre de la implantología moderna cirujano, especialista, científico y visionario, realizó estudios en médula ósea en conejos instalando cámaras ópticas de titanio, en los 60 Branemark quiso retirar las cámaras pero se dio cuenta que una vez el hueso estaba cicatrizado este procedimiento no podía ser realizado denominando este proceso como oseointegración quien fue definida por el mismo como Conexión directa, estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado y la superficie de un implante sometido a carga funcional, generándose así una transformación radical en la odontología centrándose el pensamiento en la rehabilitación de dientes perdidos.

La base del procedimiento fue la comprensión de la biología del hueso a través de estudios progresando a un diseño específico para implantes en forma de raíz, a partir de titanio comercialmente puro el cual fue un elemento clave en el éxito, ya que dio lugar a la integración biológica con la capacidad de soportar la carga y la función.(39)

6.3 MATERIALES UTILIZADOS PARA LA FABRICACIÓN DE IMPLANTES DENTALES

“Las propiedades físicas y químicas de los materiales de implante son factores bien informados y documentados que influyen en el resultado clínico y el pronóstico del tratamiento con implantes. Estas propiedades incluyen la microestructura del implante, La composición de su superficie y las características, así como factores de diseño”. (32)

Desde el punto de vista químico los implantes pueden ser clasificados según la adaptación realizada por Osman en el 2015 de los planteamientos realizados en relación al tema por los autores: Williams, 1981; Lemons, 1990; Craig, 1993; Sagomonyants *et al.*, 2007; Berner *et al.*, 200 en tres grupos base; metálicos, cerámicos y poliméricos dentro del primer grupo encontramos titanio, aleación de titanio, aleación de cromo cobalto, acero inoxidable, aleaciones de oro y tantalio. Dentro del segundo grupo alúmina, hidroxiapatita y fosfato tricalcico beta, carbono, carbono siliconado, biovidrio, zirconia y zirconio tratado con alúmina y dentro del tercer grupo se pueden mencionar politetrafluoretileno, polietileno y el más conocido polimetil metacrilato. (Tabla 1)

Implant Material	Common Name or Abbreviation
I. Metals	
Titanium	CpTi
Titanium Alloys	Ti-6Al-4V extra low interstitial (ELI)
	Ti-6Al-4V
	Ti-6Al-7Nb
	Ti-5Al-2.5Fe
	Ti-15 Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd
	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr
Stainless Steel	Roxolid (83%-87%Ti-13%-17%Zr)
	SS, 316 LSS
Cobalt Chromium Alloy	Vitalium, Co-Cr-Mo
Gold Alloys	Au Alloys
Tantalum	Ta
II. Ceramics	
Alumina	Al ₂ O ₃ , polycrystalline alumina or single-crystal sapphire
Hydroxyapatite	HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ , (OH) ₂
Beta-Tricalcium phosphate	β-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
Carbon	C
	vitreous,
	low-temperature isotropic (LTI), ultra-low-temperature isotropic (ULTI)
Carbon-Silicon	C-Si
Bioglass	SiO ₂ /CaO/Na ₂ O/P ₂ O ₅
Zirconia	ZrO ₂
Zirconia-toughened alumina	ZTA
III. Polymers	
Polymethylmethacrylate	PMMA
Polytetrafluoroethylene	PTFE
Polyethylene	PE
Polysulfone	PSF
Polyurethane	PU
Polyether ether ketone	PEEK

Adopted from: Williams, 1981 [5]; Lemons, 1990 [6]; Craig, 1993 [7]; Sagomonyants *et al.*, 2007 [8]; Berner *et al.*, 2009 [9].

Tabla 1.

Tomado de:
(Osman R. 2015)

Entre Los materiales utilizados en la elaboración de implantes dentales se puede citar el

carbono y sus compuestos, principalmente el carburo de silicio y el carbono vítreo este último siendo uno de los materiales más biocompatibles. El carbono tiene un módulo de elasticidad similar a la dentina y hueso permitiendo distribución adecuada de las tensiones, su desventaja es su gran potencial de fractura (27). Por eso no es muy utilizado,

Debido a "Las tasas favorables a largo plazo clínicas notificadas de supervivencia para el titanio y sus aleaciones biomédicas este material se ha considerado el estándar de oro " para la fabricación de implantes dentales endoóseos. (33)

Según la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM), hay seis tipos distintos, de titanio disponibles como biomateriales de implante. Entre estos seis materiales, hay cuatro de titanio denominado comercialmente puro también conocido como no aleado (CpTi) y dos aleaciones de titanio. El titanio comercialmente puro puede catalogarse en: Grado I, Grado II, grado III y grado IV (Tabla 2).

Hirata Y col (2015) realizaron una evaluación mecánica de dos grados de titanio y su relación con complicaciones biomecánicas explicando que el titanio puede encontrarse puro o en aleaciones a base del mismo. Estas últimas pueden clasificarse en 3 tipos:

- ALFA: hexagonal empaquetado cerrado
- BETA: cuerpo de estructura cristalina cúbica centrada
- ALFA MAS BETA

El uso de titanio para aplicaciones dentales principalmente incluye titanio comercialmente puro, especialmente Grado 2 (ASTM F67), y la aleación $\alpha + \beta$, Titanio-aluminio-vanadio (Ti-6Al-4V, ASTM F136). Esta aleación es conocida como grado 5

Esta combinación debido a su excelente biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y relación adecuada entre resistencia y peso; proporciona compatibilidad y propiedades mecánicas mejoradas adicionalmente tiene un módulo de elasticidad cercano al hueso comparado con otros materiales empleados para implantes, lo que asegura una distribución más uniforme de las tensiones a lo largo de la interfase hueso implante En comparación con el titanio comercialmente puro. (Tabla 2)

Table 2. Mechanical properties of commercially pure titanium and its alloys.

Material	Modulus (GPa)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Yield Strength (MPa)	Elongation (%)	Density (g/cc)	Type of Alloy
Cp Ti grade I	102	240	170	24	4.5	α
Cp Ti grade II	102	345	275	20	4.5	α
Cp Ti grade III	102	450	380	18	4.5	α
Cp Ti grade IV	104	550	483	15	4.5	α
Ti-6Al-4V- ELI	113	860	795	10	4.4	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-4V	113	930	860	10	4.4	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-7Nb	114	900–1050	880–950	8–15	4.4	$\alpha + \beta$
Ti-5Al-2.5Fe	112	1020	895	15	4.4	$\alpha + \beta$
Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd	94–99	715–919	693–806	18–28	4.4	$\alpha + \beta$
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	80	911	864	13.2	4.4	β

Adopted from: Lemons, 1990 [5]; Craig, 1993 [6]; Wataha, 1996 [4]; McCracken, 1999 [15].

Tomado de (Osman R. 2015).

6.4. PILAR PROTESICO

El pilar según el glosario de términos prostodónticos (2005) es la parte de una estructura que recibe directamente la tensión o también descrita como la porción del implante dental que sirve de soporte y retiene la prótesis (7).

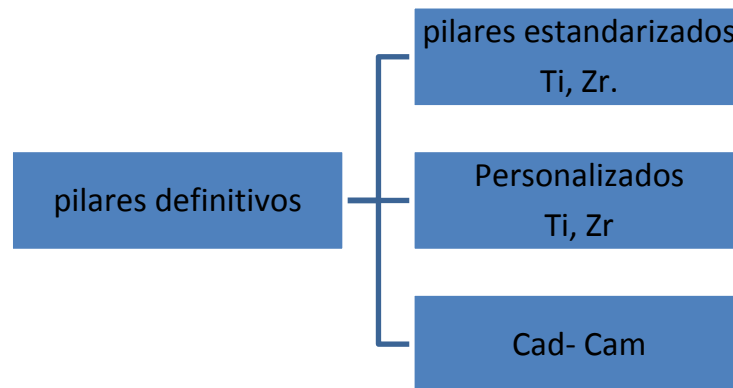
Existen diversas técnicas de confección de pilares, cada uno de ellos tiene diferentes procesos de elaboración, generando características propias que los diferencian unos de los otros.

Los pilares pueden ser clasificados de diferentes maneras entre ellas según su método de fabricación, según su función (temporal de cicatrización o definitivo) o según el material en el que fueron realizados. (40)

6.4.1 Clasificación de los pilares de acuerdo a su método de fabricación

Karunagaran y colaboradores en su estudio de revisión en el 2013 presentan un diagrama de flujo acerca los pilares definitivos que se cita a continuación:(40)

Figura 1 clasificación de pilares definitivos



Modificado de: Saboury et al; The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. Clinical Implant Dentistry And Related Research; 14 Suppl 1e224-e230

6.4.1.1 Pilar prefabricado o estandarizado

No Modificables: son creados por las empresas que industrializan los implantes ofreciendo una gama de alternativas de componentes protésicos, los cuales tratan de cubrir las diferentes posibilidades en la reconstrucción de coronas. Estos pilares al construirse con los mismos tornos alfanuméricos que los implantes poseen entre ellos un alto ajuste y adaptación marginal.

Modificables: estos pilares se diferencian de los estándares por la posibilidad de modificar su sección (diámetro y forma) en el trayecto transmucoso ayudando a lograr un perfil de emergencia adecuado. (14)

Son fabricados por cada casa comercial a través de una técnica estandarizada y puede ser seleccionado directamente para cada tipo de implante o ser

directamente adaptado a una plataforma existente impresionado como una corona convencional.

Cuando el implante no pudo ser posicionado de forma adecuada se corrige la mal posición con el pilar por tal razón los pilares prefabricados también ofrecen las siguientes opciones:

Pilares Rectos: son pilares con una angulación de 0° con respecto al eje axial del implante, solo varía la altura gingival.

Pilares Angulados: se utilizan en aquellos casos en los que es necesaria una corrección de la angulación, de manera que los tornillos de acceso no queden en posición desfavorable.

6.4.1.1 Pilar prefabricado o estandarizado

Se utilizan comúnmente en situaciones protésicas donde las correcciones no son posibles con los pilares estándar prefabricados. Dentro de sus ventajas se encuentran que Los pilares son más económicos y fáciles de usar.

Las situaciones que pueden requerir pilares personalizados pueden incluir:

- (1) si hay insuficiente espacio interoclusal
- (2) si hay un problema de ángulo corrección mayor que 15 °
- (3) Si la altura de cuello que se necesita es más larga que la proporcionada por el pilar estándar
- (4) si hay una necesidad de replicar la sección transversal original

6.4.1.2 Pilar Maquinado CAD- CAM

El diseño asistido por computador (CAD) y la manufactura asistida por computador (CAM) han incrementado su uso en la odontología. Permitiendo gran número de posibilidades de diseños para la elaboración de *inlays*, *onlays*, coronas, prótesis fijas, pilares sobre implantes, e incluso reconstrucciones totales de la boca (27, 31).

Esta tecnología fue incorporada en la producción de pilares de implantes durante la década de 1980. Hay varios sistemas de manufactura implantológica CAD / CAM disponible en el mercado actualmente, pero todos ellos parecen tener su origen en los siguientes, el proceso se lleva a cabo con la siguiente secuencia:

- a. escaneo de Pilares
- B Diseño Asistido virtual
- c. Diseño analógico Robótica

La introducción de técnicas CAD/CAM para la realización de pilares personalizados ha permitido combinar las exigencias del perfil de emergencia con la precisión de adaptación entre el implante y el pilar, Kapos *et al* (33), reporta en una revisión sistemática evidencia científica con estudios clínicos utilizando pilares elaborados con tecnología CAD/CAM en donde no se reportaron fallas o complicaciones significativas asociadas con los implantes o las restauraciones. Sin embargo, sugiere que son pocos los estudios clínicos que proveen conclusiones significativas. 13

Los parámetros estéticos son parte de la integralidad en la definición del éxito o fracaso de los pilares cerámicos, pero el material por sí mismo, no es el determinante exclusivo del éxito estético; lo es también el diseño apropiado y el adecuado manejo del material y del pilar lo que permiten al clínico asegurar la estética (34, 35).

La técnica de fabricación maquinada o fresada es un proceso de fabricación que comprende un conjunto de operaciones de conformación de piezas mediante la eliminación de material, ya sea por retiro de viruta o por abrasión. Se realiza a partir de productos semielaborados como lingotes u otras piezas previamente conformadas por otros procesos como moldeo o forja.

Los pilares maquinados son pilares confeccionados con la tecnología CAD-CAM en titanio o zirconio. Los pilares generados a través de un ordenador cambiaron totalmente los mecanismos tradicionales proporcionando una técnica basada en la precisión.

6.4.1.3 Pilar colado o confeccionado en laboratorio

Son aquellos en donde el técnico de laboratorio mediante un cilindro de plástico que será fundido puede crear un pilar. Pueden ser colados (todo el cilindro es de plástico calcinable) o sobrecolados (el margen del cilindro es de una aleación de metal también llamados UCLA).



6.4.1.4 Pilar sinterizado por láser fusión

Es la técnica por la cual los polvos de metal se transforman en coronas y estructuras para prótesis fija, para que este proceso sea posible, un rodillo transporta los polvos de metal a un espacio de tratamiento utilizando una placa de trabajo. Cada uno de las capas de polvo de metal mide de 20 – 30 micrómetros, el sinterizado puede ser por fotopolimerización, calor o por láser. En este último un láser de fibra óptica de 50 vatios funde el metal en la posición deseada, se recubre con capas finas de polvo de metal y se funde, repitiéndose este proceso hasta que el software pueda representar la estructura final (8) (9).

