UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

"CAMBIOS DIMENSIONALES QUE SUFREN LOS EMERGENTES MAQUINADOS DE TITANIO AL SER PERSONALIZADOS CON PORCELANA PARA TITANIO"

TESISTA:

OD. ALBERTO JOSE MARTIN

DIRECTOR:

PROF. DR. CARLOS BORNANCINI

CÓRDOBA, 2012

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional.

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

TÍTULO: “CAMBIOS DIMENSIONALES QUE SUFREN LOS EMERGENTES MAQUINADOS DE TITANIO AL SER PERSONALIZADOS CON PORCELANA PARA TITANIO”

TRABAJO DE TESIS PARA OPTAR AL TITULO DE DOCTOR EN ODONTOLOGIA

Od. ALBERTO JOSE MARTIN

Córdoba, año 2012

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. CARLOS BORNANCINI
Profesor Titular de la Cátedra “Cirugía I”, Facultad de Odontología-Universidad Nacional de CÓRDOBA.

CODIRECTOR:

Dr. GUSTAVO MOLINA
Profesor Adjunto de la Cátedra “Materiales Dentales”, Facultad de Odontología-Universidad Nacional de CÓRDOBA.

TRIBUNAL DE TESIS:

Dr. RICARDO CABRAL

Dr. JORGE M. GILLIGAN

Dra. PATRICIA PAGLINI

EVALUADOR EXTERNO

Dra. ANDREA KAPLAN

ESTE TRABAJO ESTÁ DEDICADO A QUIENES MAS ME APOYARON

"MI FAMILIA"

AGRADECIMIENTOS

-A la FACULTAD DE ODONTOLOGÍA de la UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA, por abrirme sus puertas.

-A mi DIRECTOR de Tesis, por aceptarme y acompañarme en esta importante empresa

-A mi CO-DIRECTOR de Tesis por tomar la responsabilidad junto al DIRECTOR

-A mi “MAESTRO” Dr. JUAN CARLOS ALBERA, por ser mi guía.

-Al tribunal de Tesis por hacerme siempre las observaciones adecuadas para poder concluir este trabajo.

-A la FACULTAD DE ODONTOLOGÍA de la UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO, por el apoyo recibido.

-Al personal de C.I.T.E.F.A. y de I.N.T.I. S.E.G.E.M.A.R.

-A la Cátedra de Bioestadística de la FACULTAD DE CIENCIAS AGRARIAS de la UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO.

-A mi esposa, por el apoyo y ser la columna vertebral de mi familia.

-A mis hijos por estar siempre presentes, y por el tiempo que no estuve.

-A mis amigos por alentarme a finalizar.

CERTIFICACIONES

Ministerio de Planificación, Inversión Pública y Servicios
Secretaría de Minería
Servicio Geológico Minero Argentino

"2011- Año del trabajo decente la salud y la seguridad de todos los trabajadores"

Buenos Aires, 30 de marzo de 2011

Certificamos que el señor Alberto José Martín en octubre de 2009 concurrió al INTEMIM (Instituto de Tecnología Minera) del SEGEMAR (Servicio Geológico Minero Argentino) para realizar observaciones y mediciones en el Microscopio Electrónico de Barrido Ambiental marca Philips modelo XL 30 (ESEM), el mismo lleva adosada una microsonda dispersiva en energía (EDAX) para realizar microanálisis. Dicho trabajo se realizó sobre muestras identificadas como "Emergentes maquinados de baja fusión y su adaptación con implantes dentales".

Saluda atentamente

Ing. Andrés E. PINTO
Microscopio Electrónico
CIDEMAT - INTEMIN

Chacras de Coria, 12 de marzo de 2011.-

A quien corresponda:

Por la presente certifico que he realizado el procesamiento estadístico de los datos correspondientes a la tesis de"Cambios Dimensionales que sufren los emergentes maquinados de titanio al ser personalizados con porcelana para titanio" propuesta por el Prof. Od. Alberto José Martín.

Dichos análisis correspondió a una descripción estadística de los resultados y la posterior aplicación de una prueba de t-Student para muestras apareadas, en donde se considera como variable respuesta a la variación, medida como una diferencia de distancia entre el emergente y el implante antes y después del tratamiento.

Sin otro particular le saludo atentamente.

Prof. Ing. Agr. JOAQUIN LLERA
Cat. Cálculo Estadístico
y Biometría

...////

Certifico que la firma que antecede y dice: *"Prof.Ing.Agr. Joaquín LLERA"*, pertenece al docente de nuestra Institución.

Facultad de Ciencias Agrarias, UNCuyo, Mendoza, 17 de marzo de 2011

Prof. Ing. Agr. JOSE G. RODRIGUEZ
DECANO
F.C. AGRARIAS - U.N.Cuyo

INDICE

Pág.

Certificaciones ……. 5
Resumen ……. 9
Abstract …… 10
Introducción …… 11
Objetivos Generales …… 24
Objetivos Específicos …… 24
Hipótesis ……... 25
Hipótesis nula …… 25
Materiales y métodos …….. 26
Ensamblado del Implante…… 29
Muestra …….. 33
Procedimientos .. …… 36
Mediciones …… 41
Análisis …….. 49
Resultados 50
Análisis Estadísticos ....……... 51
Discusión ……..... 54
Conclusión …… 60
Bibliografía …… 61

RESUMEN

Introducción: En implantología oral, la falta de adaptación marginal entre el implante y el emergente, favorece la aparición de periimplantitis.

Los mejores resultados se han obtenido con la utilización de emergentes maquinados de titanio, pero al ser metálicos, ante la presencia de encía marginal tipo 1, da una coloración oscura, debido al fino espesor que la caracteriza. Con el fin de evitar la traslucidez del metal, es viable la personalización del emergente, con porcelana para titanio; dando así a la emergencia gingival un aspecto de naturalidad, ya que se puede lograr la apariencia de un elemento dental.

El procedimiento de carga de porcelana requiere varios pasos en los que se somete a las estructuras a un ciclaje térmico y mecánico, el cual puede producir distorsiones

Materiales y Métodos: Las muestras se obtuvieron a partir de 30 implantes de 3 marcas diferentes con sus respectivos emergentes.

Mediante un microscopio electrónico de barrido ambiental (ESEM), se realizaron, en cada muestra, 3 mediciones en un sitio elegido en forma aleatoria a nivel de la línea de conexión para determinar el ajuste periférico antes y después de la carga de porcelana.

Resultados: Los resultados de estas mediciones se tabularon y fueron sometidos a tratamiento estadístico utilizándose el test de Student para muestras apareadas. Dos de las marcas de implantes analizados no presentaron diferencias, entre el momento anterior y el posterior a la carga cerámica.

El tercer grupo presentó una diferencia significativa entre ambas lecturas con un valor de $p= 0.029$.

Conclusiones: Los cambios dimensionales no fueron significativos para dos de los grupos y si en el tercero.

Teniendo en cuenta los valores clínicamente aceptables reportados en la bibliografía, (100 µ), los valores registrados en este trabajo, ubican el ajuste periférico dentro los límites prescriptos.

.

ABSTRACT

In dental implants, the lack of marginal adaptation between the implant and the emergent piece, favors the appearance of peri implantitis.

The best results have been achieved using titanium schemed emergent pieces. However, as these are metallic, in the presence of marginal gingival type 1, it results in a dark color, due to the thin thickness that characterizes it. To avoid the translucency of the metal, it is feasible to personalize the emergent piece with porcelain for titanium to give the gingival emergence the natural look of a dental element.

The porcelain load procedure consisting of several steps causes the structures to undergo a thermal and mechanical cycle which may produce certain distortions.

MATERIALS AND METHODS:

Thirty implants (belonging to three different brands) and their respective emergents were taken as samples. Through the use of an environmental scanning electronic microscope (ESEM), three measurements were performed at a randomly selected spot at the level of the line of connection to determine the peripheral adjustment before and after the load of porcelain.

RESULTS

The results of these measurements were tabulated and subjected to statistical study using the Student's test for paired samples. Two of the brands do not show any differences between the before and after of the loading of the ceramics, while the third one showed a significant difference of a p=0.029 value.

CONCLUSIONS

The dimensional changes were not significant in two of the three groups. Taking into account the clinically accepted values reported by the bibliography (100u) the values observed in this work, place the peripheral adjustment within the prescriptive range.

INTRODUCCIÓN

El reemplazo de dientes naturales perdidos por medio de implantes oseointegrados ha representado uno de los avances más espectaculares de la odontología restauradora.

En el año 1969, por primera vez, se publica la posibilidad de lograr anclajes intraoseos para prótesis dentales, lo que da inicio a una era de sorprendentes cambios en la concepción y ejecución de restauraciones destinadas a personas que habían perdido sus elementos dentarios. (Branemark, Adell, Breine, Lindstrom, Hansson and Ohlsson, 1969)

Con posterioridad, Branemark, Hansson and Adell. (1977) acuñan el término oseointegración para referirse al fenómeno biológico por medio del cual al colocar insertos de titanio en el hueso se produce un contacto íntimo, estable, entre las superficies de ambos generando un anclaje o fijación del objeto implantado.

A partir de allí se comenzaron a estudiar distintos factores que tienen incidencia sobre este fenómeno biológico relacionando la biocompatibilidad de los materiales, el diseño de las superficies de los implantes y parámetros clínicos. (Albreksson, Branemark, Hansson and Linds, 1981).

El uso de distintos biomateriales como parte de la superficie de implantes dentales, fue reportado por distintos autores; cerámicas de vidrio, distintos fosfatos de calcio y entre los metales titanio puro o aleaciones de Ti- 6 aluminio- 4 vanadio. (Wennerberg, Albrektsson and Lausman, 1996)

Con el objeto de optimizar la oseointegración de los implantes y los mejores resultados protéticos, los fabricantes generaron distintos diseños con una variedad de diámetros, longitudes, plataformas, interfaces y formas del cuerpo, al igual que superficies con distintos tratamientos, los que según señala Binon (2000), se los podía encontrar en el mercado en un número mayor a noventa.

Diseños: Sahiwal, Woody, Benson and Guillen. (2002), en un estudio sobre diseño de formas analizaron 44 implantes producidos por distintos fabricantes. En primera instancia los dividieron teniendo en cuenta: a) El tercio coronal compuesto por la plataforma de conexión o interface protética y el área lateral

de conexión de la plataforma del implante al cuerpo del mismo y b) el tercio medio del cuerpo del implante y c) la zona apical del implante.

Plataforma o interface:1) Con hexágono externo. – 2) Con hexágono interno. - 3) Cono morse. 4) otras.

Área lateral de conexión: 1) Ensanchada, conformando un escalón respecto al cuerpo del implante. - 2) Recta. - 3) Progresivamente ensanchada.

Tercio medio del cuerpo del implante: a): 1) Roscados. - 2) No roscados. Forma del hilo de la rosca: 1) Ambas caras convergentes en V. - 2) Ambas caras casi paralelas, con bordes terminados planos. 3) Con la cara superior más extensa que la inferior.

b): 1) Cónicos. – 2) Cilíndricos.

Zona apical: 1) Convergentes en forma de V. – 2) Planos. - 3) Ni convergentes, ni planos.

1) Con perforaciones. a) Redondas.- b) Rectangulares. 2) Sin perforaciones. 3) con cámaras.

Superficies: Los primeros implantes oseointegrados presentaban una superficie lisa con rosca obtenida por maquinado. Con posterioridad se desarrollaron otras opciones donde la superficie de un cilindro de titanio aparecía recubierta por una película de Hidroxiapatita (Fosfato de Calcio).

Estudios comparativos permitieron establecer que el Fosfato de Calcio constituyó un material muy eficaz, capaz de lograr una oseointegración primaria más rápida que la obtenida con implantes con superficie maquinada, aunque con posterioridad se pudo comprobar que se producían desprendimientos de partículas de esta capa adherida a la superficie de los implantes y una mayor pérdida ósea que cuando se usaron implantes maquinados. (Wheler, 1996).

Con el objeto de aprovechar las bondades de la hidroxiapatita como promotora en la generación rápida de hueso y para solucionar los inconvenientes observados, la industria dental generó nuevas superficies a las que, se la aplicó en una fina capa de 0.3 μm. utilizando técnica de plasma espray.

Esta misma técnica se utilizó para generar superficies a las que se les adhirió una fina capa de titanio pulverizado, generando de esta manera una superficie

irregular, con un notable incremento del área de contacto con respecto al hueso. (TPS). (Wheler, 1996).

En los últimos años se ha utilizado el titanio ya sea pulido o con distintos recubrimientos, como por ejemplo de titanio plasma spray, hidroxiapatita, o tratada su superficie como en el tipo Reabsorbible Blasting Media (R.B.M.) Superficies maquinadas a las que se trató mediante chorreado a presión por enarenado, utilizando partículas o cristales de óxido de aluminio de 25 a 75 μm. fueron generadas por la industria dental. En otros casos se le sumó a este tratamiento un grabado ácido (SLA) con lo que se obtuvieron superficies cuya topografía estructural presentan una textura con micro rugosidades de hasta 1μm. y microporos aun a escalas nanométricas con lo que las superficies obtenidas, claramente favorecen la oseointegración de los implantes. (Meyle,Gultig, Wolburg, et al. 1993); (Boyan, Hummert, Dean, et al. 1996); (Wong, Eulenberg, Scheuk, et al. 1995); (Wennerberg, Albrektsson and Andersson. 1996a); (Wennerberg Albrektsson T and Lausman .1996 b); (Ganeles and Wismeijer 2004).

Uso de implantes en el sector anterior: A partir de los resultados obtenidos, utilizando implantes dentales, en pacientes totalmente desdentados, su uso se generalizó y recientemente la literatura dental presenta un alto número de artículos dirigidos a su empleo en pacientes parcialmente desdentados en general y a la restauración del sector anterior del maxilar superior en particular.

Zarb and Schmitt. (1993) en un estudio prospectivo, reportaron, para un periodo de 8 años, un 91% de éxito en implantes que servían de pilares a prótesis parciales fijas, ubicados en el sector anterior del maxilar superior. Distintos autores reportan sobrevida del orden del 97%, en estudios de implantes que reemplazaban diente único en el sector anterior del maxilar superior. (Andersson, Odman, Lindvall, et al. 1998); (Eckert and Wollan.1998) Lindh, Gunne, Tillberg and Molin . 1998); (Lindh, 1998).

Parámetros generales: En relación a estética dental, gingival en general y al sector antero superior en particular, estos han sido establecidos en la literatura dental. (Rufenacht, C.R.1990); (Magne and Belser. 2002); (Kois, 1996).

Dependiendo de la situación clínica inicial y el requerimiento de reemplazar uno o varios dientes, la restauración del sector antero superior desdentado constituye un desafío aun en condiciones ideales.

Distintos autores coinciden en señalar que la superficie de conexión del implante se debe posicionar 1 a 2 mm apicalmente a la línea del margen gingival a nivel del zenit del elemento vecino. (Belser, Buser, Hess, et al.1998); (Belser, Mericske, Stern, et al. 2000).

Las características de los tejidos gingivales llevó a establecer una clasificación según la cual el biotipo gingival fue categorizado como tipo I y tipo II. En el primero, la encía es delgada o fina, si se coloca una sonda entre ella y el diente, se lo observa por traslucidez. Sus márgenes tienen, en general, una conformación festoneada y tienden a migrar apicalmente. En el segundo, el tejido es grueso y presenta una textura puntillada. (Olsson and Linde. 1991) (Kan, Morimoto, Rungcharassaeng, Roe and Smith, 2010).

En caso de un morfotipo gingival con alto grado de festoneo marginal y delgado espesor, es casi siempre impredecible la estabilidad en la relación entre el hueso subyacente y el contorno gingival. Con frecuencia se da la situación de recesión de los tejidos blandos gingivales o mucosos en el sector labial de dientes e implantes particularmente en relación a procedimientos restaurativos.(Oates, West, Jones, et al. 2002).

Otro aspecto estéticamente relevante es el hecho que bajo condiciones normales, la extracción de dientes anteriores maxilares producen una pérdida, en promedio, de aproximadamente 2mm. en la altura de los tejidos, en sentido vertical. (Iasella, Greenwell and Miller. 2003).

El nivel de la cresta ósea interproximal al diente adyacente, es otro parámetro importante desde el punto de vista estético, cuando se utilizan implantes para reponer la pérdida de diente único.

Componentes del sistema de implantes: "De acuerdo a la definición del término oseointegración, la implantología dental establece que la modalidad del tratamiento con implantes dentales tiene un rango de éxito superior al 90 %.

La mayoría de los sistemas comercializados consta de un componente intraóseo ubicado quirúrgicamente en el hueso alveolar, y uno transmucoso para realizar el reemplazo de uno o múltiples elementos dentarios (implantes de dos piezas). Su adaptación en función al radio es de vital importancia para

una más exacta predictibilidad de la influencia mecánica del espacio entre el implante y emergente en un sistema de implantes, y puede producir un inapropiado diseño en su conexión" (Coelho and Suzuki, 2007). (Albrektsson, Zarb, Worthington and Eriksson, 1986.) (Bapoo, 1996).

El nivel de la cresta ósea interproximal al diente adyacente, es otro parámetro importante desde el punto de vista estético, cuando se utilizan implantes para reponer la pérdida de diente único, en el sector estético del maxilar superior. La ubicación de la cresta ósea a 2 mm. de la línea cemento esmalte favorece un adecuado soporte para los tejidos blandos. (Belser, 2008).

Ajuste marginal: Branemark (1993), fue el primero que definió el término adaptación pasiva fijando en 10 micrómetros el espacio entre implante y emergente, suficiente para permitir la maduración y remodelado óseo en respuesta a las cargas oclusales, concepto que también comparten otros autores. (Aparicio, 1997) (Behneke, Behneke, d´Hoedt and Wagner, 1997).

Klineberg y Murray (1985) sugieren que las estructuras con discrepancias mayores a 30 micrómetros en el 10% de la circunferencia del pilar o intermediario deben ser consideradas inaceptables.

Por otro lado, Jemt (1991), teniendo en cuenta la salud de los tejidos peri implantares, definió el nivel de adaptación pasiva como aquel que no causaba complicaciones clínicas a lo largo de los años, sugiriendo que un valor inferior a 100 micrómetros sería aceptable. (Carranza and Sznajder, 1996ª).

McLean and Von Fraunhofer (1971), establecieron que restauraciones coronarias construidas con un ajuste en sus brechas marginales igual o menor a 120 µ son clínicamente exitosas.

Diversos autores coinciden con este criterio. (Beuer, Neumeier and Naumann 2009a), (Beuer, Aggstaller, Richter, Edhelhoff and Gernet, 2009b); (Kappe Teschner and Schmitt.2008); (Limkangwalmongkol, Chiche and Blatz. 2007); (Yeo, Yang and Lee. 2003.)

Estudios in vivo han demostrado que grandes discrepancias marginales en restauraciones coronarias se relacionan con altos índices de placa bacteriana y condiciones periodontales comprometidas. (Beschnidt and Strub 1999.)

Restauraciones con ajuste marginal clínicamente defectuoso aumentan la incidencia de inflamación gingival, en particular cuando el margen tiene ubicación sub gingival, su superficie es rugosa o su ajuste periférico es

inadecuado. (Conrad, Wook-Jin and Pesun. 2007); (Carranza and Sznajder, 1996)

Ajuste implante/ emergente: Los emergentes, en un principio, en la década de 1980, se construían colados a partir del encerado de la estructura, lo cual generaba desajustes muy marcados entre el implante y el emergente que podían distinguirse a simple vista.

La utilización de procedimientos de colada, aunque estén realizados minuciosamente, produce desadaptaciones importantes en razón de los múltiples pasos de la técnica y la sensibilidad del procedimiento. (Witkowski, Komine and Gerds, 2006). (Seabra Barbosa, Simamoto (j), Fernandes Neto, Chiarello de Mattos and Domingues das Neves. 2007).

El ajuste de colados de estructuras sobre implantes mejoraron a partir de la utilización de estructuras calcinables prefabricadas.

"Rigurosos esfuerzos han sido realizados recientemente, para reducir los recurrentes defectos de adaptación o ajuste entre el implante y el emergente, en las restauraciones unitarias. Asimismo la sobrecarga y la presencia de espacio entre el emergente y el implante generan condiciones mecánicas críticas que pueden hacer a estas piezas inestables". (Khraisat, Abu-Hammad and Al-Kayed, 2004)

Este inconveniente se solucionó con la utilización de emergentes maquinados de titanio, los cuales poseen una excelente adaptación, pero tienen como desventaja que en su mayoría son estructuras que al ser maquinadas son circulares. Esto ha tratado de ser mejorado por algunas empresas con estructuras maquinadas preformadas con una emergencia standard similar a la dentaria (Bioestetic-sterioss, sculture-31, etc.). (Lazarof, Hobo and Nowzari, 1998).

Emergentes maquinados de titanio, presentan una significativa mayor adaptación en relación a emergentes colados utilizando aleación de Ni- Cr obtenidos a partir de calcinables pre maquinados, (Kano, Binon and Curtis, 2007). A su vez, colados obtenidos por técnica de cera pérdida, realizados utilizando oro- paladio presentan desajustes marginales de mayor grado respecto a emergentes colados a partir de patrones pre maquinados y a emergentes maquinados. (Byrne, Houston, Cleary and Claffey (1998)

Ajuste de estructuras protéticas sobre implantes: Estructuras protéticas obtenidas por colado utilizando aleaciones nobles permiten obtener adecuado ajuste marginal, en tanto que el desajuste es mayor si se las obtiene a partir de titanio aunque puede ser mejorado si se las somete a un proceso de electro erosión. (Sartori, Faría Ribeiro, Franchiscone and Chiarello de Mattos, 2004).

Para algunos autores el ajuste de estructuras protéticas, obtenidas por colado utilizando aleaciones a base de Ni-Cr- Ti, Cr- Co o Ti comercialmente puro, es inaceptable. (Miranda de Torres, Silveira Rodrigues, Chiarello de Mattos and Faria Ribeiro. 2007).

En un trabajo de revisión bibliográfica realizado por Abduo, Lyons, Bennani, Waddell, Tech and Swain, (2011), los autores concluyeron, en virtud de la bibliografía analizada, que: colados de estructuras realizados en metal noble tienen un ajuste predecible y no requieren ajustes complementarios. Colados realizados en Cr- Co o Ni- Cr. no proveen ajuste adecuado a menos que se los someta a procedimientos complementarios, tales como el seccionamiento de estructuras sobre pilares múltiples y luego su posterior soldadura mediante tecnología láser o bien ajustados mediante erosión por chispa por descargas eléctricas a través de electrodos.

El ajuste de estructuras protéticas sobre implantes obtenidas por fresado controlado por computadora (CNC) es mejor que el obtenido corrientemente utilizando técnicas de colado. (Al-Fadda, Zarb, Finer. 2007). (Ortop, Jemt, Back and Jalevik. 2003).

Estructuras protéticas constituidas por más de un elemento por medio del Sistema Procera, tienen mejor ajuste que aquellas obtenidas por colado en una sola pieza e incluso mejor que las obtenidas divididas y luego soldadas aplicando soldadura laser. (Riedy, Lang and Lang 1997).

El desajuste de emergentes de implantes obtenidos mediante colados de aleaciones nobles puede ser mejorado si se utilizan emergentes obtenidos por medio del Sistema Procera. (Takahashi and Gunne, 2003).

Estructuras utilizando cilindros metálicos prefabricados, el uso de tecnología de ajuste por chispas mediante electrodos o bien sistemas CAD/ CAM tienen, según los estudios analizados, un alto potencial para proveer estructuras con excelente ajuste. (Abduo et al, 2011).

En un estudio sobre ajuste de casquetes de titanio obtenidos por colados y técnicas CAD/CAM, Witkowski et al, (2006) concluyeron que la realización de un ajuste manual de aquellas obtenidas por sistema CAD/CAM, mejoraban el ajuste final de las mismas.

Incidencia de la cocción de porcelana sobre el ajuste marginal:

En los casos en que la mucosa que rodea al emergente sea delgada, su traslucidez los hace antiestéticos ya que se transparenta el metal a través de ella modificando su color aparente y generando un aspecto oscuro.

Benhamon, (1994). Describe una técnica por la cual a partir de un pilar calcinable realiza un pilar personalizado, mediante carga cerámica, con el objeto de optimizar resultados estéticos y biológicos de restauraciones protéticas sobre implantes unitarios.

Con la utilización de materiales como las resinas acetálicas y la porcelana de baja fusión para ser cocinada sobre titanio, que se pueden utilizar sobre el emergente, se solucionó el problema estético tanto en la traslucidez gingival como la forma. Se considera que la resina acetálica no se une químicamente al metal en tanto que la porcelana lo hace químicamente uniéndose al óxido del titanio. (Misch, 1999).

Al calentar el titanio en los procedimientos de laboratorio, a determinada temperatura, se producen cambios alotrópicos en su estructura los que modifican sus propiedades. (Meffert, 2001)

El ajuste de las estructuras obtenidas a partir de titanio comercialmente puro y de aleación de titanio- aluminio- vanadio, al igual que las obtenidas a partir de una aleación de paladio- plata empeoran su ajuste marginal al ser sometidas al ciclaje térmico de cocción de porcelanas sin embargo los valores finales de desajuste son compatibles con su aplicación clínica. (Campideli Fonseca, Pessanha Henriques, Correr and de Goes. 2003).

La distorsión de los márgenes de estructuras protéticas de titanio obtenidas por colado o por maquinados al efectuarles carga cerámica no tienen significación estadística. (Ortop et al, 2003).

Estructuras protéticas sobre implantes, obtenidas por técnica de colada, utilizando distintas aleaciones a base de Ni- Cr, Cr- Co y titanio comercialmente puro, muestran distinto grado de desajuste, el que en el caso de aquellas obtenidas en Cr- Co si se las corta y luego se sueldan utilizando tecnología

láser mejoran este ajuste. En todos los casos el ciclado de cocción cerámica determina cambios en el ajuste pero sin que los valores sean significativos. (Tiossi, Silveira Rodríguez, Chiarello de Mattos and Faria Ribeiro, 2008)

Oruc and Tunuloglu (2000), realizaron un estudio en el cual compararon el ajuste marginal de estructuras para porcelana cocida sobre metal antes y después del proceso de cocción del material cerámico, de las cuales un grupo fue obtenido mediante una aleación a base de Ni-Cr y otro lo fue a partir de Titanio comercialmente puro. Las estructuras obtenidas a partir de aleación de Ni-Cr generaron un mejor ajuste que aquellas coladas en titanio, en todos los grupos. Estos autores concluyeron que colados obtenidos mediante una aleación de Ni-Cr, permiten obtener mejor ajuste interno y marginal que aquellos en los que se emplea titanio comercialmente puro y que aunque este ajuste se modifica y empeora tras la cocción cerámica, sigue siendo clínicamente aceptable.

Tao, Yoda, Kimura, Okuno, (2006), realizaron un estudio sobre ajuste marginal realizado sobre coronas de porcelana cocida sobre metal en una aleación de titanio-oro, comparada con otro grupo conformado por estructuras coladas en una aleación de oro, las cuales fueron mensuradas después de realizado el ajuste de los colados y en segunda instancia luego de la aplicación de porcelana, los autores encontraron valores similares para ambas aleaciones en las distintas lecturas realizadas.

Otros autores señalan la importancia de la selección de la aleación metálica en la posibilidad de obtener ajuste de las restauraciones, antes y tras la cocción cerámica, de igual modo, otro factor determinante está dado por la técnica de obtención de las estructuras ya sea a través de sistemas CAD CAM o por colado. En su experiencia las estructuras coladas utilizando aleaciones de titanio les permitieron obtener un mejor ajuste respecto a aquellas coladas en Ni- Cr. en tanto que el grupo realizado empleando un sistema CAD CAM fue el que permitió el mejor ajuste. Por otra parte, también concluyen que, todos los grupos analizados presentaron ajustes, clínicamente compatibles. (Shorkry, Attia, Mos- leh, et al 2010).

Limkangwalmongkol, et al (2007) realizaron un estudio sobre precisión del ajuste de márgenes de coronas ceramo-metálicas, en relación al diseño de la preparación marginal, ellos encontraron que el mejor ajuste marginal, se podía

obtener, utilizando coronas de porcelana pura en relación a coronas con margen metálico y que el método ideal para la fabricación de coronas de margen totalmente cerámico estaba dado por aquellas cuyos ciclos de cocción se realizaban directamente sobre el modelo maestro.