Según el diccionario de términos prostodónticos se cataloga como laser a La emisión de radiación por un dispositivo que transforma la luz de diferentes frecuencias en un haz intenso, pequeñas y casi no divergente de radiación monocromática, dentro de la gama visible el concepto relacionado con el contexto

6.4.2 Clasificación de acuerdo al material de fabricación

Los pilares también pueden ser clasificados mediante el material del cual están confeccionados, los cuales pueden ser de titanio metal, zirconia cerámica o PEEK acrílico (Polietere tercetona):

Metálicos:

Estos pilares se utilizan en contacto con la plataforma del implante y antes de la restauración final durante la fase de provisionalización y ayuda para personalizar la forma, contorno, perfil de tejidos y la oclusión antes a la restauración definitiva.

Titanio: es una de las aleaciones más tradicionales en implantología debido a sus excelentes propiedades biológicas y mecánicas. Muchos estudios clínicos han demostrado una excelente supervivencia en las restauraciones soportadas por pilares de titanio (14). Existen también otros tipos de aleaciones utilizadas para la confección de pilares como: Cobalto cromo, Aleaciones de Oro, Níquel Cromo. (16)

Plásticos: estos pilares elaborados de un polímero plástico de color semejante al diente proveen de soporte a la restauración temporal. Su tiempo de permanencia en boca es hasta 180 días. (10)

Cerámicos: estos pilares fueron creados a partir de los inconvenientes que podrían ocasionar los pilares metálicos como: la visualización de la terminación del pilar a nivel gingival, el cambio del color de la encía por la translucidez del metal en los biotipos periodontales finos o la visualización del pilar por la retracción gingival. (1) Existen diversos estudios que destacan sus numerosas ventajas: Jung et al. (11), demostraron que este tipo de pilares no producían un cambio de color en la mucosa peri implantaria en comparación con los pilares metálicos. Scarano et al. (12), encontraron que la adhesión bacteriana es menor en la superficie de pilares cerámicos tales como el zirconio en comparación con el titanio.

6.5 Tipos de conexión

Raico y colaboradores realizaron una revisión en el 2011 en la cual explican detalladamente la clasificación de pilares protésicos de acuerdo a su tipo de conexión, y su al material del cual han sido confeccionados:

Conexión Externa: Hexágono Externo: la figura geométrica de hexágono se encuentra por encima de la plataforma del implante por lo tanto los pilares asientan sobre los implantes. Almicar y colaboradores en el 2002 reporto menos fiabilidad, débil distribución de la tensión y niveles más altos de estrés en el tornillo de fijación pilar implante (A nivel de la tercera rosca).

Coopede en 2009 es su estudio afirma en concordancia con Henry (1996) Cho (2004) y Akour (2005) entre otros que La complicación más frecuente en conexión externa es el aflojamiento del tornillo debido a sus propiedades mecánicas cuando es sometido a carga dinámica la pérdida de tornillo de fijación.

Conexión Interna: Las conexiones internas, han sido propuestas para limitar la infiltración bacteriana en la interfase implante-pilar presentando un ajuste más preciso que las conexiones convencionales externas.

Los pilares asientan dentro de la depresión hexagonal del implante. Presentando 6 posiciones, lo que le da la posibilidad de variación cada 60°. Este tipo de conexión favorece la estabilidad mecánica según lo reportado en estudios de Merz (2000) y Khaisat (2002).



6.6 Complicaciones biológicas y mecánicas

La mucositis y la pérdida ósea, han sido reportadas como las complicaciones biológicas más frecuentes en la mayoría de los implantes. La mucositis se define como una reacción inflamatoria de carácter reversible, sin pérdida ósea, que puede comprometer la pérdida de hueso alrededor del implante. Caracterizada por dolor, sangrado gingival, eritema y ulceraciones. Un intercambio bidireccional de fluidos es considerado como un factor importante para la infiltración inflamatoria crónica y pérdida ósea marginal, especialmente durante la carga oclusal, generando micro-movimientos entre el pilar y el implante, creando variaciones volumétricas en el espacio interno del sistema. Varios estudios se han realizado para cuantificar la filtración bacteriana de diferentes sistemas de implantes. Estos estudios comprobaron la presencia corpuscular bacteriana y pequeñas moléculas como endotoxinas a través de soluciones de inoculación. El volumen interno y la brecha parecen ser específicos para cada sistemas de implantes. Berberi y colaboradores, demostraron que el volumen del micro espacio es relacionado con el diseño de la conexión interna (52).

Un estudio clínico preliminar identificó niveles moderados y altos de ocho patógenos periodontales en 43 áreas de interfase pilar/implante. La presencia de bacterias en la brecha implante/pilar se ha asociado con la inflamación tisular crónica y la resorción del hueso alveolar peri-implante. La adhesión bacteriana también podría estar influenciado por el material utilizado para pilares de implantes.

Además de las cuestiones biológicas, se ha demostrado que el desajuste marginal entre un implante y un pilar es capaz de provocar aflojamiento de los tornillos y facilita el riesgo de fractura del pilar. De hecho, un inadecuado marginal resulta en la transmisión de altas tensiones en el hueso alveolar y componentes de implante dental (48)

La estabilidad del tornillo de fijación depende la adaptación que tenga la estructura protésica (independiente del tipo de material) y es más vulnerable al aflojamiento ante las cargas oclusales. Los materiales más rígidos como cromo-cobalto y zirconia causan menos estrés en el hueso perimplantar comparados con las aleaciones de oro, plata-paladio y titanio, pero afectan los componentes como el tornillo de fijación y los implantes, causando desadaptaciones verticales (50).



6.7 MICROGAP

Los implantes dentales presentan 2 tipos de conexión: sistemas de conexión interna dentro de la cual también puede ser catalogada la conexión cono morse o externa que también ha sido denominada a través de los años como conexión Branemark; Estas permiten acoplar un pilar, el cual dependiendo del sistema utilizado, puede incluir una unión mecánica o ensamblarse por medio de un tornillo de fijación, otorgando un soporte ante fuerzas tanto tangenciales como axiales a la restauración dental definitiva.

Según Lalithamma et al en 2014, dicha conexión que se establece entre el pilar y la superficie interna del implante genera un área el cual es llamado “Gap” o “Microespacio”; y dependiendo de la zona que se esté observando puede presentarse microespacios verticales y/o microespacios horizontales que juegan un papel crucial en la supervivencia y éxito protésico de los implantes a largo plazo.

“El microespacio vertical entre el implante y el pilar, puede ser colonizado por bacterias y causar una reacción inflamatoria en los tejidos duros y blandos peri implante” (46) (47) Berejuk et al en el 2014 refiere que, “Una pobre adaptación de las estructuras puede inducir a fuerzas tensiles compresivas y de flexión, lo cual puede generar en la pérdida o aflojamiento de los tornillos de fijación”. (53)

Según los anteriores autores son coincidentes en la siguiente afirmación: lo primero en presentarse son complicaciones mecánicas que pueden ser o no evidentes y al no lograr corregir dicha calamidad en las conexiones, con el tiempo influyen en desencadenar complicaciones biológicas aún más difíciles de tratar.

Las técnicas establecidas para determinar con exactitud la interfase y/o microespacio entre el pilar y el implante según Alikhasi en el 2013 son: visión directa, seccionamiento, técnicas de impresión, examen exploratorio y visual.

Sin embargo no refieren que haya una técnica estándar adoptada para medir la precisión de ajuste, pero la microscopía electrónica de barrido en secciones del pilar-implante permite una mayor precisión para obtener la medida en comparación con otras técnicas. (38)



También refiere que dicha técnica tiene una desventaja inherente y es la necesidad de sacrificar las muestras y su costo, pero analizando costo beneficio, y según la precisión que se requiere analizar de espacios diminutos en este tipo de estudio es la mejor opción.

Según la revisión sistemática hecha por el (46) Dr. Abduo y colaboradores en el 2014, seleccionaron estudios donde se observaron los diferentes tamaños en la interfase y el desajuste que se produce en dichos espacios, se identificaron dos estereotipos de estudios que fueron; estudios sobre animales y estudios en laboratorio, el cual su gran mayoría fue en el laboratorio, donde las mediciones se establecieron mediante análisis de elementos finitos, análisis foto elásticos y análisis de estabilidad del tornillo.

Referenciaron diversos autores y observaron distintos valores de microespacio en sentido horizontal y vertical, el cual la unidad de medida establecida para dichos estudios fue en Micras (μm) como se observa en la tabla 1.

Se evidencio un patrón de stress del hueso peri- implantar afectado por la configuración de la desadaptación.

Además hallaron que dichas desadaptaciones verticales oscilaban entre 5 – 300 μm pero fue la que menos afecto el hueso. Natali et al, encontraron que “Una desadaptación horizontal de 50 micras era comparable con una sobrecarga.” Y Kunavisarut et al 2002 dice “Una desadaptación vertical de 110 micras y una horizontal de 50 micras encontró que se exacerbo las tensiones óseas en un 40%” y según (Natali 2007) 30% respectivamente (46). Indicándonos una fuerte correlación que a mayor la discrepancia entre los elementos de la conexión del pilar implante, generará un aumento de cargas o fuerzas tensionales a nivel de la zona peri implantar.

Por otra parte Winter et al 2010, mostro “ Una desadaptación vertical de 79 μm y una horizontal de 36 μm indicando niveles de estrés similares” revelando de esta manera que una configuración vertical que es dos veces a la de una horizontal tienen niveles similares de stress.

Tabla 1.

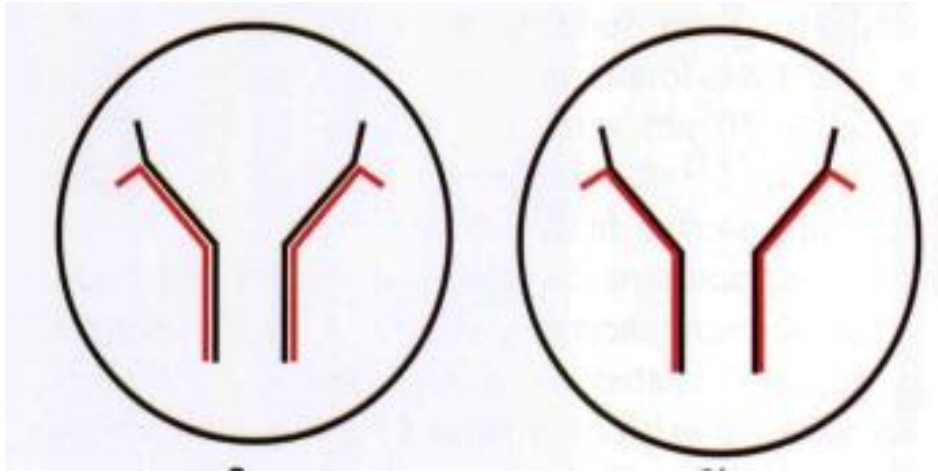
AUTOR	AÑO	MICROGAP
<u>Natali</u> et al	2006, 2007	Horizontal (50 μm)
<u>Natali</u> et al	2008	Horizontal (100 μm)
Winter et al	2010	Horizontal (36 μm)
<u>Spazzin</u> et al	2011	Horizontal (10,50,100,200 μm)
Winter et al	2011	Horizontal (71.5 or 83.3 μm)

AUTOR	AÑO	MICROGAP
<u>Kunavisarut</u> et al	2002	Vertical (110 μm)
Abreu et al	2010	Vertical (100 μm)
Winter et al	2010	Vertical (79 μm)
<u>Spazzin</u> et al	2011	Vertical (5,25,50,100,200, 300 μm)
<u>Bacchi</u> et al	2013	Vertical (10,50,100 μm)

A partir de aquellos estudios, se demostró que las estructuras bien adaptadas mostraron niveles más bajos de tensiones a los elementos protésicos debido a fuerzas menores para cerrar la interfase entre el pilar y el implante.

Según Lalithamma, et al en 2014 entre el pilar y el implante debe existir un ajuste absolutamente preciso y a su vez pasivo, para evitar concentraciones de esfuerzos o sobrecarga en el hueso adyacente al implante, pero desde el punto de vista de la ingeniería mecánica, las discrepancias y microespacios entre estos dos componentes es inevitable cuando estas dos partes deben ajustarse como se observa en la gráfica 1 y 2. (47)

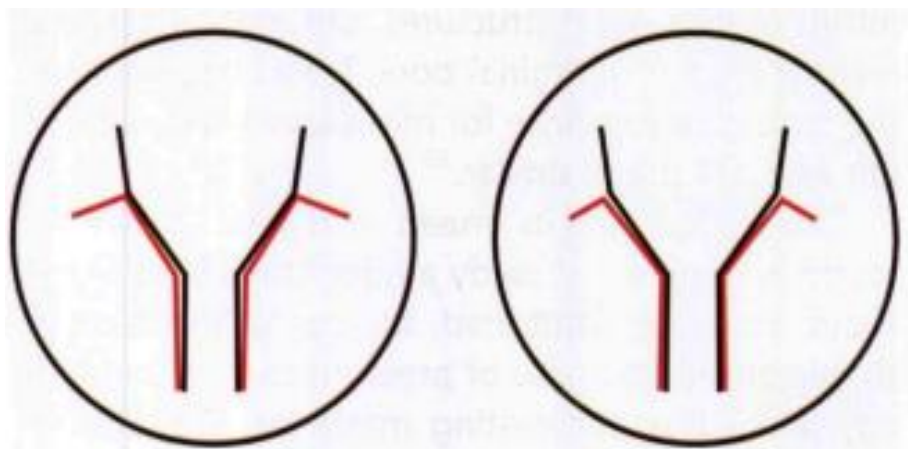
Gráfica 1.



Se observa en la imagen de la izquierda un proceso de aproximación del implante y el pilar, y en la imagen derecha se observa aproximación Ideal del implante y el pilar.

Teniendo en cuenta que al insertar el pilar sobre el implante con plataforma hexagonal interna y se realice el torque el espacio ideal esperado es cero.

Gráfica 2.



Cuando el pilar se torquea al implante menos de 35 Ncm, puede dar lugar a los tipos de configuraciones como observamos en la gráfica 2, el cual en la imagen izquierda se evidencia bisel presente en la plataforma estándar donde las superficies ajustan y contactan con un tope superior y existiendo un microespacio en la zona inferior.

Al contrario de la imagen de la derecha el cual los biseles presentes en la plataforma estándar y donde las superficies ajustan y contactan con un tope en su cara inferior; existe un microespacio en la cara superior; refiriendo el autor Lalithamma (47) que cuando el implante y el pilar se aprietan menos de 35 Ncm, puede dar lugar a los tipos de configuraciones anteriormente explicadas.

También se refiere a la estabilidad del tornillo tiende a mejorar con el aumento de la precarga e incluso asegura un mejor ajuste, relatando preferir los componentes prefabricados.

En el mismo estudio se realizó una comparación entre pilares prefabricados versus colados confeccionados en distintos tipos de materiales, los cuales eran (titanio, acero inoxidable, oro) los prefabricados y el grupo colado eran en (Ni- Cr, Co- Cr, titanio), para observar la discrepancia generada al conectar los pilares a los implantes, siguiendo las instrucciones de la casa comercial y teniendo en cuenta un torque de 35 Ncm, posteriormente se embebieron en resina acrílica y consecutivamente pasados 10 minutos se vuelve a apretar cada muestra a 35 Ncm nuevamente , seguido a esto fueron cortadas y analizadas por medio del sistema SmartScope CNC , el cual por medio de lentes de magnificación toma imágenes que pueden tomar medidas de gran exactitud.

Las medidas halladas se evidencian en la tabla 2 y 3.

Tabla 2.

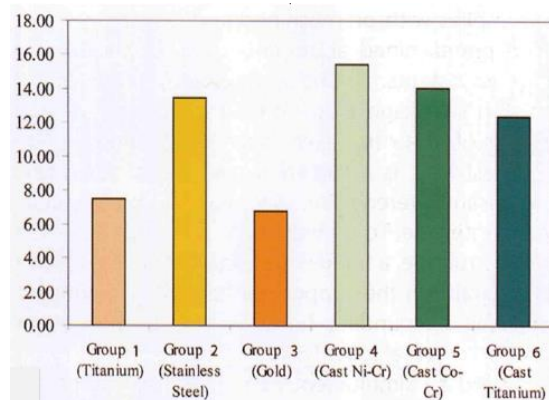


Tabla 3.

Pilares calcinables	Micro espacio	Pilares Prefabricados	Micro espacio
Níquel cromo	15.48 μm	Ti grado V	7.51 μm
Cobalto cromo	14.06 μm	Acero inoxidable	13.51 μm
Titanio grado IV	12.38 μm	Oro	6.75 μm

Según los valores obtenidos se evidencio discrepancias mayores en los grupos colados sobretodo en el grupo Ni- Cr y en el grupo prefabricados quien obtuvo mayor valor de discrepancia fue en el acero inoxidable, dejando evidenciado en este estudio que el titanio grado IV es de los materiales que presentan menor microespacio en los dos métodos de confección y resaltando los valores del oro quien fue el material con mayor diferencia significativa según los resultados arrojados.

En otro estudio hecho por Baldassarri 2012 (49), plantearon como objetivo determinar la exactitud marginal en la unión pilar – implante en tres configuraciones de pilares de zirconio y una configuración de titanio. Todos los pilares fueron diseñados digitalmente por ordenador y así mismo fabricados; las mediciones de los microgap fueron hechas mediante microscopia electrónica de barrido y con los resultados se interpretaron mediante un análisis de varianza para comparar los valores marginales en los 4 grupos como se observa en la tabla 4.

Donde se evidencia que aunque el zirconio ha demostrado tener menos riesgo de colonización bacteriana en comparación con el titanio, una brecha marginal grande puede aumentar la probabilidad de la colonización bacteriana. El diámetro medio de un microbio es menor a 2,0 μm y en este estudio se demostró valores menores estadísticamente significativos del grupo del titanio frente a los tres grupos de zirconio.

Tabla 4.

Configuration/ sample no.	Palatal	Mesial	Buccal	Distal
Nobel Biocare/zirconia abutment				
1	10.5 ± 0.9	8.3 ± 1.1	16.8 ± 3.0	8.9 ± 2.1
2	10.6 ± 1.7	7.0 ± 2.2	10.0 ± 2.6	6.1 ± 1.4
3	3.7 ± 1.2	3.3 ± 0.6	3.8 ± 1.4	4.3 ± 0.9
4	8.3 ± 3.6	4.5 ± 2.4	8.9 ± 1.5	6.4 ± 2.3
5	23.5 ± 8.5	4.7 ± 2.9	6.7 ± 1.2	8.4 ± 2.5
Biomet 3i/zirconia abutment				
1	3.5 ± 0.5	5.3 ± 1.4	7.2 ± 0.7	4.7 ± 0.8
2	8.3 ± 0.8	7.0 ± 1.0	4.3 ± 1.1	6.9 ± 0.9
3	3.6 ± 0.4	6.0 ± 1.3	8.3 ± 1.4	7.9 ± 1.6
4	3.3 ± 0.6	6.9 ± 1.6	7.5 ± 0.9	4.0 ± 0.9
5	3.6 ± 0.7	4.7 ± 0.6	5.8 ± 0.8	5.7 ± 0.9
Atlantis/zirconia abutment				
1	15.2 ± 1.2	18.4 ± 2.1	14.8 ± 2.3	14.2 ± 2.1
2	11.0 ± 1.3	14.2 ± 1.9	11.3 ± 2.2	10.3 ± 1.1
3	10.8 ± 2.6	10.5 ± 1.2	10.9 ± 1.2	10.5 ± 1.6
4	9.9 ± 0.8	10.8 ± 0.8	11.3 ± 1.1	10.7 ± 1.4
5	11.1 ± 1.0	10.8 ± 1.1	11.1 ± 1.3	10.9 ± 1.0
Biomet 3i/titanium abutment				
1	1.6 ± 0.3	1.5 ± 0.4	1.5 ± 0.4	1.6 ± 0.4
2	1.5 ± 0.4	2.0 ± 0.5	1.4 ± 0.5	1.3 ± 0.4
3	1.6 ± 0.6	1.8 ± 0.3	1.7 ± 0.3	1.1 ± 0.3
4	1.3 ± 0.3	2.1 ± 0.6	2.0 ± 0.4	1.9 ± 0.4
5	2.0 ± 0.3	1.6 ± 0.5	1.8 ± 0.5	1.8 ± 0.3

Otra variable que cabe anotar en los estudios de microespacios es la incapacidad de producir una superficie libre de irregularidades, la imposibilidad de acabado y pulido de la superficie del implante, pero mayormente sobre los pilares ya que presentan distintas formas de elaboración, distintos materiales que influyen directamente y que puede ser otra razón para las diferencias observadas.

Por lo anteriormente dicho obtener un ajuste pasivo absoluto no se puede obtener entre el pilar/ implante y en consecuencia se podrían generar micro movimientos.

Según Berejuk et al en el 2014, la interfase “puede inducir a la tracción, compresión, flexión y fuerzas que dan lugar a complicaciones mecánicas, tales como aflojamiento o fractura de tornillos protésicos y en estos microespacios pueden ser colonizados por bacterias, que influirán en la remodelación del hueso crestral peri implante y la salud a largo plazo de los tejidos”. (52)

7. ASPECTOS METODOLÓGICOS

7.1 TIPO DE ESTUDIO:

Estudio experimental in vitro.

7.1.1 OBJETO DE ESTUDIO:

INTERFASE

7.2 UNIDAD DE OBSERVACIÓN:

Pilar protésico, plataforma y superficie interna del implante.

7.3 INSTRUMENTO DE MEDICIÓN:

Estereomicroscopio.

7.4 UNIDAD DE MEDIDA:

Micras.

7.5 TAMAÑO DE LA MUESTRA:

6 Pilares maquinados

6 pilares prefabricados

6 pilares láser fusión

Se determinó estadísticamente a través de cálculo de poder

7.6 CRITERIOS DE SELECCIÓN:

- 3 Sistemas de confección del Pilar protésico.
- plataforma del implante.
- Tipo de Conexión interna.

7.7 VARIABLES:

DEPENDIENTE:

INTERFASE en los 3 sistemas de confección.

INDEPENDIENTE:

- Pilar protésico (Láser Fusión, Maquinados y Prefabricados)

-
- Plataforma(Longitud, Diámetro)
 - Asentamiento
 - Cabeza de tornillo

7.8. HIPÓTESIS

La interfase entre el sistema prefabricado es menor a la discrepancia de los sistemas sinterizado por láser fusion y maquinado

7.8.1 HIPÓTESIS NULA

La interfase entre el sistema prefabricado es igual o semejante a la discrepancia de los sistemas sinterizado por láser fusion y maquinado

8. ESTADÍSTICA

La tabulación de los datos se efectuó con el programa Excel y mediante el Software SPSS se ejecutó el análisis pertinente de los datos. Se aplicó la prueba de Kruskal Wallis (K-W) para comparar las medias de las muestras que provenían de la misma población. Posteriormente se aplicó la prueba estadística no paramétrica de Mann-Whitney (M-W), con el propósito de contrastar la hipótesis nula y relacionar la discrepancia o brecha observada en los diferentes puntos de medición seleccionados, en relación al sistema de confección del pilar

9. RESULTADOS

Para la discrepancia general del punto A y B en los 3 sistemas de confección los rangos varían desde 6.1 μm hasta 124.9 μm . La discrepancia marginal para el grupo de prefabricados oscila desde 6.1 μm a 18.2 μm , para el grupo del sistema laser fusión oscila desde 8.6 μm a 124.9 μm y para el grupo de sistema maquinado oscila entre 6.1 μm y 18.2 μm . Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 8.1 ± 3.1 para el punto A, 10.9 ± 4.23 para el punto B, en el sistema prefabricado. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 41.35 ± 26.9 para el punto A, 66.7 ± 40.7 para el punto B, en el sistema Sinterizado por Laser Fusión. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 11.6 ± 4.7 para el punto A, 12.8 ± 2.8 para el punto B, en el sistema Maquinado.

Para la discrepancia general del punto C y D en los 3 sistemas de confección los

rangos varían desde 6.1 μm hasta 21.9 μm . La discrepancia marginal para el grupo de prefabricados oscila desde 6.1 μm a 13.6 μm , para el grupo del sistema laser fusión oscila desde 6.1 μm a 21.9 μm y para el grupo de sistema maquinado oscila entre 6.1 μm y 17.1 μm . Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 9.8 ± 3.3 para el punto C, 6.9 ± 1.3 para el punto D, en el sistema prefabricado. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 13.8 ± 6.02 para el punto C, 13.4 ± 2.4 para el punto D, en el sistema Sinterizado por Laser Fusión. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 14.02 ± 2.4 para el punto C, 9.5 ± 2.9 para el punto D, en el sistema Maquinado.