La distorsión de los márgenes de estructuras obtenidas en aleaciones a base de cobre paladio y níquel cromo cuando son sometidas al proceso de cocción de material cerámico sobre ellas, también fue comprobado. Aunque no se determinaran diferencias significativas, en relación al tipo de aleación analizado. (Gemalmaz, Berksun, Alkumru, and Kasapoglu, 1998)

La literatura dental registra numerosos trabajos referidos a ajuste marginal de restauraciones coronarias realizadas con distintos materiales, igualmente analiza alteraciones en la adaptación de los márgenes de restauraciones obtenidas mediante el uso de porcelana pura en sus distintas variables y técnicas de confección así como también con el uso de aleaciones nobles y no nobles al igual que las distorsiones que estos materiales sufren durante los procesos de cocción. (Buchanan, Svare and Turner 1981)

De igual forma que cuando se utilizan estructuras metálicas, el ajuste de restauraciones de cerámica pura también sufre distorsiones.

Estructuras obtenidas empleando técnica In Ceram clásica o por fresado al igual que aquellas realizadas a partir de feldespato fresado cuando son sometidas al ciclado de cocción durante los sucesivos pasos de carga cerámica sufren distorsión a nivel de los márgenes. (Balkaya, Cinar, and Pamuk, 2005).

Castellani, Baccetti, Clauser and Bernardini, (1994) comprobaron que sucesivos ciclos de cocción de estructuras obtenidas a partir de núcleos Vitadur N, Hi- Ceram, In- Ceram y Dicor, generan un incremento paulatino en la distorsión de los márgenes lo cual incide en un mayor desajuste en la medida que se suceden los ciclos térmicos. Estructuras metálicas obtenidas utilizando una aleación de oro- paladio mostraron que, la distorsión es menor que las sufridas por los sistemas de cerámicas puras analizados y que tras el incremento del desajuste inicial al comenzar el ciclado de cocción del material cerámico, el mismo no se modifica en los pasos sucesivos.

En un estudio sobre ajuste marginal de coronas de porcelana pura, los autores concluyeron que la utilización de un sistema de porcelana inyectada,

presentaba la menor desadaptación respecto a porcelanas obtenidas utilizando sistema In- Ceram, las cuales desadaptaban en mayor medida, y con mayores variables al compararlas con porcelana cocida sobre metal, las que fueron utilizadas como grupo control. (Yeo, Yang and Lee, 2003).

Titanio: El titanio es el único metal utilizado a lo largo del tiempo en la fabricación de implantes dentales dado que aquellos confeccionados en este metal han permanecido oseointegrados, en función, bajo carga en la cavidad bucal durante años. (Strid. 1985).

Respecto de las propiedades que tiene el titanio, se analizaran algunas de ellas las que serán comparadas con otros metales utilizados:

Conductividad térmica: 14 veces menor que el oro.

Elasticidad: comparable con la de los metales preciosos o semipreciosos, y el 50% menor que las de Cromo-Níquel.

Hipersensibilidad: gracias a la creación inmediata y espontánea de una pasividad superficial estable de óxido, logra bloquear el desprendimiento de partículas metálicas, no sucede lo mismo con el níquel, el cromo, el paladio y el cobalto, que se han encontrado partículas en la saliva y en los pliegues de la lengua, y pueden producir alteraciones intraorales (gingivitis, dolores estomacales, etc.) como extraorales (urticaria y reacciones eczemáticas).

Neutralidad gustativa: por el mismo concepto anterior.

Biocompatibilidad: por su excelente resistencia a la corrosión en un ambiente biológico, por lo que se comporta inerte bioquímicamente.

Peso específico: es el de los más bajos en relación a otros metales utilizados en odontología.

Radiolucidez: al observarlo radiográficamente, permite apreciar elementos circundantes.

Dureza: Tiene una dureza Vickers de 970 MPa según la ADA

A continuación se transcribe un cuadro demostrativo de las características del titanio.

TITANIO PURO, COMPOSICIÓN QUÍMICA						
Elemento	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4	Grado 7	Grado 11
Ozono	0,03	0,03	0,05	0,05	0,03	0,03
Oxígeno	0,15	0,2	0,35	0,4	0,2	0,15
Hidrógeno	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015	0,015
Carbono	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
Hierro	0,15	0,2	0,4	0,4	0,2	0,15
Paladio	…..	…..	….	…	0,12 / 0,25	0,12 / 0,25

(Luther, Gammon, Briggs, Packard, 2004)

A temperatura ambiente, el titanio presenta una estructura hexagonal compacta llamada fase alfa, la cual es estable hasta los 882º C. A partir de esta temperatura comienza a sufrir una transformación estructural alotrópica, dándonos una fase beta, que en este caso es una estructura cúbico centrado interiormente estable hasta los 1670º C. Entre las fases alfa y beta el titanio se vuelve altamente oxigenotrópico. Además, existen algunas diferencias entre estas fases. Por ejemplo, la fase alfa tiene una mayor resistencia mecánica y una menor tendencia a oxidarse; la fase beta es más maleable, pero es muy sensible a la oxidación, y si se encuentran combinadas, la fase beta puede generar un fenómeno de fragilidad. (Luther, Gammon, Briggs and Packard, 2004)

También se considera que si se producen contaminaciones, al cambiar las fases cambian completamente las propiedades. Si la fase alfa se contamina con una pequeña concentración de hidrógeno, aumenta la fragilidad; el carbono, el hierro, el oxígeno y el nitrógeno aumentan la resistencia mecánica pero disminuyen su ductilidad.

Por lo expuesto, se debe controlar perfectamente tanto el tipo de porcelana que se carga sobre el titanio como la temperatura que se empleará en los procedimientos la cual no debe superar los 882º para evitar los cambios alotrópicos de fase que se producen en el titanio. (Luther, Gammon, Briggs and Packard, 2004).

Propiedades de la porcelana que se utiliza para colocar sobre el emergente de titanio:

Adhesión: de acuerdo a cuadros comparativos proporcionados por la compañía Noritake, con la utilización del bonding provisto, posee una resistencia al desprendimiento similar al de la porcelana convencional fundida sobre un metal precioso.

Estética: se puede lograr un recubrimiento del emergente de titanio, similar al color y la forma de un elemento natural, ya que es posible pigmentarla.

Resistencia: Si comparamos la porcelana de baja fusión con respecto a la porcelana convencional, tanto la resistencia a la compresión, como la resistencia a la flexión son similares.

Estabilidad química: está dada por la alta resistencia a los ácidos, utilizando ácidos acético y clorhídrico y comparándolas con porcelanas convencionales cocinándolas a 800º C y a 960º C se comprobó que es superior, de acuerdo a información proporcionada por el fabricante

Cambios de expansión térmica: similar al del titanio puro.

OBJETIVOS

Generales:

El propósito de este trabajo fue, evaluar el comportamiento de emergentes de titanio utilizados sobre implantes al ser sometidos a procedimientos destinados a la cocción de porcelana sobre ellos-

Específicos:

Comparar en sistemas con conexión a hexágono externo las diferencias de adaptación en cada uno de ellos, antes y después del tratamiento.

HIPOTESIS

La personalización con porcelana sobre emergentes de titanio confeccionados por maquinado no sufrirán cambios dimensionales que afecten su ajuste final.

HIPOTESIS NULA

El rango de ajuste para emergentes de titanio e implantes, se mantendrá luego de aplicarle procedimientos de cocción de porcelana sobre ellos.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para la obtención de las probetas utilizadas en este estudio se emplearon implantes dentales de tres marcas de origen nacional de iguales características, en un número de 30 ejemplares en total, los cuales fueron ensamblados a sus respectivos emergentes.

Los implantes utilizados presentan un diseño de plataforma con hexágono externo el cual se puede apreciar en las figuras N° 1 y 2

(*Fig. 1)* Implante dental hexagonal externo

(*Fig. 2)* Implante dental hexagonal externo

Sobre cada uno de estos implantes se ajustaron los emergentes correspondientes, cuyo origen de fabricación se correspondió a los respectivos implantes, como característica esencial en la selección de los emergentes se estableció que todos ellos tuviesen una altura gingival mínima a nivel periférico de 1 mm. como pueden observarse en la fig. 3, 4 y 5, en una vista oclusal, una lateral y una desde la plataforma donde puede apreciarse el hexágono

(*Fig.3)*Vista oclusal de emergente con hexágono externo

(*Fig.4)*Vista lateral de emergente con hexágono externo

(*Fig.5)*Vista desde la plataforma de emergente con hexágono externo

A los fines de identificar las muestras cada implante y su correspondiente emergente, fueron marcados, por grabado, numéricamente del 1 al 30.

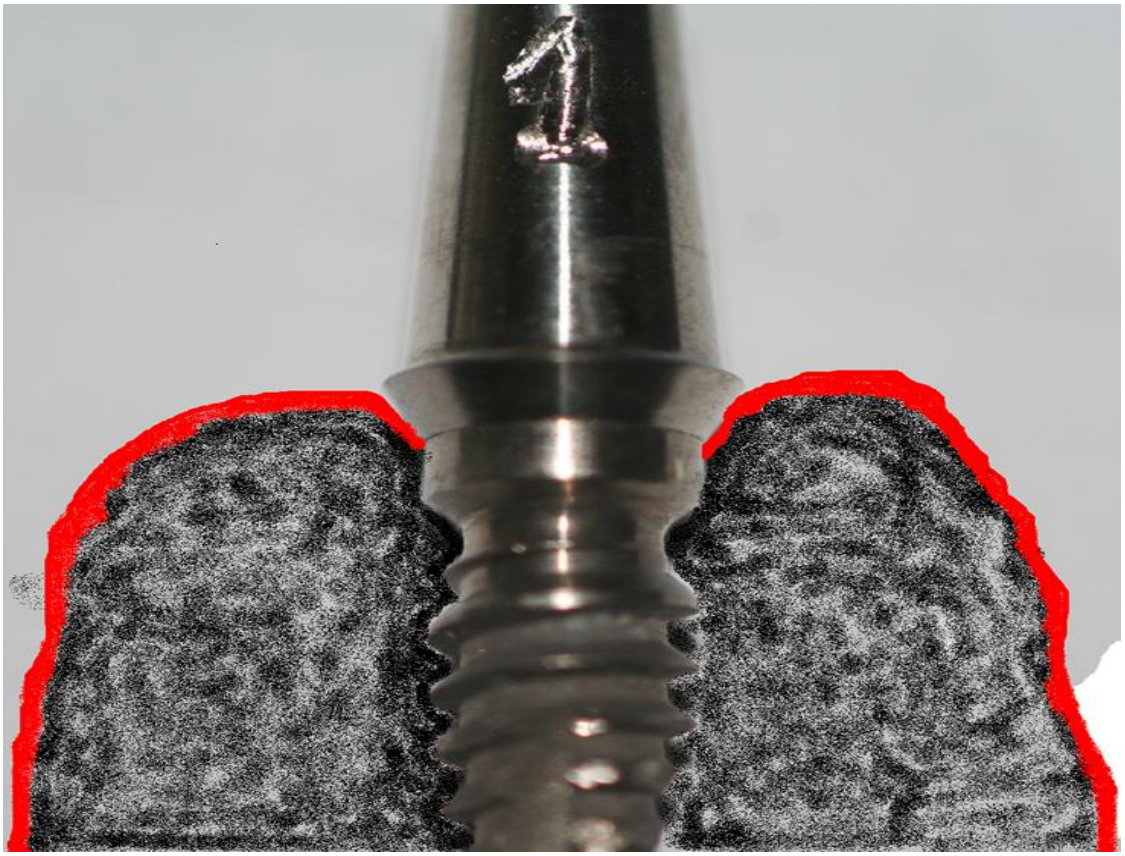
Ensamblado del implante

Las *Figura 6 y 7* representan el mismo implante en proceso de ensamble. Se puede observar que el hexágono de la parte inferior se va introduciendo en la cavidad superior. La parte superior contiene un tornillo que es el que se ensambla en el orificio que esta en el centro del hexágono, aplicando una carga de aproximadamente a 32 newton.

(Fig. 6)Ensamblado del implante con el emergente

(Fig. 7)Ensamble del implante con el emergente

Se puede observar en la siguiente figura un esquema de cómo queda el implante dental una vez oseointegrado con respecto a los diferentes tejidos del reborde alveolar residual. (*Fig. 8*).



*(Fig.8)*Corte esquemático de implante dental con hexágono externo en relación a los tejidos orales

Una vez ensamblado correctamente, se puede establecer una separación microscópica entre la parte superior y la inferior (*Fig. 9 y 10*), la cual se conoce como **Adaptación Periférica,** que corresponde al área de estudio del presente trabajo...

(*Fig.9)*Implante dental con hexágono externo

(*Fig.10)*Área de ajuste de implante dental con hexágono externo

Una adaptación periférica ideal es de 0 (cero) micrones, pero un parámetro aceptable es cuando es igual o menor de 10 micrones. (Branemark P, 1993) [7]

Para una mejor comprensión del área de estudio, se puede observar la siguiente imagen, que muestra con mayor detalle el área en análisis. En la imagen la zona roja refleja un área cuya adaptación periférica es mayor de cero. (Fig.11)

(*Fig.11)*Implante dental hexagonal externo área de estudio

Los emergentes fueron ajustados a una presión uniforme de 32 newton y bajo estas condiciones se realizó una primera medición de ajuste periférico.

En un segundo paso se realizó una carga de material cerámico sobre los emergentes los cuales fueron, nuevamente mensurados.

Los resultados obtenidos se sometieron a un análisis estadístico comparativo, a los fines de establecer si como resultado de la carga cerámica es ajuste había sufrido modificaciones.