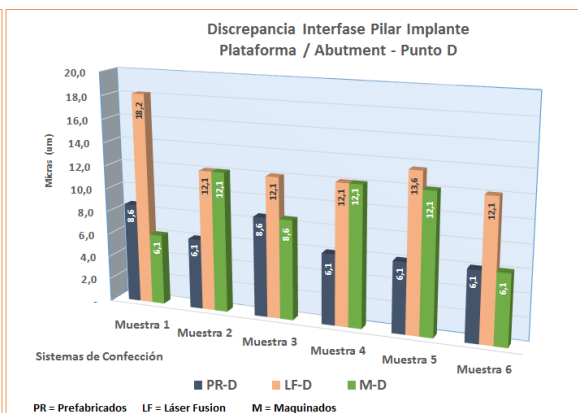
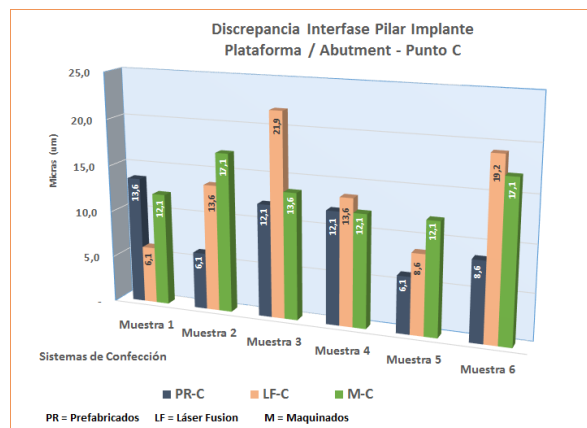
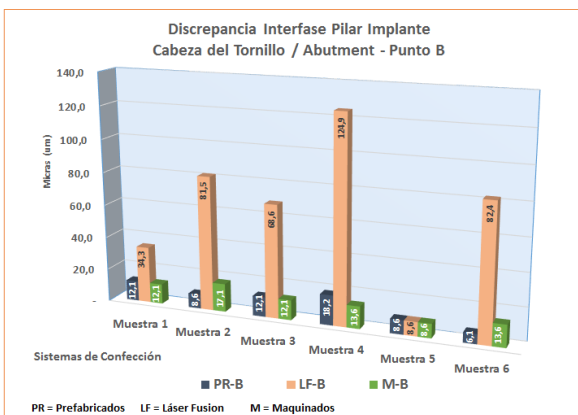
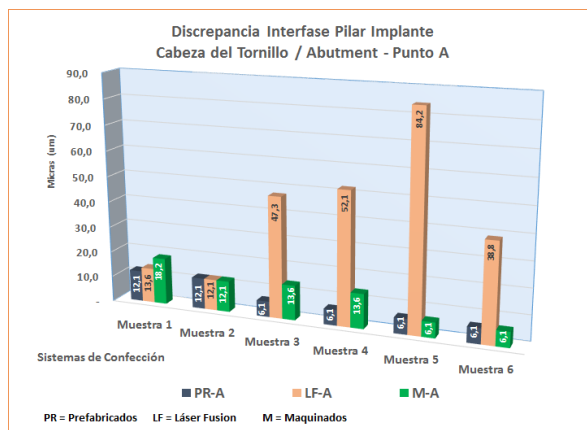
Para la discrepancia general del punto E y F en los 3 sistemas de confección los rangos varían desde 6.1 μm hasta 25.0 μm . La discrepancia marginal para el grupo de prefabricados oscila desde 8.6 μm a 24.2 μm , para el grupo del sistema laser fusión oscila desde 8.6 μm a 24.2 μm y para el grupo de sistema maquinado oscila entre 6.1 μm y 13.6 μm . Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 13.8 ± 5.4 para el punto E, 15.8 ± 5.1 para el punto F, en el sistema prefabricado. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 11.8 ± 1.7 para el punto E, 17.2 ± 5.3 para el punto F, en el sistema Sinterizado por Laser Fusión. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 11.6 ± 2.8 para el punto E, 11.3 ± 3.2 para el punto F, en el sistema Maquinado.

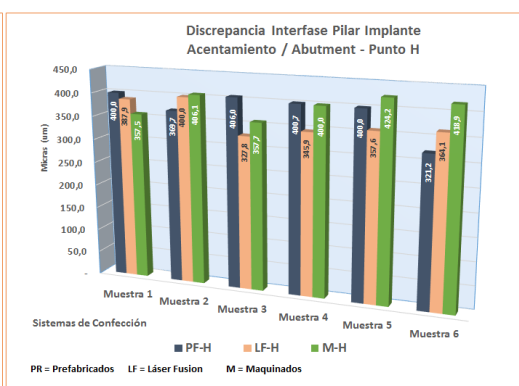
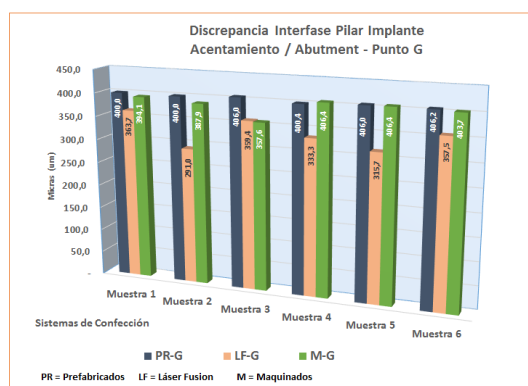
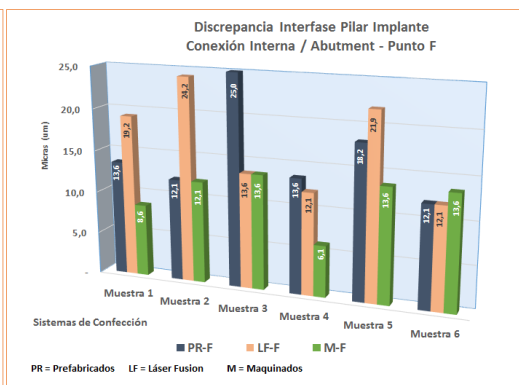
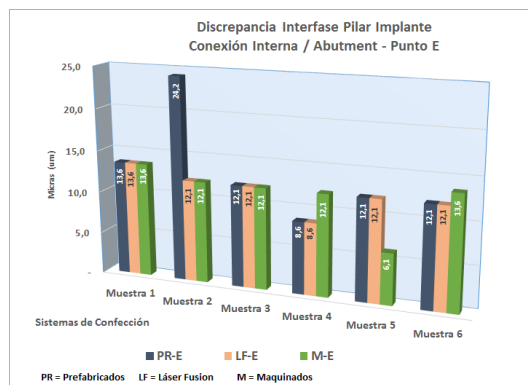
Para la discrepancia general del punto G y H en los 3 sistemas de confección los rangos varían desde 291.0 μm hasta 424.2 μm . La discrepancia marginal para el grupo de prefabricados oscila desde 321.2 μm a 406.2 μm , para el grupo del sistema laser fusión oscila desde 291.0 μm a 400.0 μm y para el grupo de sistema maquinado oscila entre 357.5 μm y 424.2 μm . Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 403.1 ± 3.2 para el punto G, 382.9 ± 32.9 para el punto H, en el sistema prefabricado. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 336.8 ± 29.04 para el punto G, 363.9 ± 26.6 para el punto H, en el sistema Sinterizado por Laser Fusión. Los valores medios ($\pm$ Desviación estándar) fueron 392.7 ± 18.7 para el punto G, 394.07 ± 29.5 para el punto H, en el sistema Maquinado (Tabla 1).

Las imágenes representativas de los diferentes puntos de medición, fueron obtenidas mediante estéreo microscopia electrónica y se muestra en la figura 5.

Con respecto al sistema prefabricado comparado con el sistema sinterizado laser fusión, para el punto de medición A, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.002$) y para el punto B, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.013$). En el punto de medición C, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.09$) y para el punto D, si se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p =$

0.001). En el punto de medición E, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0.3495$) y para el punto F, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.409$). En el punto de medición G, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.001$) y para el punto H, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$).





Con respecto al sistema prefabricado comparado con el sistema maquinado, para el punto de medición A, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.09$) y para el punto B, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.155$). En el punto de medición C, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.0325$) y para el punto D, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.090$). En el punto de medición E, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.409$) y para el punto F, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.120$). En el punto G, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.3495$) y para el punto H, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas.

10. DISCUSIÓN

La mayoría de los componentes protésicos de los implantes dentales son confeccionados a través de procedimientos colados o maquinados, pero con el avance de la tecnología, se han dispuesto nuevas técnicas como el sistema laser fusión (9). Este proceso de sinterizado se realiza tomando el metal en polvo (Cromo-Cobalto), que a través de incrementos es sometido a rayos de luz láser de forma repetitiva, creando una estructura capa por capa (15).

La presente investigación fue realizada comparando el sistema prefabricado con el sistema laser fusión y maquinado, a través de estereomicroscopía electrónica, para observar las respectivas interfases en micras entre el tornillo de fijación, pilar protésico y el implante.

Según Berejuk y colaboradores en el 2014, la interfase pilar/implante puede inducir a fuerzas de tracción, compresión y flexión, lo que puede dar lugar a complicaciones mecánicas, tales como aflojamiento o fractura de los tornillos de fijación y estos microespacios pueden ser colonizados por bacterias, que influirían en la remodelación del hueso crestal peri-implantar y la salud a largo plazo de los tejidos. La colonización de la microflora o sus productos en el microespacio han sido considerados como un factor responsable en la aparición de la pérdida ósea alrededor del implante. Varios estudios mostraron que la ausencia de microespacio están asociados a una menor perdida de hueso marginal alrededor del implante (12, 16, 17, 20).

La mucositis y la pérdida ósea, han sido reportadas como las complicaciones biológicas más frecuentes en la mayoría de los implantes. Un intercambio bidireccional de fluidos es considerado como un factor importante para la infiltración inflamatoria crónica y pérdida ósea marginal, especialmente durante la carga oclusal, generando micro-movimientos entre el pilar y el implante, creando variaciones volumétricas en el espacio interno del sistema. Varios estudios se han realizado para cuantificar la filtración bacteriana de diferentes sistemas de implantes. Estos estudios comprobaron la presencia corpuscular bacteriana y pequeñas moléculas como endotoxinas a través de soluciones de inoculación. El volumen interno y la brecha parecen ser específicos para cada sistemas de implantes. Berberi y colaboradores, demostraron que el volumen del micro espacio es relacionado con el diseño de la conexión interna (2, 17, 18, 19).

Las complicaciones mecánicas, tales como el aumento de la incidencia de la rotación del pilar, aflojamiento del tornillo y reducción de la precarga son producidas por la desadaptación de los pilares. Park y colaboradores en el 2014 reportaron que la flexión excesiva de la articulación pilar/implante y el efecto del asentamiento de las superficies interfaciales del tornillo son las causas más probables del aflojamiento del tornillo, producida cuando el efecto total de asentamiento es mayor que la elongación elástica del tornillo de fijación. Lalithamma y colaboradores enunciaron en su investigación, que un ajuste absolutamente preciso pilar/implante evita concentraciones de fuerzas alrededor del implante y un ajuste con una interfase entre 6 y 10 μm puede conducir a aflojamiento del tornillo. Sin embargo, debe existir un rango de tolerancia, para permitir la entrada del pilar en la conexión interna del implante, por lo tanto el acoplamiento del pilar tendrá diferentes dimensiones. La mucositis y la pérdida ósea, han sido reportadas como las complicaciones biológicas más frecuentes en la mayoría de los implantes. Un intercambio bidireccional de fluidos es considerado como un factor importante para la infiltración inflamatoria crónica y pérdida ósea marginal, especialmente durante la carga oclusal, generando micro-movimientos entre el pilar y el implante, creando variaciones volumétricas en el espacio interno del sistema. Varios estudios se han realizado para cuantificar la filtración bacteriana de diferentes sistemas de implantes. Estos estudios comprobaron la presencia corpuscular bacteriana y pequeñas moléculas como endotoxinas a través de soluciones de inoculación. El volumen interno y la brecha parecen ser específicos para cada sistemas de implantes. Berberi y colaboradores, demostraron que el volumen del micro espacio es relacionado con el diseño de la conexión interna (2, 17, 18, 19).

Según Calceterra y colaboradores (2016) El aflojamiento del tornillo es una complicación que puede deteriorar las interfaces, Sin embargo, pocos informes en la literatura enlazan filtración bacteriana a un ajuste de tornillo repetida. Do Nascimento et al sólo se evaluó la filtración bacteriana de *Streptococcus mutans* a lo largo del interface.⁷ implante-pilar Estos autores concluyeron que la filtración bacteriana entre los implantes y los pilares se produce incluso en condiciones sin carga y que la fuga es mayor cuando los tornillos de están apretados y en repetidas ocasiones se aflojaron- La mayoría de los estudios publicados sobre este tema se han limitado a un análisis mecánico del desajuste vertical y horizontal

Los resultados sugieren que el desgaste o la deformación de los implantes como resultado del atornillado repetido y no debido a la fuerza oclusal, podría influir en la precisión del acoplamiento de la cabeza de los tornillos, y otros componentes de acoplamiento y conducir a microinfiltración. Sugiriendo que un número crítico veces de apretamiento/ desalojo facilita la entrada de bacterias y levaduras en los sistemas de implantes probados. Sin embargo, los implantes

ensayados permanecieron impermeable a fugas de microorganismos si fueron sometidos a un menor número de ciclos de apretamiento/ desalojo. Estos resultados podrían explicarse, en opinión de los autores, por el desgaste mecánico o deformación de los componentes, lo que provoca daños en las superficies de contacto y potencialmente aumenta la aparición de espacios, permitiendo así que las bacterias y levaduras para entrar. Por lo tanto, los resultados sugieren que una técnica de torque de una sola vez podría ser aconsejable reducir al mínimo el riesgo de fugas de bacterias y levaduras. Son necesarios para evaluar si los nuevos estudios de apretamiento de los tornillos de pilar repetida pueden causar daños en las superficies de contacto (21). En el presente estudio se tomó como referencia la interfase existente entre la pared externa de la cabeza del tornillo de fijación a la pared interna del pilar protésico catalogado como punto A y B con el objetivo de conocer si una variación entre esta distancia en las muestras podría sugerir una causa adicional a la que ya fue reportada en los estudios anteriormente mencionados encontrando que se evidenciaron diferencias en las mediciones entre A y B en los 3 sistemas con mayor proporción del sistema laser fusión, lo cual sugiere que se requieren más estudios que puedan medir si entre la cabeza del tornillo y la pared interna del pilar de otros sistemas de implantes pueden hallarse asimetrías ya que actualmente los estudios publicados se han dedicado a medir el desajuste horizontal y vertical pero solo a nivel de la plataforma del implante, y con los resultados obtenidos podría inferirse que una distancia mayor o menor entre el tornillo y la pared interna del tornillo podría influir en la precisión del acoplamiento de la cabeza de los tornillos así como lo mencionan Calcaterra y col en 2016 o incluso si en un lado existe mayor distancia que en el otro proporcionar mayor espacio para que la cabeza del tornillo pueda girar más fácilmente por libertad rotacional provocándose el en las muestras aflojamiento del tornillo.

Durante los procesos de fabricación infinidad de factores pueden repercutir en la apropiado acople de las superficies de contacto incluyendo los materiales en la que están elaborados, la técnica de elaboración así como el protocolo de torqueado. Teniendo en cuenta que en el presente estudio el torque fue realizado de acuerdo los protocolos de la casa comercial, de forma cuidadosa y por un solo operador y una sola vez por muestra, se presume que una explicación para, la presencia de micro espacio entre el pilar y el implante es un mecanizado impreciso de la plataforma del implante y del pilar. Coelho y colaboradores en 2007 realizaron un estudio en 6 implantes conexas de plataforma de 3.5mm en implantes torqueados a 30 Ncm realizando Micrografías a lo largo de las secciones de implantes (1000 x) mostrando una zona de acoplamiento de aproximadamente 300 micras, posteriormente el mismo autor realizó un estudio en 2008 con Cinco implantes con sus respectivos pilares de diámetro de aproximadamente 4.5 mm y longitudes de aproximadamente 13 mm, diferentes configuraciones de conexión interna

disponibles en el mercado, los diseños investigados comprendían Trilobular de conexión interna (Replace Select), conexión Cono Morse (Straumann SLA estándar) † y una modificación de hexágono interno, utilizando azul de toluidina como un marcador donde se concluyó que a pesar de un torque controlado no pudo mantenerse el selle entre el cuerpo del implante y el pilar en los tres sistemas. Los resultados son coincidentes con el presente estudio argumentando que la presencia de una brecha en regiones en las que el implante y el pilar deben estar teóricamente en contacto puede poner en peligro el éxito la terapia de implantes a corto y largo plazo debido a sobrecarga mecánica (7) (8) otra variable que cabe anotar en los estudios de microespacio, es la incapacidad de producir una superficie libre de irregularidades, la imposibilidad de acabado y pulido de la superficie del implante, pero mayormente sobre los pilares ya que presentan distintas formas de confección, distintos materiales que influyen directamente y puede llegar a ser otra razón para observar diferencias significativas (14)

Por su parte Fernández y colaboradores en 2014 realizaron un estudio en 9 conexiones pilar/implante del sistema avinent con pilares elaborados a través de 3 procesos distintos de confección (maquinados, colados y sistema laser fusión) a través de un interferómetro con el objetivo de medir la micro rugosidad de las superficies y de los componentes de los implantes; resultando en Irregularidades en la superficie, lo cual generó 23 micras de interfase para el sistema maquinado, y 115 micras para el sistema laser fusión, estos resultados son comparables con los de la presente investigación para los puntos C y D (13.8 ± 6.02 y 13.4 ± 2.4) evidenciando presencia de asimetría tanto en el implante como en el pilar del lado derecho con respecto al izquierdo; lo cual podría estar asociado a errores en el protocolo de estandarización durante la fabricación de pilares e implantes, o a errores durante el proceso de corte de los especímenes, o en respuesta al margen de error que podría tener el proceso de estereomicroscopia a 20 x de magnificación. (9) otros autores también han determinado otros valores de microespacio dependiendo del sistema de confección.

Con respecto a las interfaces medidas para Los puntos E y F para el sistema prefabricado fueron: (13.8 ± 5.4 Y 15.8 ± 5.1) el sistema maquinado (11.6 ± 2.8 y 11.3 ± 3.2) laser fusión (11.8 ± 1.7 y 17.2 ± 5.3)

En cuanto al asentamiento del pilar, localizado en los puntos de medición G y H los valores encontrados para el sistema prefabricado fueron (403.1 ± 3.2 y 382.9 ± 32.9) maquinado oscilan entre (392.7 ± 18.7 y 394.07 ± 29.5) por último para laser fusión (336.8 ± 29.04 y 363.9 ± 26.6) Pero los valores mencionados anteriormente para los puntos (A y B), (E y F) Y (G y H) no pudieron ser comparables con otros estudios debido a que no se encontraron

investigaciones comparativas encaminados a la zona en mención, lo cual puede ser un punto de referencia para futuras investigaciones, y observar si existe relación con respecto a las fallas biomecánicas presentes normalmente en la rehabilitación implanto soportada.

Según la revisión bibliográfica, un ajuste pasivo en las últimas 3 décadas no ha sido logrado aún y no existe un consenso, sino más bien una serie de sugerencias en relación con el nivel aceptable de lo inadaptado (22, 23).

11.CONCLUSIONES

Según los resultados del presente estudio se pudo concluir que:

El método de fabricación es un factor que influye en la presencia de micro-rugosidades interfiriendo en el acople pilar implante, aumentando el tamaño de la interfase.

- El sistema prefabricado presentó menor interfase a nivel de la cabeza del tornillo, plataforma y conexión interna en comparación con los sistemas maquinada y laser fusión.
- El sistema laser fusión presentó mayor interfase en los puntos de medición, cabeza del tornillo, plataforma y conexión interna pero menor interfase a nivel del asentamiento pilar- implante.
- Para la interfase Cabeza del Tornillo de fijación / pilar protésico se evidencia una menor discrepancia en el Sistema Prefabricado comparado con el Sistema Sinterizado Láser Fusión en los puntos de medición A y B. Para el sistema Maquinado no se evidencian diferencias estadísticamente significativas, lo que nos podría llevar a pensar que en el sistema maquinado el tipo de material (Titanio) puede ser un factor influyente en el tamaño de la brecha en comparación con el cromo cobalto del sistema laser fusión.
- Para la interfase Plataforma del implante / Pilar protésico en el Sistema Prefabricado comparado con el Sistema Sinterizado por Láser Fusión no se observaron diferencias estadísticamente significativas con respecto al punto C, pero en el punto D la discrepancia fue menor en el sistema



prefabricado, mientras que en el sistema Maquinado no hubo diferencias estadísticamente significativa en ninguno de los puntos de medición.

- Para la interfase Superficie interna del implante/ Pilar protésico no hubo diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los 2 sistemas comparados con los pilares prefabricados.
- Con respecto al asentamiento del pilar protésico, en el punto de medición G, la discrepancia es menor en el sistema prefabricado que en el sistema sinterizado por láser fusión, mientras que en el sistema maquinado no hubo diferencias estadísticamente significativas.

12.RECOMENDACIONES

- Se recomienda mediante un estudio dinámico realizar un análisis a nivel de los puntos de medición A, B, G y H, debido a que estos no han sido considerados anteriormente y pueden estar asociados a fallas biomecánicas.
- Se sugiere la realización de un estudio bajo carga cíclica, para conocer el orden en el cual se podrían presentar las fallas en los puntos de medición propuestos en el presente estudio.

BIBLIOGRAFIA

- 1) Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M, Assessing the Fit of Implant Fixed Prostheses: A Critical Review. International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants. 2010; June 25:506-515.
- 2) Neves F, Elias G, da Silva-Neto J, de Medeiros Dantas L, da Mota A, Neto A. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. The Journal Of Oral Implantology . April 2014; 40(2):129-135.
- 3) Coelho, Suzuki m, Dibart s, Da silva & p. g. Cross-sectional analysis of the implant–abutment interface.JUN 2007 140-145
- 4) Coelho P, Sudack P, Suzuki M, Kurtz K, Romanos G, Silva N. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. Journal Of Oral Rehabilitation Diciembre 2008;35(12):917-924
- 5) Garine W, Funkenbusch P, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy W. Measurement of the Rotational Misfit and Implant-Abutment Gap of All-Ceramic Abutments.International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants. Noviembre 2007; 22(6):928-938.
- 6) Papavassiliou H, Kourtis S, Katerelou J, Chronopoulos V. Radiographical evaluation of the gap at the implant-abutment interface.Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry: Official Publication Of The American Academy Of Esthetic Dentistry Agosto 2010; 22(4):235-250.
- 7) The Glossary of prosthodontic terms, the academy of prosthodontic, the Journal of Prosthetic Dentistry,2005, Vol 94 1:10-91.
- 8) Riquier R. Comparación de la técnica de fresado y la sinterización por láser Quintessence técnica 2007;Barcelona, 18(2): 66-78

- 9) Fernández M. et al, Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. J Prosthet Dent 2014;111:116-123.
- 10) Prostodoncia sobre implante elección e indicación de los pilares protésicos en implantología, 2006.44-46.
- 11) Meleo D et al, Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis, Ann Ist Super Sanita 2012, Vol. 48, No 1:53-58.
- 12) Barbosa, Gustavo et al. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. Braz. Dent. J. 2007, vol.18, n.2, pp. 139-143
- 13) Manual de estereomicroscopios thecnic, Manual de instrucciones 50200XXX Revisión 4 March-05; Page 11-19
- 14) Raico G et al. Diferentes sistemas de pilares protésicos sobre implantes. Rev Estomatol Herediana. 2011; 21(3):159-165)
- 15) Andersson B, Odman P, Lindvall A, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants [serial on the Internet]. (1995, Nov), [cited April 12, 2015]; 10(6): 702-711
- 16) Karunagaran S, Paprocki G, Wicks R, Markose S. A Review of implant Abutments - Abutment Classification to Aid Prosthetic Selection. Journal Of The Tennessee Dental Association 2013; 93(2): 18-24

- 17) International Organization for Standardization - ISO Norm 14801 - Dentistry fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, 2007
- 18) Catálogo de productos NEODENT 2010. Disponible en: www.neodent.com.br.
- 19) Zimmer plastic temporary upgrades include angled design. Implant Tribune 2010; 5(2):19. Disponible en: [http:// content.oemus.com/epaper/pub/4b94fc736bc7e/ epaper/ ausgabe.pdf](http://content.oemus.com/epaper/pub/4b94fc736bc7e/epaper/ausgabe.pdf).
- 20) Tsugei T, Hagiwara Y and Matsumura H. Marginal Fit and Microgaps of Implant-abutment Interface with Internal Anti-rotation Configuration, Received, Dental Materials Journal. Jan2008, Vol. 27 Issue 1, p29-34. 6p.
- 21) Gugnne J. Tooth-Implant and Implant Supported Fixed Partial Dentures: A 10-Year Report. The International Journal Of Prosthodontics 1999 May-Jun; Vol. 12 (3), pp. 216-21.
- 22) Hamilton A. Evaluation of the Fit of CAD/CAM abutments. International Journal of Prosthodontics. 2013, Vol. 26 Issue 4, p370-380.
- 23) Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. Journal Of Dentistry 1993 Aug; Vol. 21 (4), pp. 203-8.
- 24) Barbi F. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt chromium superstructures. JProsthet Dent 2012; 108:377-85.
- 25) Boretti G, A Review Of Masticatory Ability And Efficiency. The Journal Of Prosthetic Dentistry 1995 Oct; Vol. 74 (4), pp. 400-3.

- 26) Iwashita et al. Comparative cross-sectional study of masticatory performance and mastication predominance for patients with missing posterior teeth. *Journal Of Prosthodontic Research* 2014 Oct; Vol. 58 (4), pp. 223-9.
- 27) Ikebe K. Impact of masticatory performance on oral healthrelated quality of life for elderly Japanese. *Int J Prosthodont* 2007; 20:478–85.
- 28) K. Anusavice Phillips. *ciencia de los materiales dentales*. Elsevier España, 2004 768- 770.
- 29) Woo h. Axial displacement of external and internal implant-abutment connection evaluated by linear mixed model analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Volume 30, Number 6, 2015.
- 30) De Torres E. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent* 2007;35:800-5.
- 31) Hirata R. Mechanical Evaluation of Two Grades of Titanium Used in Implant Dentistry. *nt J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30:800-805.
- 32) Celeste M. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal*, 2014, 8, (Suppl 1-M2) 50-55.
- 33) Osman R. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials* 2015, 8, 932-958.
- 34) Linkevicius t. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review, *int j oral maxillofac implants* 2008; 23:449–456.