Muestra:

La muestra constituida por 30 implantes se obtuvo en base a la utilización de 10 implantes Titantec, (Titantec, Buenos Aires, Argentina), 10 implantes

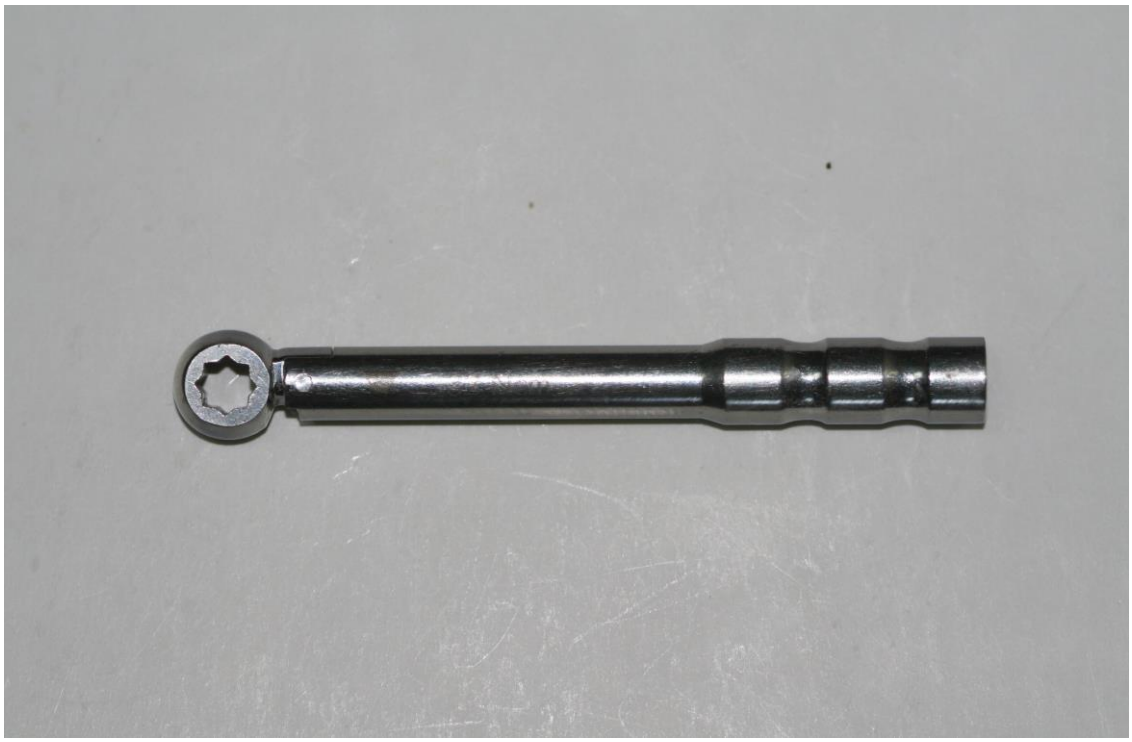
Microfit (Microfit, Buenos Aires, Argentina), 10 implantes Argendent (Argendent, Buenos Aires, Argentina).

A cada probeta se le ajustó un emergente el cual posee un escalón gingival de 1 mm. de altura. Fig. 12 y 13

(*Fig.12)*Ajuste de emergente a implante

(*Fig.13)*Emergente en el que se observa el escalón gingival

El ajuste se realizó a una presión de 32 newton, para lo cual se utilizó un torquímetro de quiebre BW, que al alcanzar la presión adecuada libera el mecanismo.Fig.14y15.



(*Fig.14)* Torquímetro en posición inicial

(*Fig. 15)Torquímetro en la posición de quiebre que se produce a los 32 Newton*

Luego de esta maniobra se procedió a efectuar la primera medición del ajuste periférico del emergente con respecto al implante.

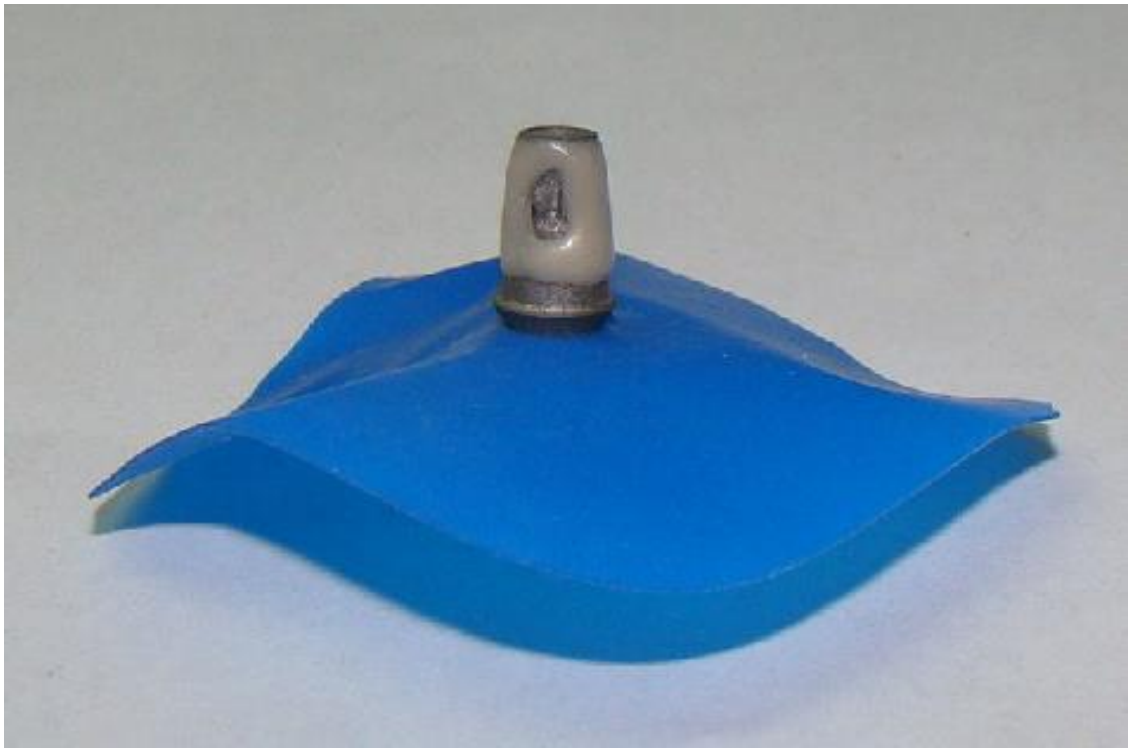
Realizada la primera medición se procedió a cargar porcelana sobre cada uno de los 30 emergentes. El material utilizado fue una cerámica marca Noritake Ti 22.

Procedimientos:

Primer paso**:** Se procedió al arenado del escalón gingival en la parte correspondiente al talón que toma contacto con la plataforma del implante (1 mm. final de cierre vertical) de cada uno de los emergentes. Para no dañar el implante se utilizó un análogo (implante para laboratorio), interponiendo entre este y el emergente un trozo de goma dique de 3 cm. de diámetro, en tanto que la parte axial y oclusal de los emergentes, que no fueron enarenadas fueron protegidas mediante un baño de cera, para lo cual se empleó un calefactor para cera de inmersión que habitualmente se utilizan para confeccionar matrices de estructuras coronarias en prótesis fijas.

El enarenado se realizó utilizando partículas de óxido de aluminio de 250 micrones, el cual fue impulsado a una presión de 2 bares, durante 15 segundos. Fig. 16 y 17

(*Fig. 16)*Pieza preparada para el enarenado, protegiendo la zona en estudio



(*Fig. 17)Emergente encerado para proteger la zona que no se tratará*

Segundo paso: Completado el enarenado con el objeto de eliminar la película de cera, partículas de óxido de aluminio y cualquier resto de grasitud producto de la manipulación de las muestras, se las lavó bajo chorro de vapor hasta quitar todo resto de cera a una presión de 5 bares utilizando para ello un vaporizador (marca Instrelec, Córdoba Argentina), y luego colocadas en un aparato generador de ondas ultrasónicas utilizando un recipiente de vidrio, conteniendo alcohol isopropílico, por 10 minutos.

Tercer paso: Una vez que se completó el lavado de las muestras se procedió a su oxidación. Para su realización se utilizó un horno para cocción de porcelana marca Full Ceram Duo, industria Argentina. Fig. 18

(*Fig 18)Horno computarizado donde se hicieron las cocciones de la porcelana*

Las muestras fueron llevadas al horno, estando éste a una temperatura de 500° C, a partir de la cual y bajo una presión de vacío de 72 cm/hg se eleva gradualmente a razón de 50º C por minuto hasta llegar a 790° C,

Cuarto paso: Luego de este paso se procedió a efectuar la primera carga de un adhesivo constituido por un líquido especial y un adhesivo en polvo (BP) para titanio el cual se aplicó siguiendo las especificaciones del fabricante, en forma fluida, estando el horno con una temperatura de base de 500º C se dejó presecar durante 5 minutos, iniciando luego la cocción bajo una presión de vacío de 72 cm/hg, incrementando luego la temperatura a razón de 50º C por minuto hasta alcanzar una temperatura de 790º C con vacío y luego una temperatura final de 800º C sin vacío y sin tiempo de mantenimiento.

Posteriormente se realizó una segunda carga y cocción de adhesivo, bajo los mismos parámetros de temperatura y vacío.

Quinto paso: Las muestras fueron lavadas, en agua destilada, utilizando ultrasonido por espacio de 5 minutos, luego se procedió a la carga de porcelana opaca, la que fue presecada durante 5 minutos. La cocción se inició partiendo con la temperatura del horno a 500° C, con un aumento de 50° C por minuto y vacío de 72 cm/Hg, desde el inicio y hasta los 770º C completando la cocción sin vacío hasta los 780° C y sin tiempo de mantenimiento.

Sexto paso: Para dar el volumen y la forma de emergencia correspondiente a un incisivo central superior se realizó la carga de polvo dentina o porcelana de cuerpo en cantidad suficiente.

El presecado de esta masa cerámica se realizó durante un lapso de 7 minutos. La cocción se inició con la temperatura del horno a 500° C, con un incremento de 40º C por minuto, con vacío de 72 cm/Hg hasta llegar a una temperatura de 750° C, en que se suspendió el vacío, completando la cocción final sin vacío a 760º C, tampoco en este caso se dejó un tiempo de mantenimiento.

A modo de corrección y ajuste de volumen se aplicó una segunda carga de dentina siguiendo los mismos parámetros.

Séptimo paso: Completada la cocción de la porcelana, las muestras fueron lavadas en agua destilada utilizando un aparato de ultrasonido.

Una vez completada la cocción y limpieza de la porcelana, cada una de las muestras así preparadas se ajustó al implante correspondiente, teniendo en

cuenta el número preestablecido y grabado en cada una de ellas al conformar los grupos, a una presión de 32 newton, y luego cada probeta fue sometida a medición. Fig. 19 y 20

(*Fig 19)*Probeta con la porcelana

(*Fig 20)*Probeta montada sobre el implante luego de la carga de la porcelana

MEDICIONES

Una vez preparadas las muestras las mismas fueron mensuradas utilizando para ello un microscopio electrónico de barrido ambiental electroscan 2010 (Environmental Scanning Electrón Microscope – ESEM) ***

Características del Microscopio Electrónico de Barrido Ambiental.

Microscopio electrónico de barrido ambiental electroscan 2010 (Environmental Scanning Electrón Microscope – ESEM).

Este microscopio se diferencia de los convencionales de barrido (SEM) en que la cámara de observación de la muestra puede trabajar a presiones de 0 a 20 Torr en pasos de 0.1 Torr. Dentro de la cámara hay vapor de agua y condiciones que permiten variaciones de presión, temperatura y humedad para observación de muestras no conductivas. Se pueden realizar procesos in situ: corrosión, cristalización, ensayos mecánicos, etc.

Posee dos tipos de detectores: GSED (Gaseous Secundary Electrón Detector) de electrones secundarios, diseñado para trabajar en atmósfera gaseosa; y el BSED (Backscattered Electrón Detector) de electrones retrodispersados que permite realizar análisis morfológicos y por contraste de número atómico. El equipo posee además dos tipos de platina: una estándar y otra por efecto Peltier con rango de temperatura de ± 20° C a partir de la temperatura ambiente.

Dicho equipo se encuentra, en el Departamento de Ciencia y Técnica de Materiales en CITEFA, Villa Martelli, Buenos Aires y otro que se utilizó en segunda instancia en SEGEMAR, INTI, también en Villa Martelli, Buenos Aires.

En SEGEMAR, INTI, el microscopio de barrido ambiental, que se utilizó, es marca Philips, modelo XL 30 (ESEM), el mismo lleva adosada una microsonda dispersiva en energía (EDAX), para realizar microanálisis.

Para su lectura las muestras fueron colocadas individualmente en la platina del microscopio electrónico e inmovilizadas mediante un mecanismo de fijación que es parte integrante de ésta.

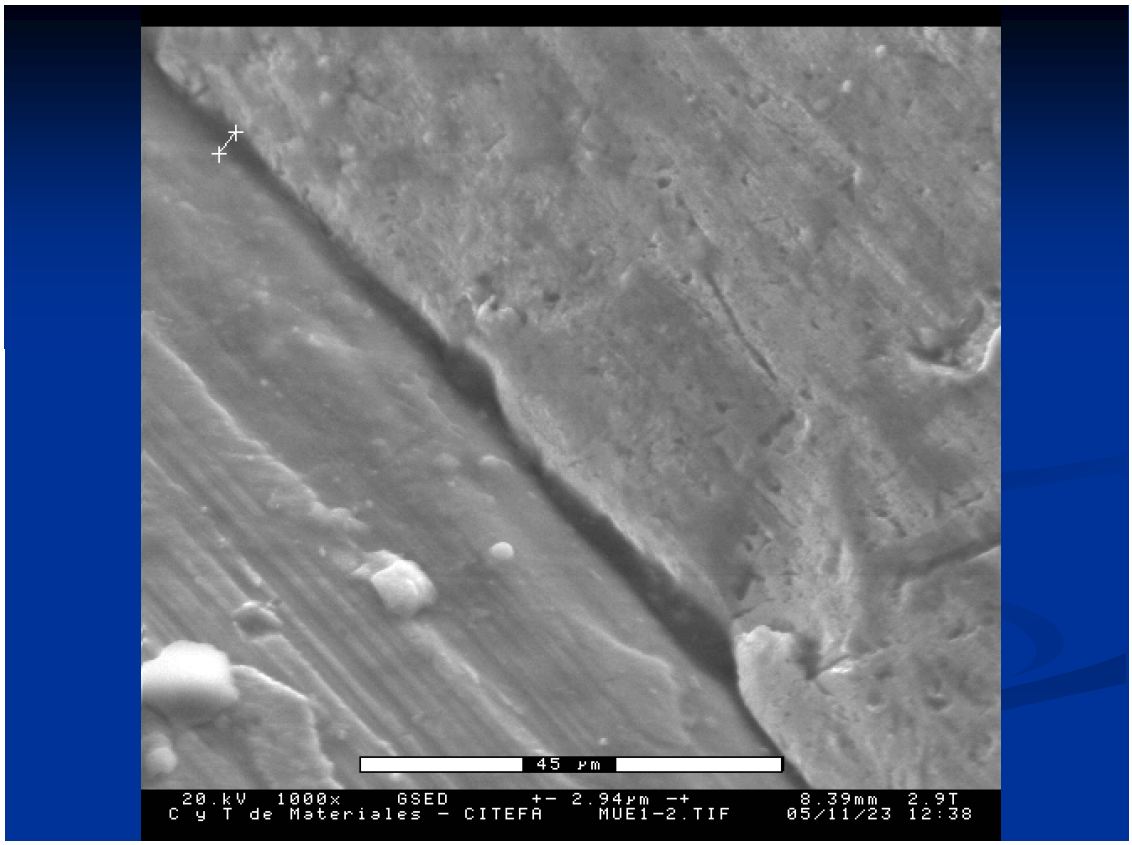
Para poder observar claramente la unión entre ambas estructuras se las ubicó con una inclinación de 10° con respecto al piso, ya que si se las colocaba paralelas a éste, dado que el emergente de la probeta en estudio tiene una forma divergente en el área correspondiente al talón gingival, primer milímetro del emergente a partir del cuello, no hubiera permitido visualizar el

desajuste o ajuste entre ambas estructuras. La observación se realizó con un aumento de 1000 X empleando una distancia focal aproximada de entre 7.5 mm. y 10.5 mm. En todos los casos el sitio de análisis fue determinado en forma aleatoria

Las imágenes observadas fueron capturadas mediante una cámara fotográfica integrada al microscopio como parte de éste y luego almacenadas en el disco duro de la computadora anexada al aparato.

Las imágenes resultantes fueron luego observadas en la pantalla de la computadora y procesadas para tomar tres sitios de lectura en cada una de ellas para su mensura a través del software de la misma

En base a ello se calculó un promedio de adaptación periférica según la menor medida, la medida central y la mayor medida, creando una medida promedio de ajuste para cada una de las muestras la cual fue debidamente registrada y tabulada. Fig 22

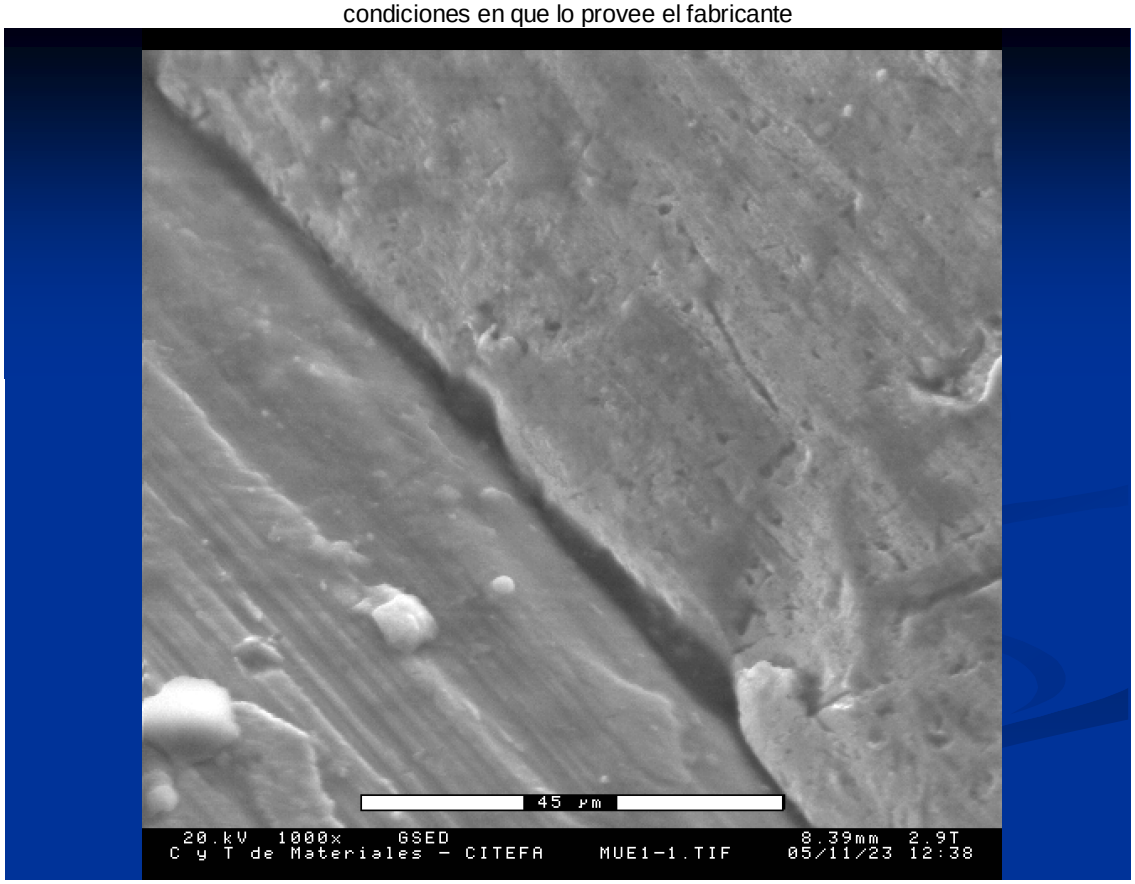


(*Fig 22)* Muestra de microscopía electrónica donde se tomaron las mediciones

Las mediciones de las muestras se realizaron en dos oportunidades. En primer instancia las probetas fueron analizadas luego de haber realizado el ajuste de cada una de ellas sobre su correspondiente implante, para establecer

el grado de adaptación periférica entre el emergente y el implante en las condiciones en que son provistos por su fabricante. Fig. 23 y 24

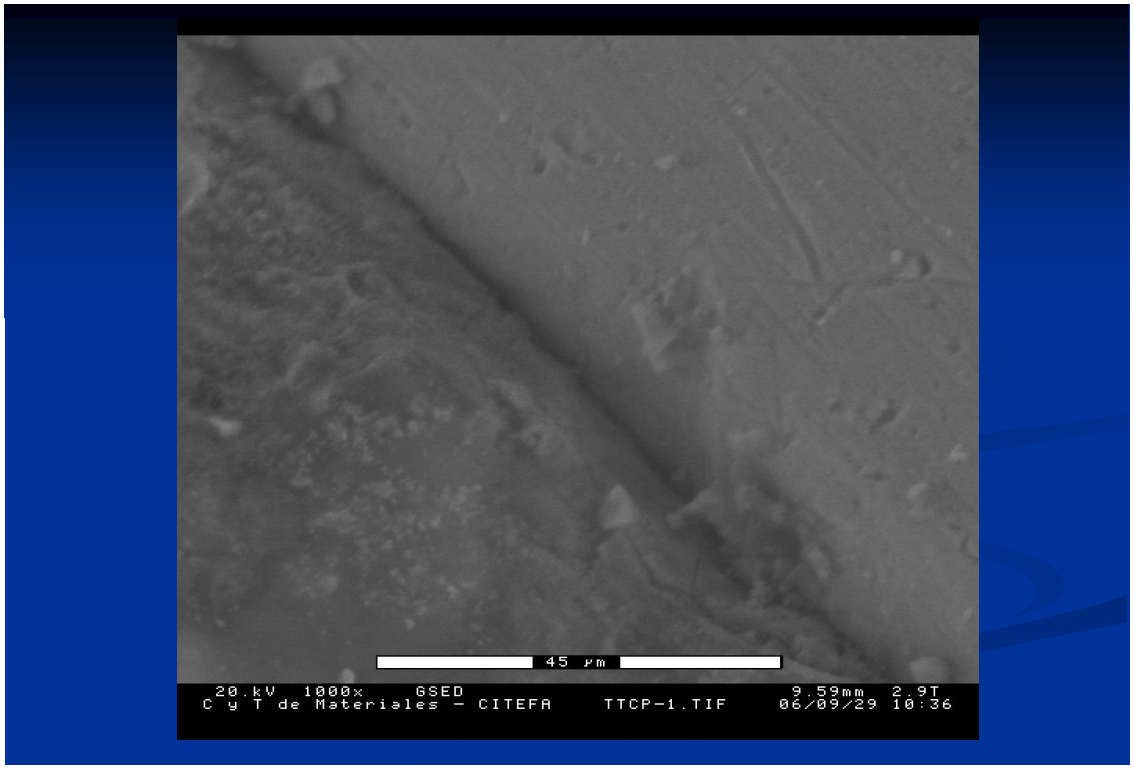
(Fig.23)Imagen macroscópica del área de análisis de un implante con su emergente ajustado en las condiciones en que lo provee el fabricante



(Fig. 24)Imagen microscópica del área de análisis de un implante con su emergente ajustado en las condiciones en que lo provee el fabricante

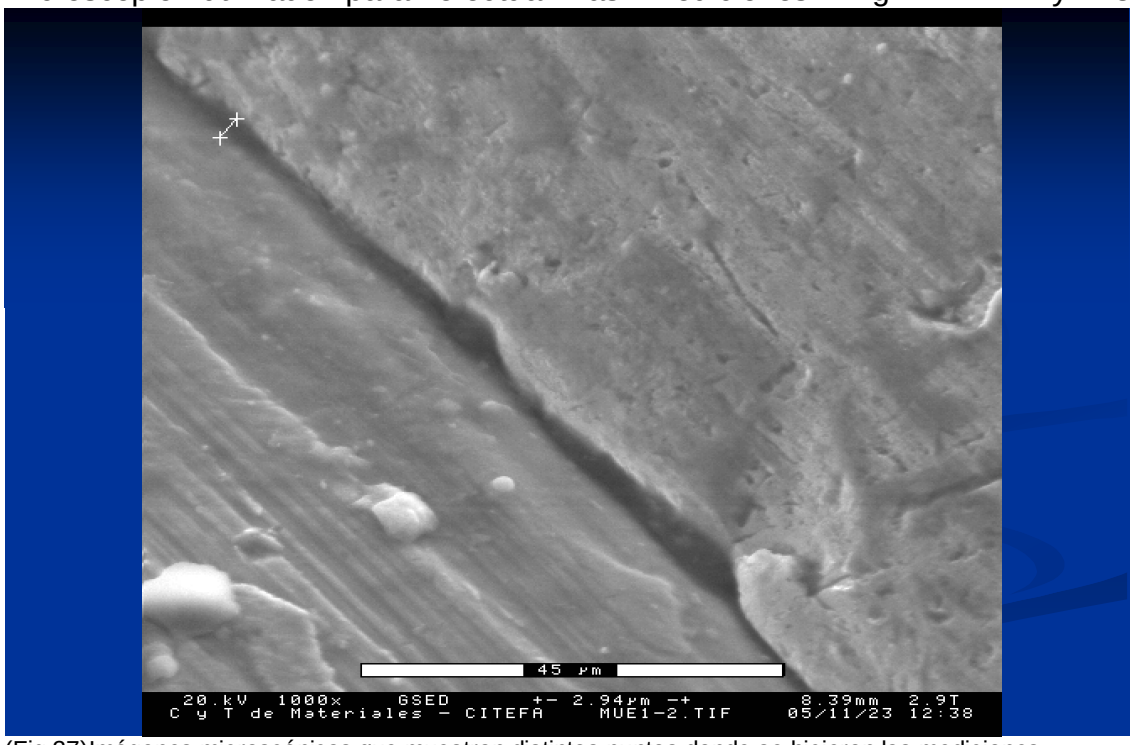
En segunda instancia la medición se realizó una vez completado el proceso de carga de la porcelana sobre el margen gingival del emergente, para establecer el grado de ajuste periférico entre el emergente y el implante en este momento. Fig. 25 y 26

(Fig.25)Imagen macroscópica que muestra el ajuste periférico de un emergente luego de haber recibido carga cerámica.

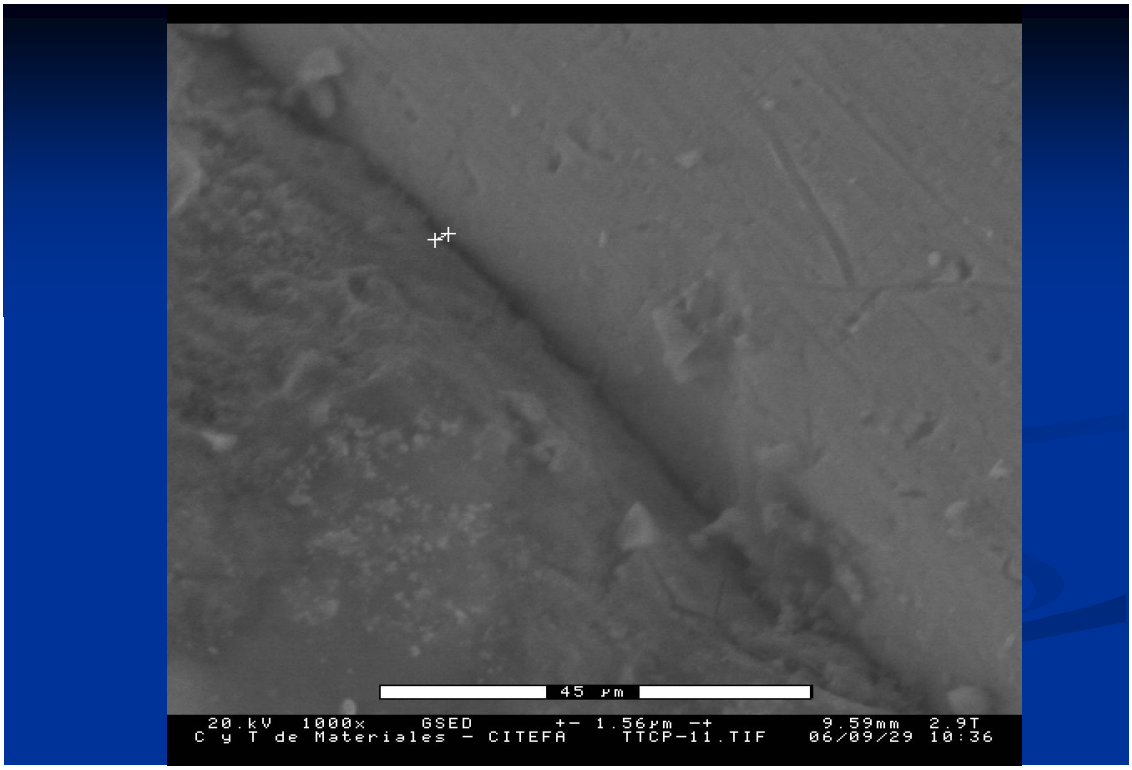


(Fig. 26)Imagen microscópica que muestra el ajuste periférico de un emergente luego de haber recibido carga cerámica.