- 35) Davidowitz G. The use of CAD/ CAM in dentistry. Dental clinics of North America. 2011; 55 (3): 559.
- 36) Bolle C. Soft Tissue and Marginal Bone Adaptation on Platform-Switched Implants with a Morse Cone Connection: A Histomorphometric Study in Dogs. J Periodontics Restorative Dent 2016; 36:221-228.
- 37) Alikhasi M. A Comparison of Precision of Fit, Rotational Freedom, and Torque Loss with Copy-Milled Zirconia and Prefabricated Titanium Abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; 28:996–1002.
- 38) Del Río J. y cols. Planificación en implanto-prótesis. Revista internacional de Prótesis Estomatológica. 5(4):2003.
- 39) Australian Dental Association. Per-Ingvar Branemark 3 May 1929 – 20 December 2014. Australian Dental Journal 2015; 60: 133.
- 40) Karunakaran S. A review of implants abutments- abutment classification to aid prosthetic selection. Journal of the Tennessee Dental Association. 18-24.
- 41) Kahramanoglu E. The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study; Journal of Prosthodontics 22 (2013) 608–617.
- 42) Berberi A. In Vitro Evaluation of Leakage at Implant-Abutment Connection of Three Implant Systems Having the Same Prosthetic Interface Using Rhodamine B. 2014 International Journal of Dentistry. 1-7.
- 43) Malaguti G. Dimensional Tolerances and Assembly Accuracy of Dental Implants and Machined Versus Cast-On Abutments. Clinical Implant Dentistry and Related Research, Volume 13, Number 2, 2011

- 44) Murmura G. In vitro analysis of resistance to cyclic load and preload distribution of two implant/abutment screwed connections. J Oral Implantol. 2013 Jun;39(3):293-301
- 45) Abduo J. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Volume 29, Number 3, 2014.
- 46) Lalithamma J. A Comparative Study on Microgap of Premade Abutments and Abutments Cast in Base Metal Alloys. Journal of Oral implantology Vol. XL/No. Three/2014.
- 47) Park J. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. Journal Of Advanced Prosthodontics, 2014 6(1), 46-52.
- 48) Baldassarri M. Marginal Accuracy of Three Implant–Ceramic Abutment Configurations. Int J Oral Maxillofac Implants 2012;27:537–543
- 49) <http://www.inilab.es/estereomicroscopio-binocular-zoom-lan-optics-nt.htm>.
- 50) Osuna J. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012 Jan; 17(1): e116–e121.
- 51) Berejuk. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Volume 29, Number 5, 2014.

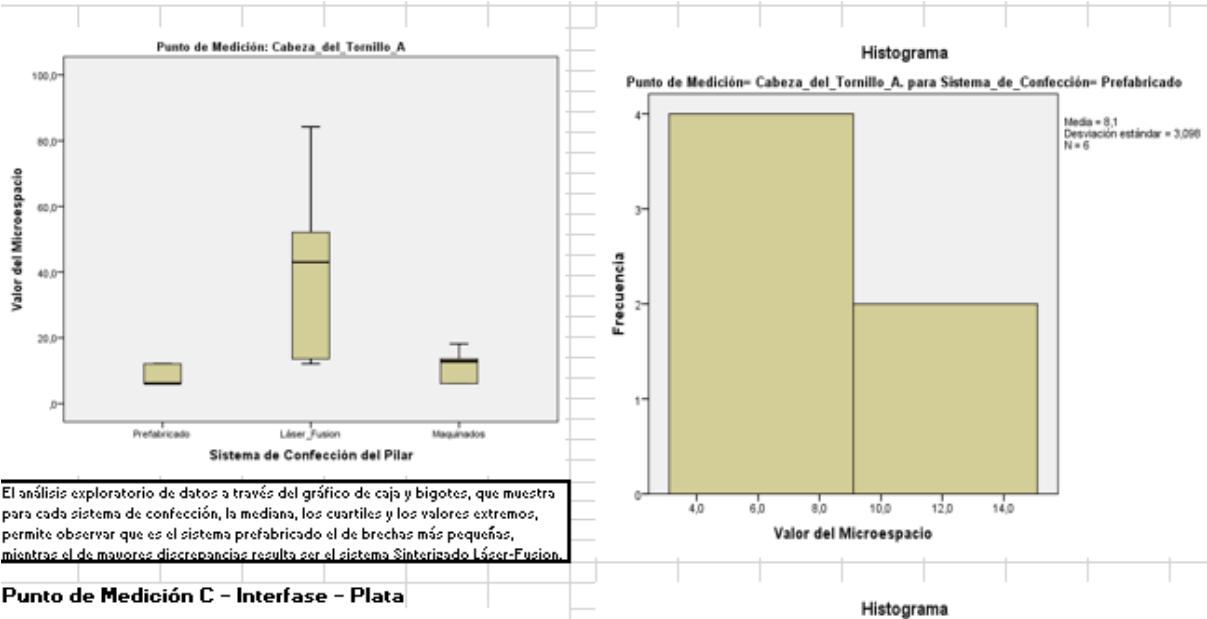
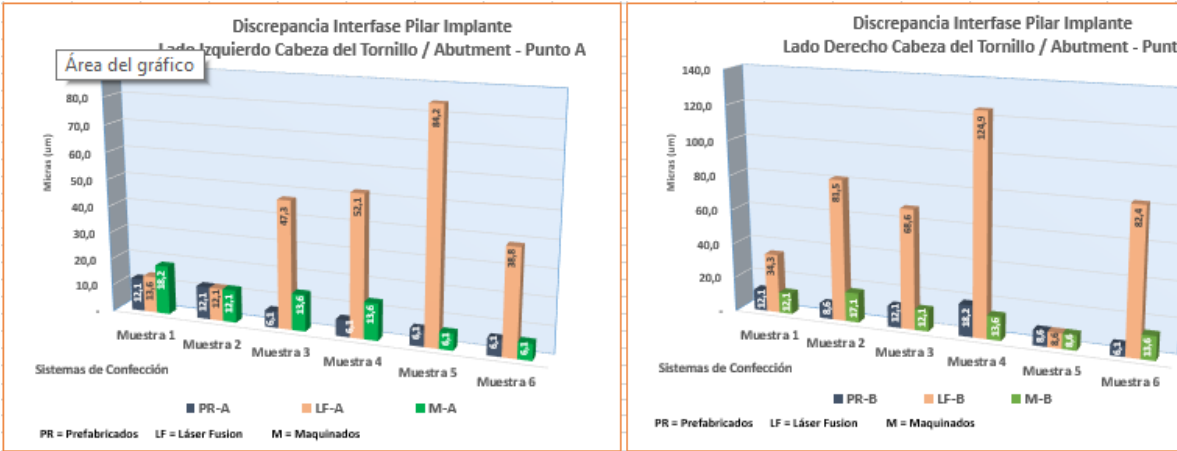
TABLA

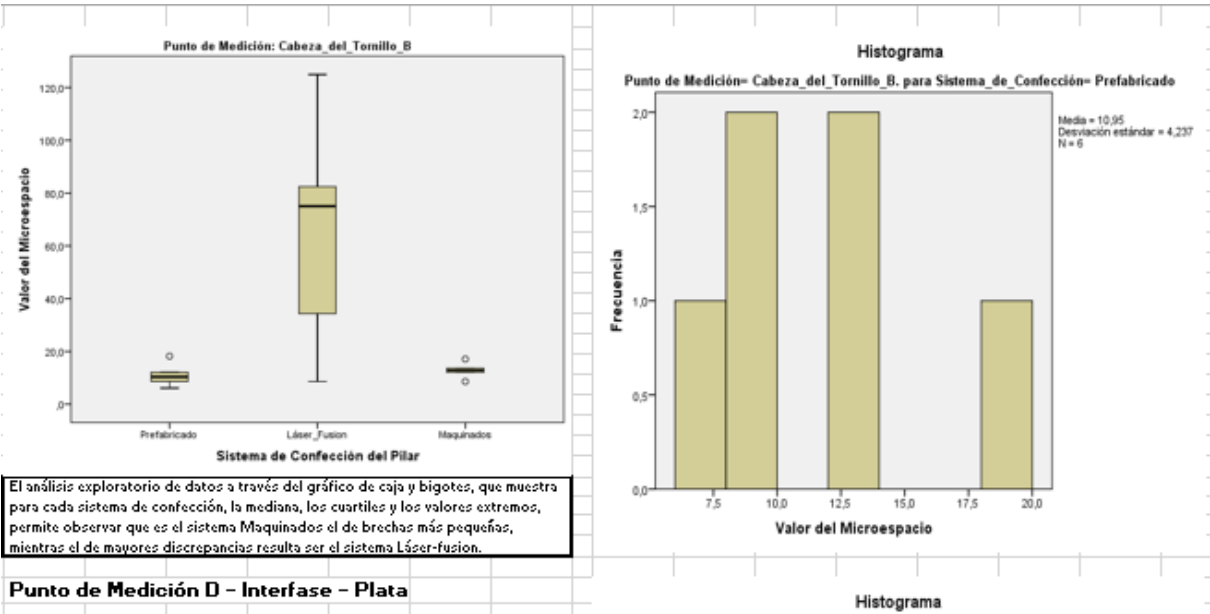
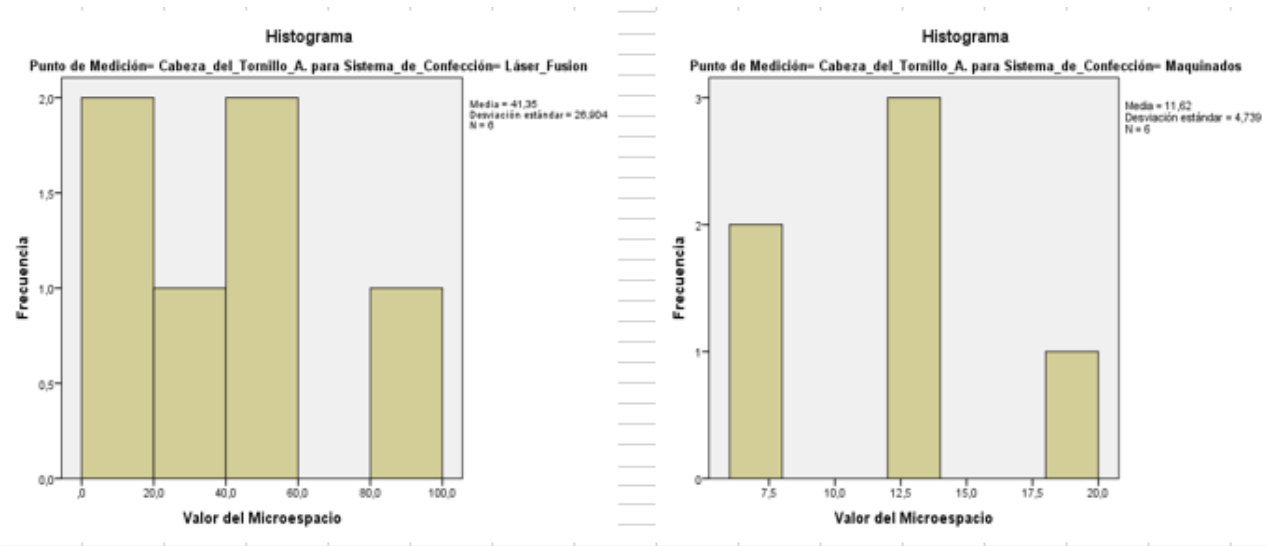
BASE DE DATOS INTERFASE PILAR IMPLANTE EN 3 SISTEMAS DE CONFECCIÓN

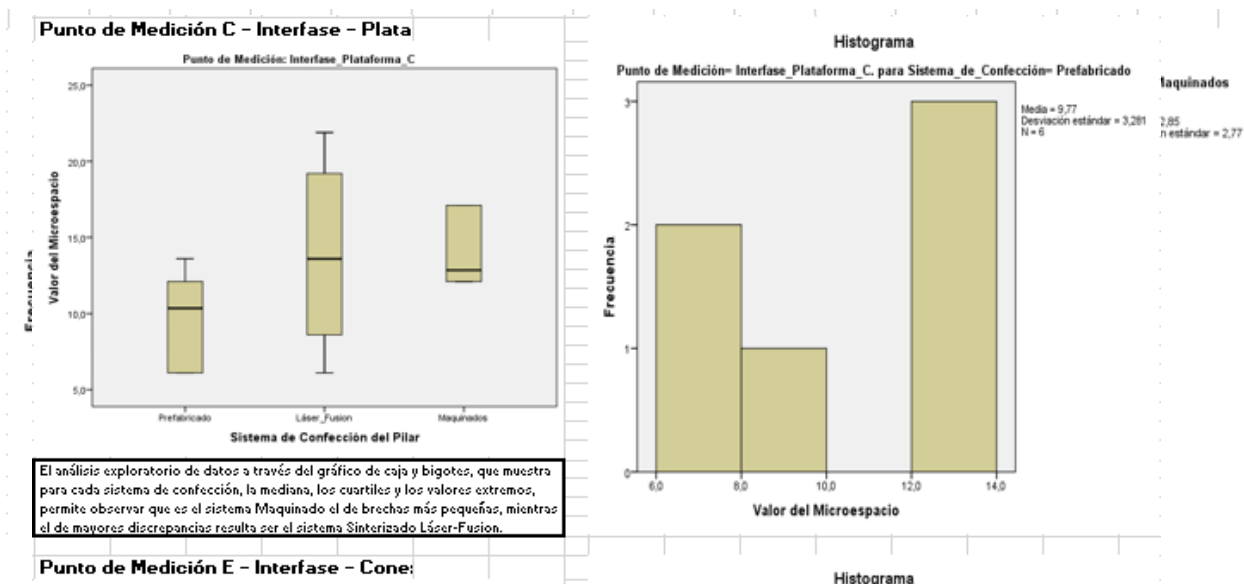
TIPO DE ABUTMENT	PREFABRICADOS		LÁSER FUSION		MAQUINADOS	
	PR-A	PR-B	LF-A	LF-B	M-A	M-B
Interfase Cabeza de tornillo - Abutment						
Muestra 1	12,1	12,1	13,6	34,3	18,2	12,1
Muestra 2	12,1	8,6	12,1	81,5	12,1	17,1
Muestra 3	6,1	12,1	47,3	68,6	13,6	12,1
Muestra 4	6,1	18,2	52,1	124,9	13,6	13,6
Muestra 5	6,1	8,6	84,2	8,6	6,1	8,6
Muestra 6	6,1	6,1	38,8	82,4	6,1	13,6
Interfase Plataforma - Abutment	PR-C	PR-D	LF-C	LF-D	M-C	M-D
Muestra 1	13,6	8,6	6,1	18,2	12,1	6,1
Muestra 2	6,1	6,1	13,6	12,1	17,1	12,1
Muestra 3	12,1	8,6	21,9	12,1	13,6	8,6
Muestra 4	12,1	6,1	13,6	12,1	12,1	12,1
Muestra 5	6,1	6,1	8,6	13,6	12,1	12,1
Muestra 6	8,6	6,1	19,2	12,1	17,1	6,1
Interfase Conexión interna - Abutment	PR-E	PR-F	LF-E	LF-F	M-E	M-F
Muestra 1	13,6	13,6	13,6	19,2	13,6	8,6
Muestra 2	24,2	12,1	12,1	24,2	12,1	12,1
Muestra 3	12,1	25,0	12,1	13,6	12,1	13,6
Muestra 4	8,6	13,6	8,6	12,1	12,1	6,1
Muestra 5	12,1	18,2	12,1	21,9	6,1	13,6
Muestra 6	12,1	12,1	12,1	12,1	13,6	13,6
Acentamiento Abutment - Implante	PR-G	PF-H	LF-G	LF-H	M-G	M-H
Muestra 1	400,0	400,0	363,7	387,9	394,1	357,5
Muestra 2	400,0	369,7	291,0	400,0	387,9	406,1
Muestra 3	406,0	406,0	359,4	327,8	357,6	357,7
Muestra 4	400,4	400,7	333,3	345,9	406,4	400,0
Muestra 5	406,0	400,0	315,7	357,6	406,4	424,2
Muestra 6	406,2	321,2	357,5	364,1	403,7	418,9