Las siguientes fotografías muestran imágenes obtenidas a través del microscopio utilizado para efectuar las mediciones. Fig. N° 27 y 28

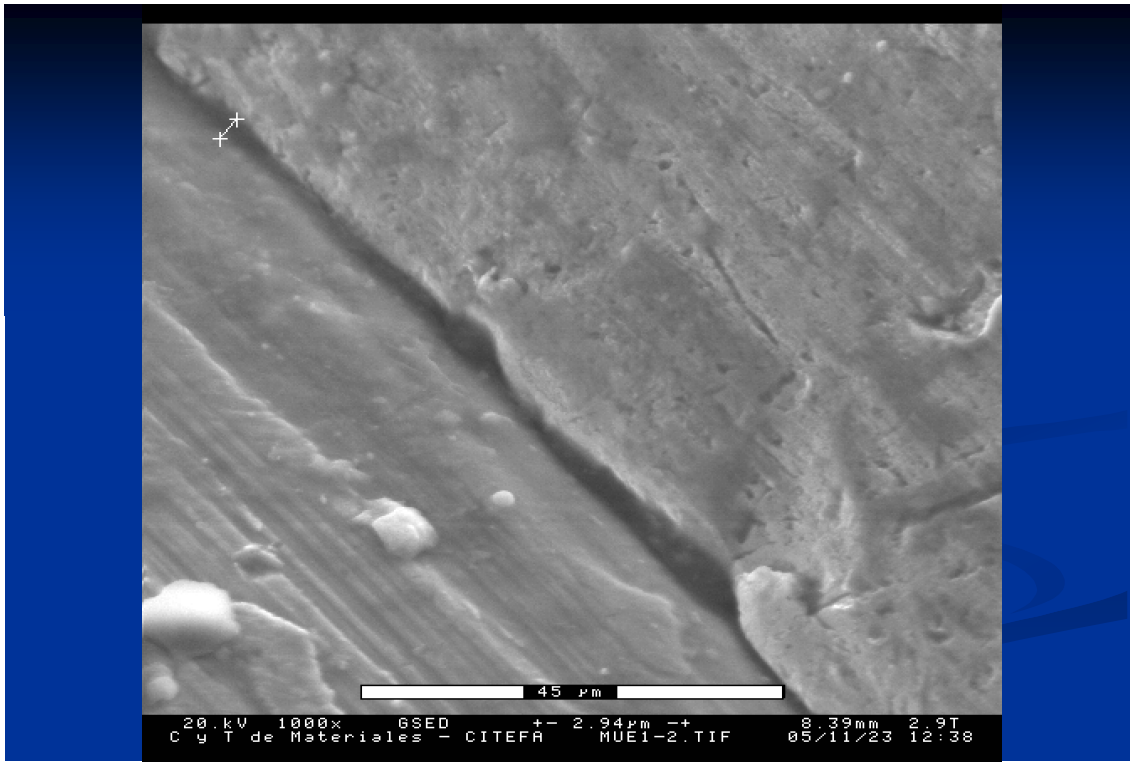


(Fig.27)Imágenes microscópicas que muestran distintos puntos donde se hicieron las mediciones.

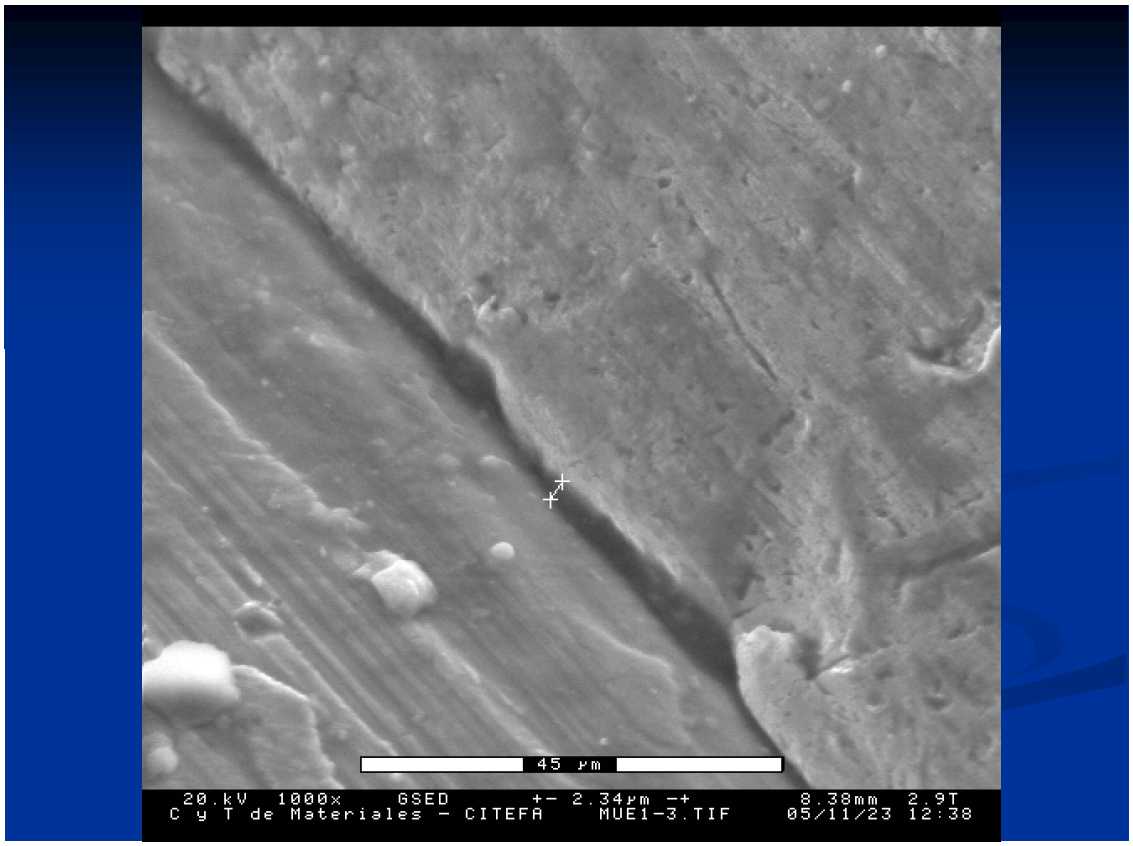


(Fig. 28)Imágenes microscópicas sobre las cuales se hicieron las mediciones.

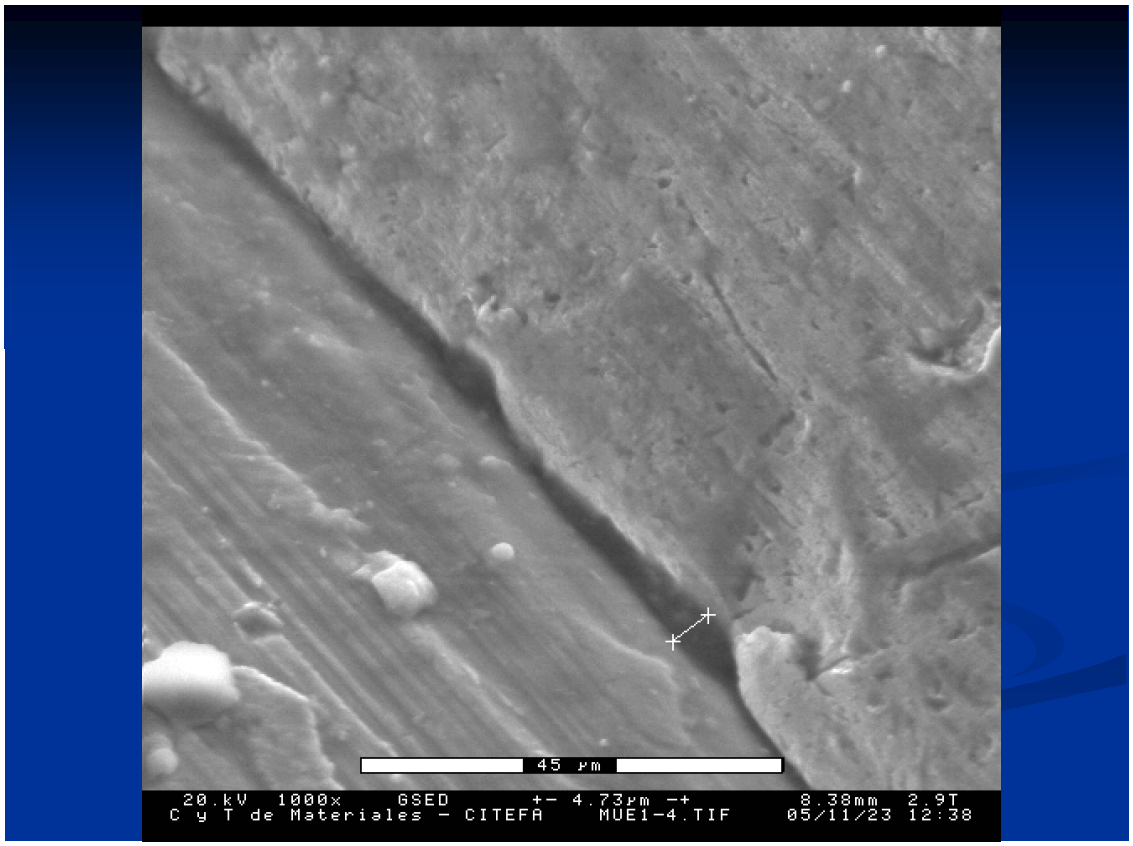
En las imágenes siguientes se muestra una de las áreas medidas antes del tratamiento.



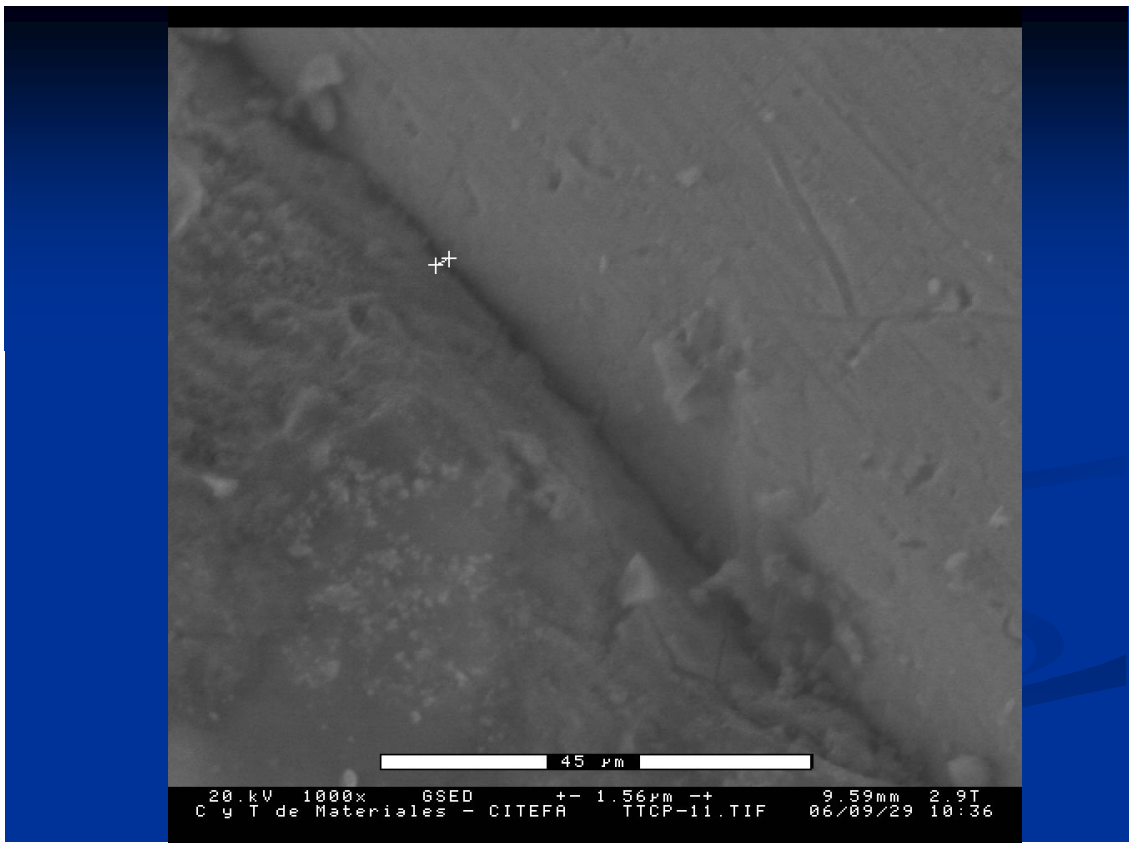
(Fig. 29)Área de medición de la primera lectura de desajuste de los emergentes previa al tratamiento



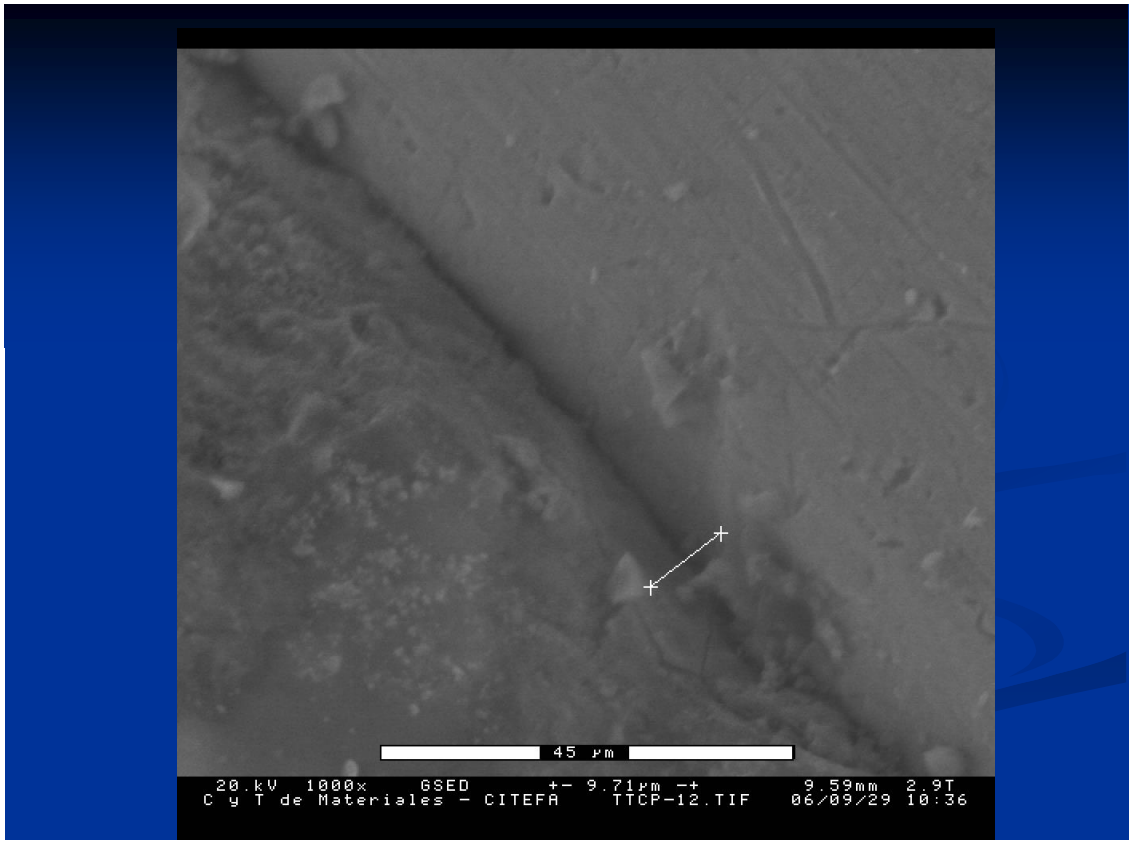
(Fig. 30)Segunda área de medición de la primera lectura de desajuste de los emergentes previo al tratamiento



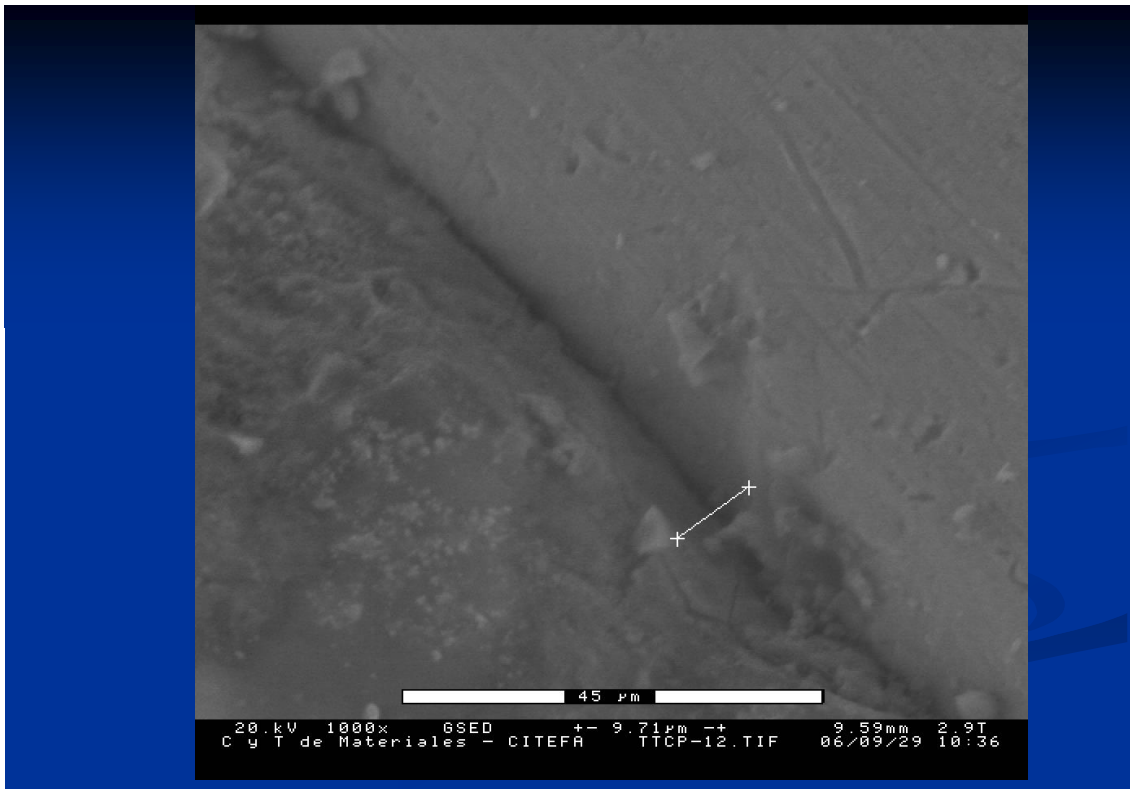
(Fig.31)Tercer área de medición de la primera lectura de desajuste de los emergentes previo al tratamiento



(Fig. 32)Primera medición postratamiento mediante carga cerámica del mismo emergente.



(Fig. 33)Segunda medición postratamiento mediante carga cerámica del mismo emergente.



(Fig. 34)Tercera medición postratamiento mediante carga cerámica del mismo emergente.

**** Las primeras mediciones fueron realizadas en un equipo perteneciente al Departamento de Ciencia y Técnica de Materiales en CITEFA, Villa Martelli, Buenos Aires, en tanto que las últimas se realizaron utilizando un segundo microscopio, de iguales características en SEGEMAR, INTI, también en Villa Martelli, Buenos Aires.*

ANÁLISIS

Las variables en estudio fueron registradas en términos de diferencias dimensionales (μm) entre las distancias registradas en cada una de las muestras, según el momento de las mediciones realizadas entre el cuerpo del implante y el emergente de titanio, antes (inicio) y después (post) de ser sometido a proceso de cocción cerámica para su individualización.
Los valores obtenidos fueron ingresados en la planilla del software estadístico .INFO STAT 2010 para su procesamiento, el cual se llevó acabo mediante una prueba t- Student para muestras apareadas.
Luego de este primer análisis de la totalidad de las muestras, estas fueron divididas en tres grupos, según su origen fabril, realizándose un segundo análisis para establecer la existencia o no de variable dimensional intra grupo.
A partir de los resultados obtenidos en este análisis, se estableció la significación estadística de la variable analizada, estableciéndose un nivel de significancia igual o menor a 0.05 lo que implica un grado o intervalo de confianza de 95%.

RESULTADOS

Los resultados de ambas mediciones fueron registrados y tabulados como se muestra en la tabla Nº 1

TABLA Nª 1

En la presente tabla se observan los resultados de las mediciones realizadas a las muestras con sus respectivos promedios expresados en micrones

Resultado de las mediciones sin ninguna preparación del emergente			Resultado de las mediciones luego del tratamiento con la porcelana		
NÚMERO TEST	***DISTANCIA ENTRE EMERGENTE E IMPLANTE EN MICRONES***	***PROM. MICR.***	***NÚMERO TEST***	***DISTANCIA ENTRE EMERGENTE E IMPLANTE EN MICRONES***	***PROM. MICR.***
Implante Titan-Tec					
EMERGENTE 1	1-2,98/ 2-2,34/ 3-4,73	3.35	EMERGENTE 1	1-1.36/ 2-1.12 / 3-0.78	1.08
EMERGENTE 2	1-3.17/ 2-3.58/ 3-3,17	3.30	EMERGENTE 2	1-2.10/ 2-1.73 / 4-3.46	2.43
EMERGENTE 3	1-0.76/ 2-0.76/ 3-0.89	0.80	EMERGENTE 3	1-6.86/ 2-5.74/ 3-8.65	7.08
EMERGENTE 4	1-1.15/ 2-1.14/ 3-0.90	1.06	EMERGENTE 4	1-1.99/ 2-1.13/ 3-1.25	1.45
EMERGENTE 5	1-1.13/ 2-1.13/ 3-1.25	1.17	EMERGENTE 5	1- 0 / 2- 0 / 3- 0	0
EMERGENTE 6	1-0.63/ 2-1.42/ 3-1.66	1.24	EMERGENTE 6	1-1.0 / 2-1.04/ 3-0.50	0.84
EMERGENTE 7	1-14.1/ 2-13.5/ 3-15.0	14.2	EMERGENTE 7	1-4.68/ 2-7.8 / 3- 8.72	7.06
EMERGENTE 8	1-6.75/ 2-6.89/ 3-3.97	5.87	EMERGENTE 8	1-5.89/ 2-1.67/ 3- 0	2.59
EMERGENTE 9	1-0.74/ 2-0.98/ 3-1.01	0.91	EMERGENTE 9	1-6.14/ 2-3.07/ 3-5.29	4.83
EMERGENTE 10	1-2.44/ 2-5.43/ 3-4.74	4.20	EMERGENTE 10	1-1.28/ 2- 0 / 3-0.90	0.72
Implante Microfit					
EMERGENTE 11	1-21.4/ 2-14.1/ 3-18.2	17.9	EMERGENTE 11	1-22.2/2-24.2/3-22.0	22.8
EMERGENTE 12	1-6.07/ 2-10.1/ 3-3.50	6.56	EMERGENTE 12	1-23.0/2-23.6/3-17.7	21.43
EMERGENTE 13	1-5.54/ 2-1.49/ 3-2.83	3.29	EMERGENTE 13	1-14.0/2-11.5/3-10.2	11.9
EMERGENTE 14	1-6.75/ 2-8.87/ 3-3.15	6.26	EMERGENTE 14	1-12.5/3-8.38/3-9.15	10.01
EMERGENTE 15	1-6.88/ 2-2.50/ 3-7.10	5.49	EMERGENTE 15	1-76.7/2-84.6/3-85.8	82.37
EMERGENTE 16	1-4.38/ 2-3.88/ 3-8.59	5.62	EMERGENTE 16	1-14.5/2-15.1/3-15.9	15.16
EMERGENTE 17	1-1.03/ 2-2.01/ 3-3.99	2.34	EMERGENTE 17	1-20.0/2-14.4/3-17.2	17.2
EMERGENTE 18	1-1.36/ 2-2.84/ 3-0.74	1.65	EMERGENTE 18	1-46.2/2-51.3/3-46.5	48
EMERGENTE 19	1-2.16/ 2-1.38/ 3-1.63	1.72	EMERGENTE 19	1-43.0/2-30.9/3-36.1	36.07
EMERGENTE 20	1-40.3/2-29.2/3-26.3	28.2	EMERGENTE 20	1-15.4/2-26.5/3-19.2	20.36
Implante Argendent					
EMERGENTE 21	1-40.3/2/43.9/3-45.7	43.3	EMERGENTE 21	1-30.9/2-28.4/3-34.2	31.16
EMERGENTE 22	1-39.6/2-39.0/3-39.5	38.37	EMERGENTE 22	1-17.4/2-22.1/3-24.3	21.26
EMERGENTE 23	1-33.2/2-20.2/3-31.6	28.33	EMERGENTE 23	1-8.46/2-16.8/3-11.6	12.28
EMERGENTE 24	1-30.3/2-36.9/3-36.4	34.53	EMERGENTE 24	1-18.2/2-33.6/3-35.6	29.13
EMERGENTE 25	1-46.4/2-46.5/3-45.0	45.97	EMERGENTE 25	1-43.2/2-49.7/3-53.5	48.8
EMERGENTE 26	1-2.13/2-1.77/3-1.63	1.84	EMERGENTE 26	1-37.5/2-43.0/3-37.2	39.23
EMERGENTE 27	1-42.6/2-22.6/3-41.0	35.4	EMERGENTE 27	1-37.7/2-41.3/3-36.6	38.53
EMERGENTE 28	1-20.0/2-24.1/3-29.9	24.67	EMERGENTE 28	1-37.2/2-36.7/3-35.6	36.5
EMERGENTE 29	1-13.0/2-12.6/3-12.7	12.77	EMERGENTE 29	1-19.7/2-23.8/3-34.3	25.93
EMERGENTE 30	1-49.4/2-51.4/3-51.4	50.73	EMERGENTE 30	1-31.6/2-37.3/3-31.2	33.36

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para este trabajo se aplicó una prueba de t-Student para muestras apareadas, en donde se considera como variable de análisis una diferencia de distancia entre el emergente y el implante antes y después del tratamiento.

1-Como un primer paso se realizó una descripción estadística de la variable distancia (µ) al considerar una lectura antes del tratamiento (Inicio) y una segunda lectura luego del tratamiento de carga de porcelana (Post) y la diferencia entre ambos estados (Difer).

Tabla N° 2

Variable	n	Media	D.E.	Var(n-1)	CV	Mín.	Máx.
Difer	30	-6,62	19,94	397,43	301,26	-76,88	17,37
Inicio	30	14,37	16,00	256,10	111,38	0,80	50,73
Post	30	20,99	18,96	359,47	90,35	0,00	82,37

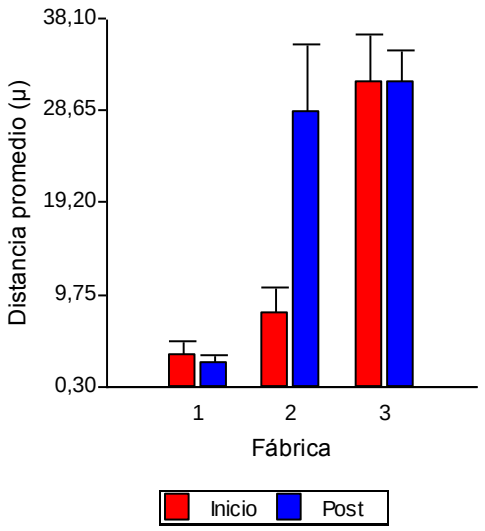


Fig. 35: Distancias promedios (µ) entre implantes y emergente, según marca, antes y después de la carga de porcelana.

En la figura 35 puede observarse que las distancias promedios difieren poco en los tratamientos de carga de porcelana que han sido realizados sobre los emergentes de los implantes 1 (Titantec) y 3. Argendent)...

Muy diferente es la respuesta al tratamiento cuando se utilizó emergentes e implantes (Microfit), en donde el promedio de las distancias de la lectura inicial y luego del tratamiento de carga de porcelana son muy distintas.

Establecidos estos parámetros

- Se realizó la prueba de hipótesis para una prueba de t-apareada, en base a la hipótesis inicial del presente trabajo

Se espera que la diferencia en las distancias entre el emergente y el implante se reduce o se mantiene luego de aplicar carga de porcelana...