GRAFICOS

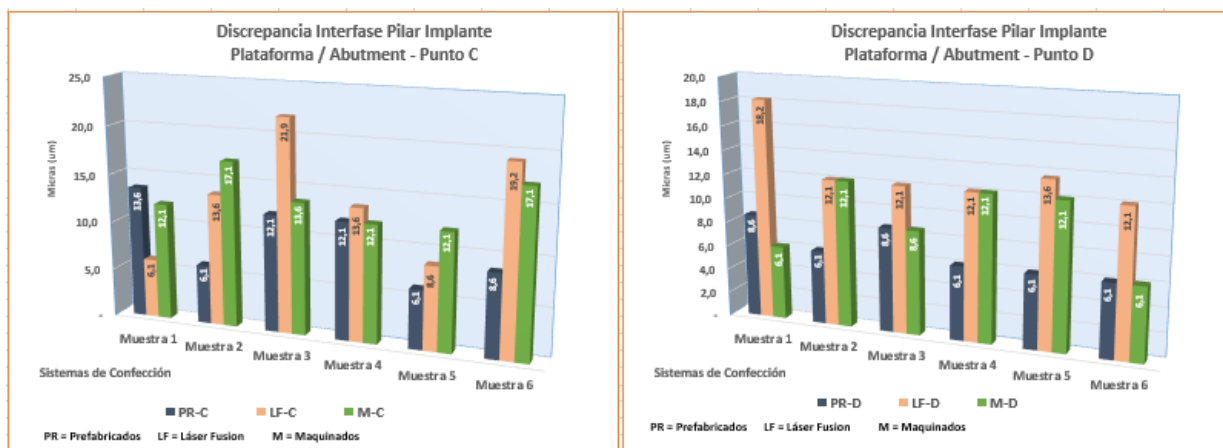
PUNTO A y B: INTERFASE CABEZA DE TORNILLO/PILAR

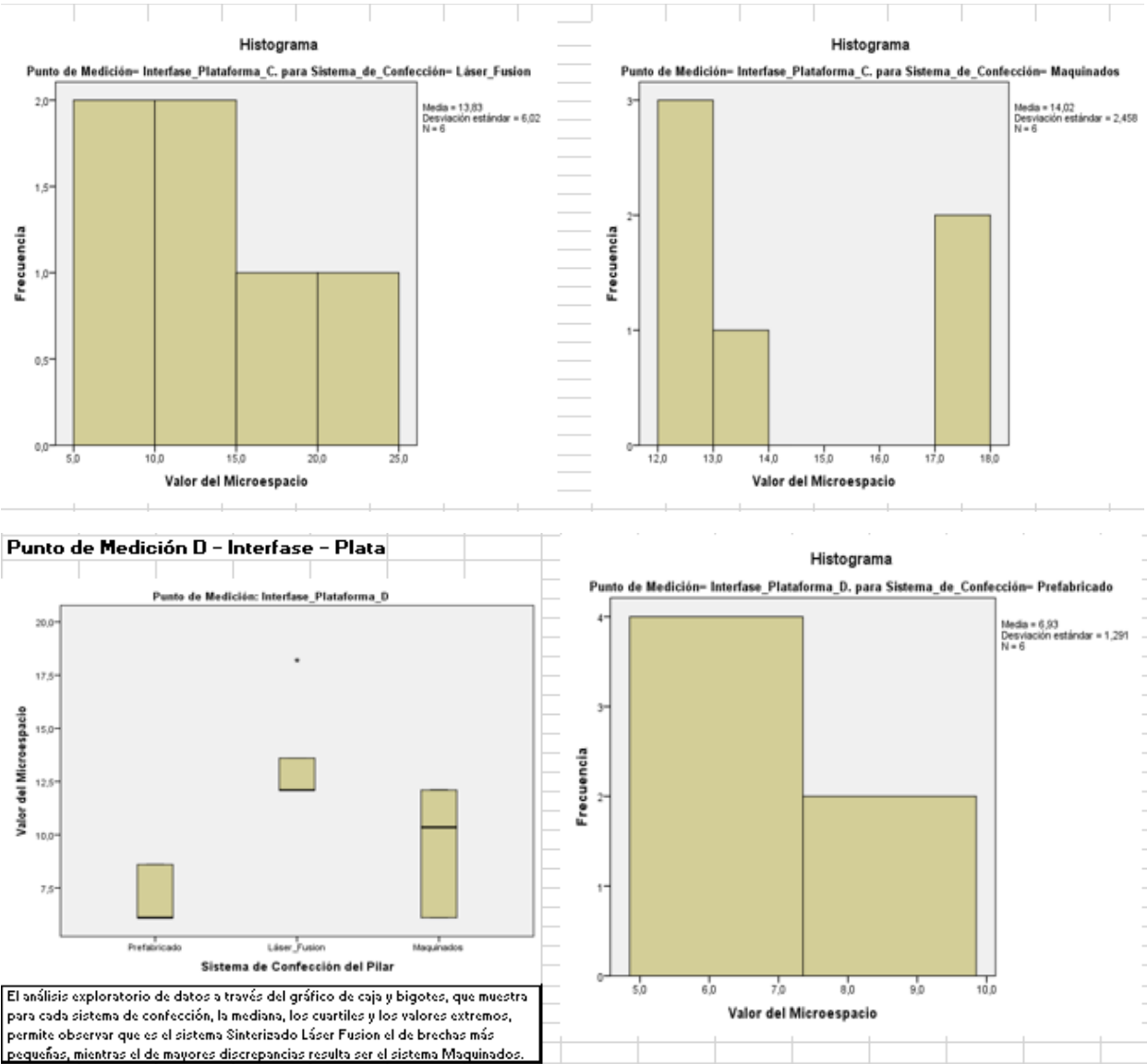


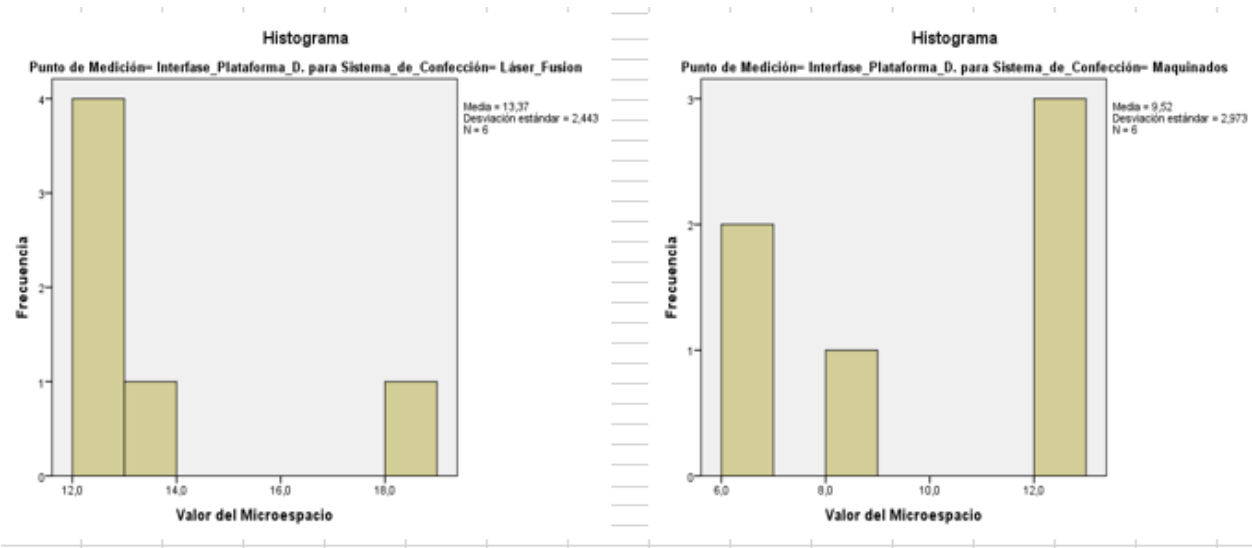




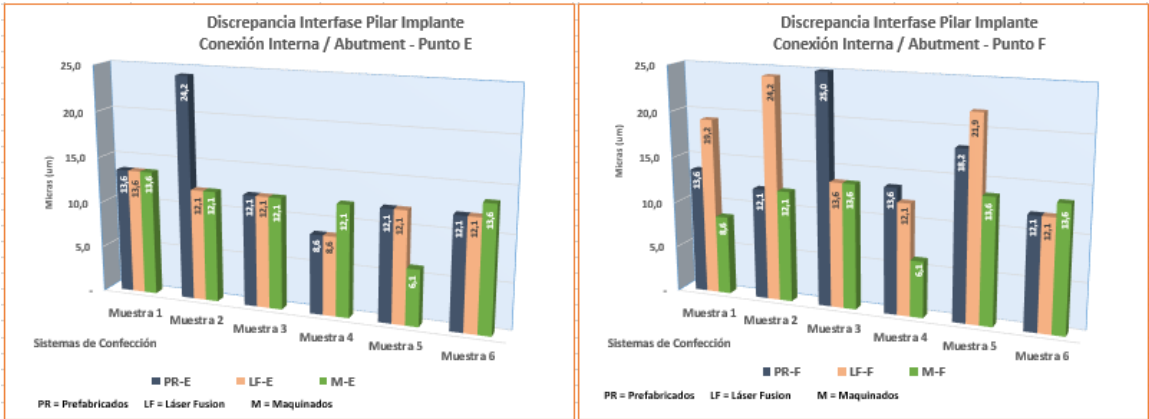
PUNTO C y D: INTERFASE PLATAFORMA/ PILAR

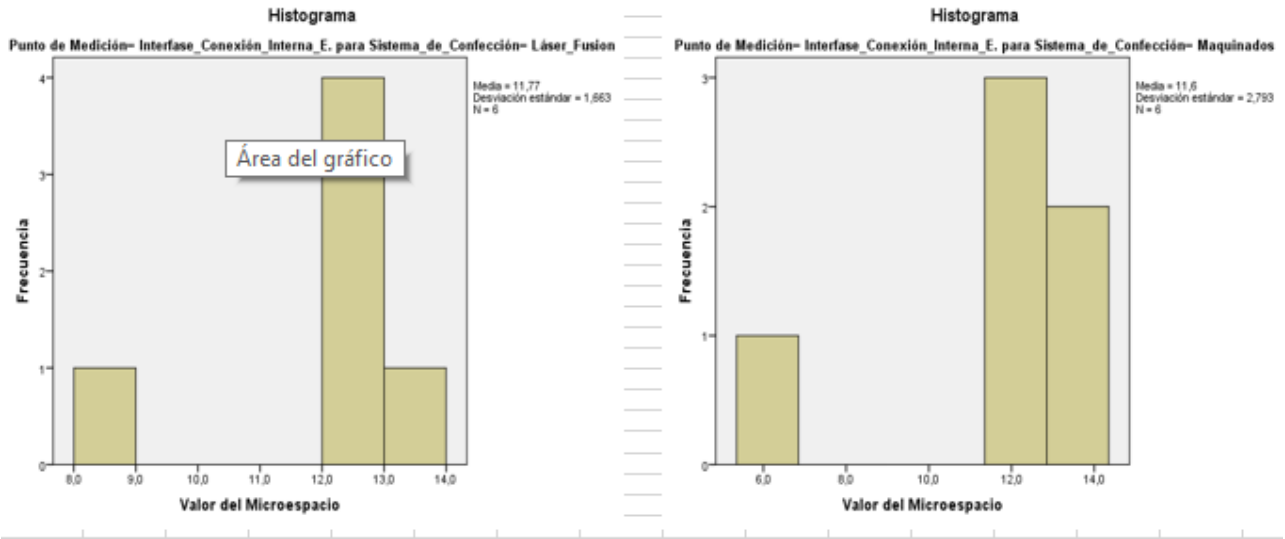
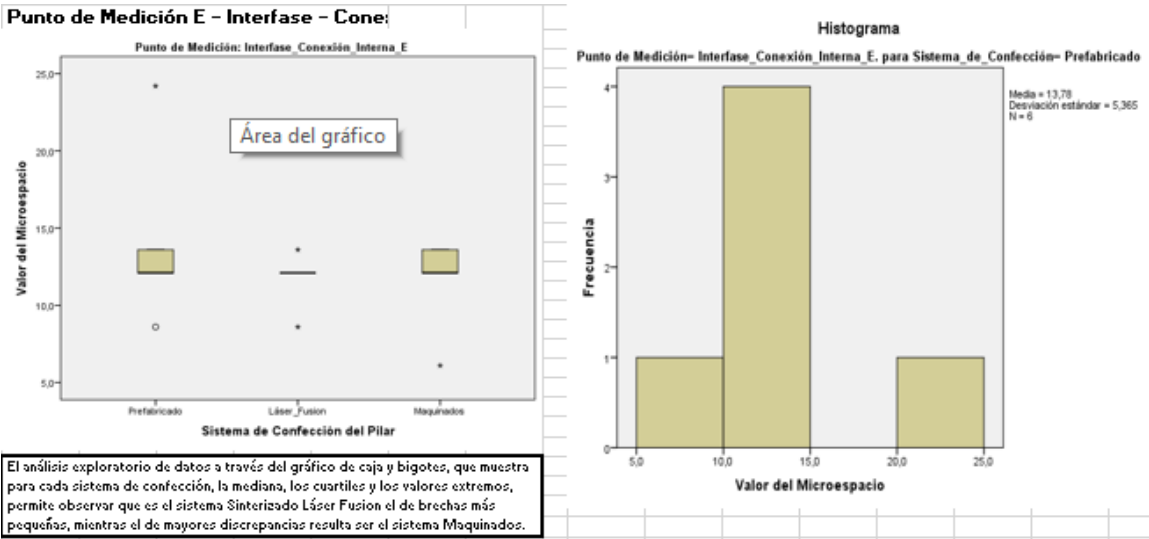






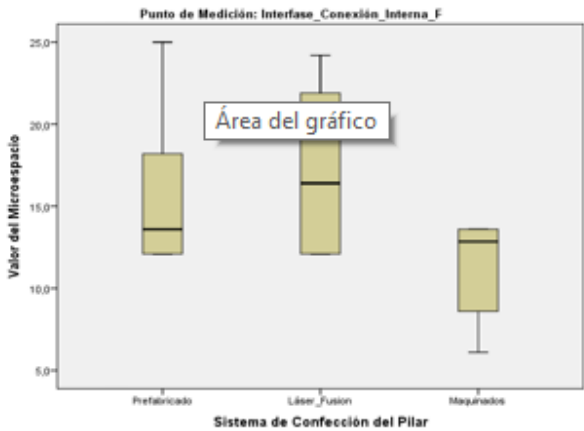
PUNTO E y F: INTERFASE CONEXIÓN INTERNA/PILAR



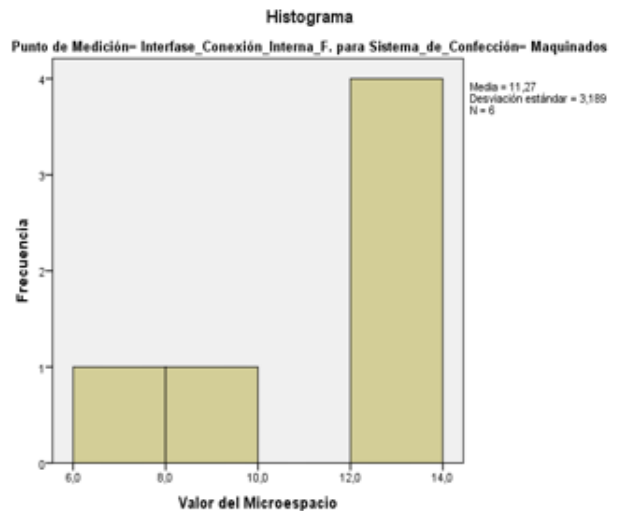
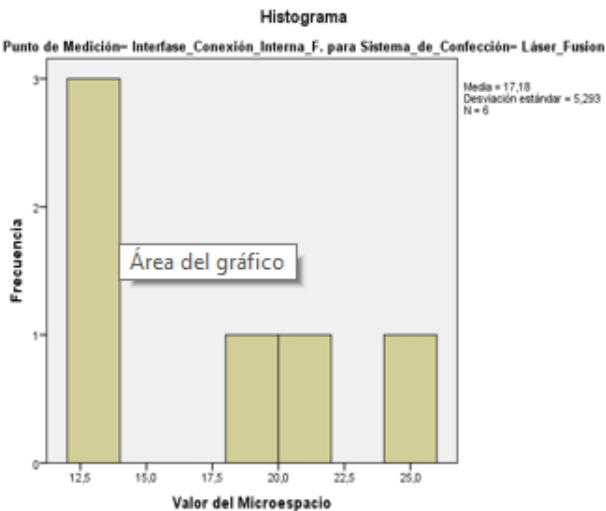
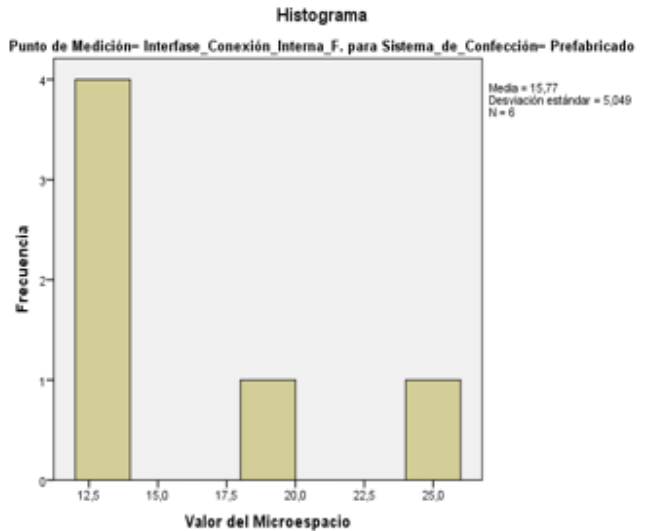




Punto de Medición F – Interfase – Plata

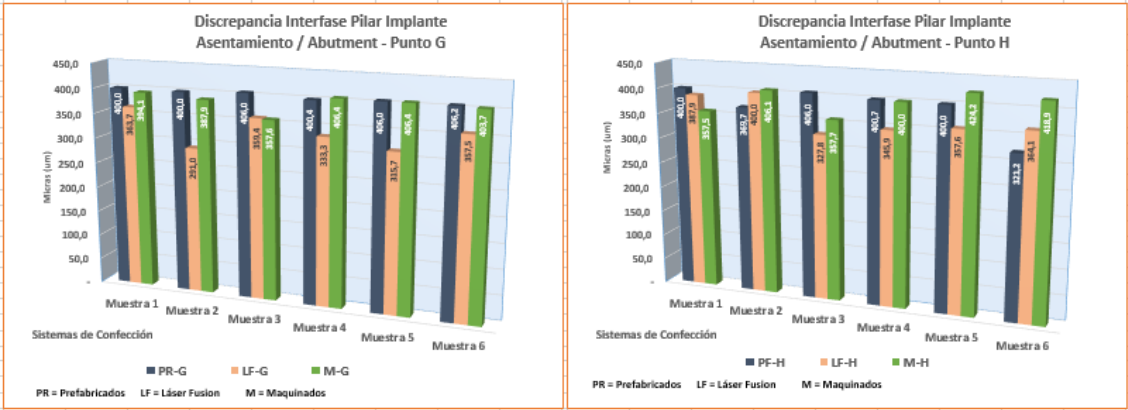


El análisis exploratorio de datos a través del gráfico de caja y bigotes, que muestra para cada sistema de confección, la mediana, los cuartiles y los valores extremos, permite observar que es el sistema Maquinados el de brechas más pequeñas, mientras el de mayores discrepancias resulta ser el sistema Sinterizado Láser Fusión.

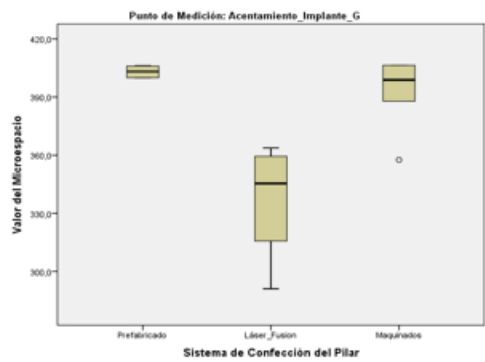




PUNTO G y H: ASENTAMIENTO PILAR/ IMPLANTE

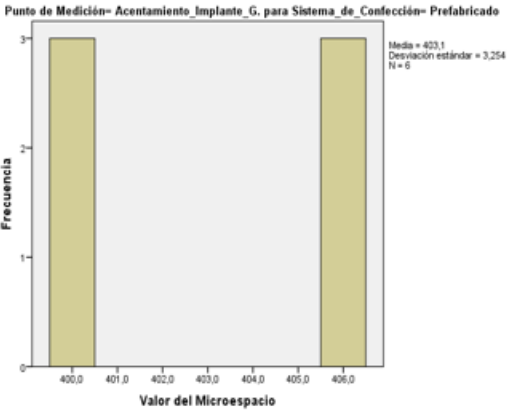


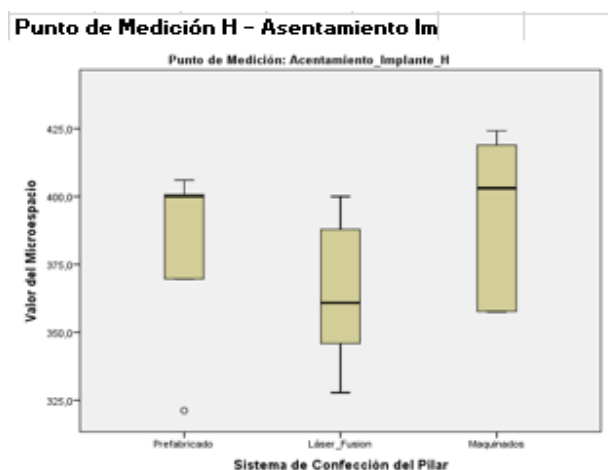
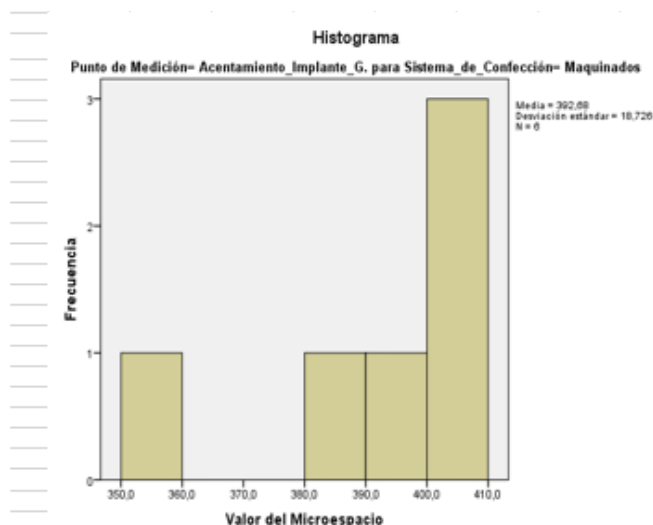
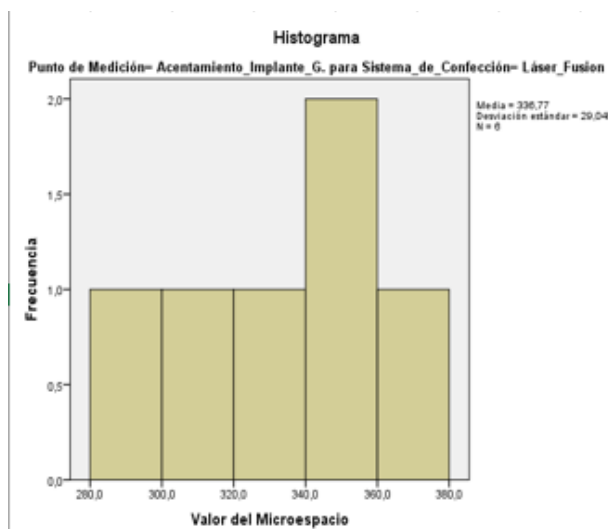
Punto de Medición G – Asentamiento Im



El análisis exploratorio de datos a través del gráfico de caja y bigotes, que muestra para cada sistema de confección, la mediana, los cuartiles y los valores extremos, permite observar que es el sistema Prefabricados el de brechas más pequeñas, mientras el de mayores discrepancias resulta ser el sistema Sinterizado Láser Fusión.

Histograma





El análisis exploratorio de datos a través del gráfico de caja y bigotes, que muestra para cada sistema de confección, la mediana, los cuartiles y los valores extremos, permite observar que es el sistema Prefabricados el de brechas más pequeñas, mientras el de mayores discrepancias resulta ser el sistema Maquinados.