Por lo tanto como se puede enunciar hipótesis estadística:

$H_0 : \mu_d = 0$

$H_1 : \mu_d < 0$

Esto determina una prueba de una cola a izquierda:

Prueba T (muestras apareadas)

Obs(1	Obs(2)	N	media(dif)	DE(dif)	T	p(Unilateral I)
Inicio	Post	30	-6,62	19,94	-1,82	0,0397

Dado que el valor de p=0,04, se podría rechazar la hipótesis nula a un nivel de significancia de $p \leq 0,05$.

Por lo que se puede concluir que las distancias se mantienen luego del tratamiento. Esto se condice con lo observado en el gráfico 2. Los implantes X (1) e Z (3) parecen tener una respuesta similar al tratamiento, en cambio la diferencia promedio en los implantes Y(2) es muy diferente. La misma interpretación se aplicó con el gráfico 1 anterior.

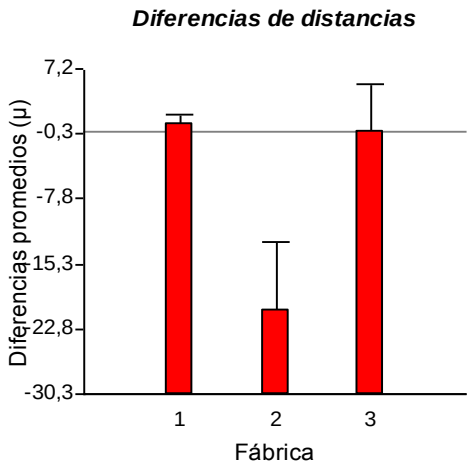


Fig. 36: diferencias promedios según el fabricante entre la primera y la segunda lectura efectuada luego de realizada la carga de porcelana.

En razón de lo analizado y en virtud de los resultados obtenidos se procedió a aplicar una prueba de t-Student para muestras apareadas, discriminada para cada marca de implantes.

En los tres análisis, una para cada marca, también se considera como variable respuesta a la variación, medida como una diferencia de distancia entre el emergente y el implante antes y después de la carga de porcelana.

Análisis para Implantes Titantec

- Se realizó la prueba de hipótesis para una prueba de t-apareada, formulando la siguiente hipótesis:

Se espera que para el implante Titantec la diferencia en las distancias entre el emergente y el implante se mantenga luego de aplicar carga de porcelana al emergente.

Por lo tanto como hipótesis estadística:

$H_0 : \mu_{d1} = 0$

$H_1 : \mu_{d1} \neq 0$

Valor de la media bajo la hipótesis nula: 0

Variable	n	Media	DE	LI(95)	LS(95)	T	p(Bilateral)
Difer	10	0,80	3,80	-1,91	3,52	0,67	0,5210

Dado el valor de p=0,52, no se podría rechazar la hipótesis nula a un nivel de significancia del 0,05. Para este resultado no se podría afirmar que el promedio de las diferencias sea distinto de 0 lo que permite concluir que la diferencia de las distancias entre el emergente y el implante se mantiene luego del tratamiento para el caso de los implantes Titantec.

Análisis para los implantes Microfit

- Se realizó la prueba de hipótesis para una prueba de t-apareada, formulando la siguiente hipótesis:

Se espera que para el implante Microfit la diferencia en las distancias entre el emergente y el implante se mantenga luego de aplicar carga de porcelana al emergente..

Por lo tanto como hipótesis estadística:

$H_0 : \mu_{d2} = 0$

$H_1 : \mu_{d2} \neq 0$

Valor de la media bajo la hipótesis nula: 0

Variable	n	Media	DE	LI(95)	LS(95)	T	(Bilateral)
Difer	10	-20,63	25,15	-38,62	-2,64	-2,59	0,0290

Dado que el valor de p=0,029, se podría rechazar la hipótesis nula a un nivel de significancia del 0,05. Para este resultado y con el nivel de confianza del 95%, se podría afirmar que el promedio de las diferencias es distinto de 0. En otras palabras la diferencia de las distancias entre el emergente y el implante no se mantiene luego del tratamiento para el caso del implante Microfit.

Análisis para el implante Argendent

- Se realizó la prueba de hipótesis para una prueba de t-apareada, formulando la siguiente hipótesis:

Se espera que para el implante Argendent la diferencia en las distancias entre el emergente y el implante se mantenga luego de aplicar carga de porcelana al emergente.

Por lo tanto como hipótesis estadística:

$H_0 : \mu_{d3} = 0$

$H_1 : \mu_{d3} \neq 0$

Valor de la media bajo la hipótesis nula: 0

Variable	n	Media	DE	LI(95)	LS(95)	T	p(Bilateral)
Difer	10	-0,03	17,50	-12,55	12,49	-4,9E-03	0,9962

Dado que el valor de p=0,99 no se podría rechazar la hipótesis nula a un nivel de significancia del 0,05. Para este resultado no se podría afirmar que el promedio de las diferencias sea distinto de 0. En otras palabras la diferencia de las distancias entre el emergente y el implante se mantiene luego del tratamiento para el caso del implante Argendent.

DISCUSIÓN

El ajuste marginal de las restauraciones dentales fue y continúa siendo un motivo de preocupación para la profesión odontológica dado que de él dependen esencialmente la preservación de la salud periodontal, dentaria y periimplantar al igual que la longevidad de las rehabilitaciones logradas.

McLean et al, (1971) establecieron que restauraciones construidas con un ajuste en sus brechas marginales igual o menor a 120μ son clínicamente exitosas. Diversos autores coinciden con este criterio, el que es tomado como un estándar de referencia al realizar evaluaciones de ajuste periférico para restauraciones dentales. (Limkangwalmongkol et al 2007); (Yen et al 2003); (Witkowski et al 2006).

Teniendo en cuenta las caracteríticas particulares de la mucosa peri implantar Jemt (1991) sugirió que una distancia menor a 100μ a nivel del margen de la plataforma del implante respecto al emergente sería aceptable como parámetro clínico, compatible con salud, a considerar al referirse a ajuste marginal periferico de restauraciones sobre implantes dentales.

El advenimiento del sistema de colada de aleaciones metálicas, primero, al igual que los modernos sistemas CAD CAM y otros sistemas actuales centraron su atención en lograr un ajuste periférico de las restauraciones dentarias que mejore día a día aquellos valores que las limitaciones de los materiales y técnicas aplicadas en la elaboración de reconstrucciones dentales determinaron como aceptables.

El ajuste marginal de emergentes sobre implantes depende básicamente de la técnica utilizada para su elaboración y de la aleación empleada.

En la elaboración del presente trabajo, en el que se evaluó el ajuste de emergentes de implantes y posteriormente la distorsión y mayor desajuste como consecuencia de la realización de carga cerámica para obtener su personalización, se trabajó utilizando emergentes fabriles en razón de la sistematización de los procesos productivos de sus fabricantes.

Al evaluar el ajuste periférico de los emergentes de implantes, insertados en las condiciones en que fueron provistos por sus respectivos fabricantes, en

este estudio, se obtuvieron promedios de 14,37 μm con una variable de ± 16,00 μm.

La utilización de procedimientos de colada, aunque estén realizados minuciosamente, produce desadaptaciones importantes en razón de los múltiples pasos de la técnica y la sensibilidad del procedimiento el cual es influenciado durante la obtención del patrón de colados por método de cera perdida, la selección del revestimiento, el proceso de investido, la aleación empleada y finalmente por el proceso de colada, por lo que la calidad operativa del laboratorio juega un rol importante en el resultado final.

Seabra Barbosa et al. (2007). Realizaron un estudio en el que comparan los ajustes de estructuras coladas obtenidos por tres laboratorios y encontraron que los desajustes variaban, según el laboratorio, entre un máximo de 11,6 μm. hasta 54.1μm.

Witkowski et al, (2006) Concluyen que el ajuste marginal de estructuras coronarias obtenidas, utilizando titanio, deben ser reajustadas luego de ser coladas o realizadas mediante técnicas CAD CAM. Estos autores registraron desajustes de 89.15μm, de media, cuando emplearon técnica de colada y entre 18.16 μm hasta 88.26 μm. al analizar distintos sistemas CAD CAM., valores que se redujeron a 43.59 μm. y a 7.79 μm y 38.81 μm cuando fueron ajustadas mecánicamente.

Estudios realizados por Ortop et al (2003) y Al- Fada (2007) concluyen que estructuras sobre implantes realizadas por sistemas controlados por computadora presentan mejor ajuste que aquellas realizadas por colado. A igual conclusión arriban Riedy et al (1997) al comparar estructuras obtenidas por sistema Procera con estructuras coladas.

A su vez, Sartori et al, (2004). Consideran que estructuras protéticas obtenidas por colada utilizando aleaciones nobles presentan un adecuado ajuste marginal (12.6 μm.) En tanto que si se las obtiene a partir de colada utilizando titanio el resultado no es tan satisfactorio, (30.1μm) aunque mejora si se las ajusta empleando electroerosión donde registran una reducción del desajuste a 5.4 μm. para el metal noble y 16.1μm. para las estructuras de titanio.

En un trabajo, realizado por Miranda de Torres et al (2007) los autores analizan el ajuste marginal de estructuras obtenidas por colado utilizando titanio comercialmente puro, Co- Cr, y Ni-Cr- Ti. y registran valores medios de desajuste de 22 μm. para el primer grupo, 66μm. para las coladas en Cr-Co y de 32 μm. cuando efectúan la lectura con la estructura atornillada a una presión de 10N. en tanto que al evaluar ajuste pasivo los valores obtenidos son del orden de las 88μm para las coladas en Ti (CP) 229 μm para Cr-Co y de 200 μm. para Ni- Cr- Ti. valores considerados inaceptables por los autores.

En un trabajo de revisión bibliográfica realizado por Abduo et al, (2011) los autores concluyen que estructuras obtenidas por colada de metal noble tienen ajuste predecible y no requieren ajustes posteriores. En tanto que aquellas realizadas en Cr- Co o Ni Cr. no proveen un ajuste satisfactorio a menos que se las someta a procedimientos complementarios de ajuste coincidiendo en esta evaluación con los trabajos analizados en este escrito.

El uso de porcelanas cocidas sobre metal significó un avance en la obtención de restauraciones coronarias estéticas, sin embargo su aplicación sobre distintas aleaciones, nobles y no nobles siempre fue acompañado por algún grado de distorción de los márgenes de las piezas obtenidas.

En el presente estudio, una vez realizado el procedimiento de cocción de porcelana sobre los emergentes, utilizados como probetas de ensayo, este valor se incrementó a 20,99 ± 18,96 μm.

Al comparar los valores de ajuste inicial de las muestras en estudio y aquel que mostraron luego de ser procesadas al efectuarse sobre ellas las sucesivas cocciones de material cerámico, se pudo establecer que los mismos sufrieron modificaciones que, determinaron una diferencia promedio de 6.62μ. respecto al valor inicial.

Este valor es la consecuencia de que en general las distancias entre implante y emergente fueron mayores luego de la aplicación de porcelana.

La mayor distancia establecida fue de (–) 76,9μ.

Al evaluar los grupos Titantec y Argendent. los valores de las distancias promedio difieren mínimamente entre los dos momentos de lectura aplicados de manera que no presentan diferencias significativas.

El tercer grupo de muestras, correspondientes a implantes Microfit, mostró cambios estadísticamente significativos entre ambas lecturas realizadas antes y despues del proceso de carga de la porcelana con un nivel de p= 0.029. La diferencia entre ambas lecturas fue de 20.63μ con un valor promedio para la desadaptación registrada luego de efectuado el proceso de cocción de la porcelana de 28.53μ.

Los desajustes generados sin embargo mantuvieron rangos compatibles con parámetros clínicos aceptables. El mayor valor de desadaptación alcanzó un valor de 82.38μ, el que a pesar de su amplitud aparente si se lo compara con el resto de la muestra, se encuentra dentro de parámetros de ajuste compatibles con normalidad clínica, en relación a los valores sugeridos por Mc Lean (1971) y posteriormente por Jemt (1991).

En relación a este punto, referido al ajuste de emergentes de implantes confeccionados en titanio, luego de ser individualizados mediante carga de porcelana no se obtuvieron referencias en la bibliografía dental por lo que los hallazgos obtenidos en este estudio serán comparados con ajustes marginales de restauraciones coronarias obtenidos mediante la utilización de distintas técnicas y aleaciones.

Campideli Fonseca et al (2003) realizaron un estudio por el cual analizaron la variación en el ajuste de estructuras coronarias obtenidas por colado, utilizando titanio puro y una aleación de titanio- aluminio y vanadio, al realizar cocción de porcelana sobre ellas. Las mediciones realizadas determinaron un ajuste inicial de 97.66μ para el titanio puro y un ajuste pos carga cerámica de 115.71μm. Al utilizar aleación de titanio- cromo- vanadio el valor inicial fue de 76.35μm y con posterioridad a la carga de porcelana de 86.02μm.

Los valores de ajuste inicial obtenidos por estos autores al realizar estructuras por método de colada son mayores a los que presentan las estructuras maquinadas utilizadas en el presente trabajo.

Por otra parte se puede observar que al aplicar porcelana, tambien en dicho estudio, los autores encontraron valores incrementados en el desajuste de las muestras luego de someterlas a los ciclos de cocción cerámica los cuales son semejantes a los registrados al evaluar el tercer grupo del presente

trabajo correspondiente a implantes Microfit que incrementó su desajuste en 28.53 μm. luego de realizada la carga de material cerámico.

Oruc and Tunuloglu (2000) analizaron el ajuste de estructuras coladas para coronas de porcelana cocida sobre metal realizadas en Ni- Cr. y en Ti (cp). El desajute marginal de las estructuras pos colado fue de 50.92 μm. para las realizadas en Ti(cp), valor que se incrementó a 58.20 μm. al mensurar las muestras tras la carga cerámica. Las cofias obtenidas utilizando Ni- Cr. tuvieron un desajuste inicial de 46.74 μm. y de 53.34 μm. luego de la carga cerámica.

Los resultados obtenidos por estos autores muestran un mejor ajuste marginal de las estructuras de Ni- Cr respecto a las de Ti (cp). con rangos clínicamente aceptables, aunque los valores reportados estan por encima de los obtenidos en el presente trabajo en el que se utilizaron emergentes obtenidos por maquinado. De todas maneras, el análisis de la literatura enn general reporta valores de desajuste mayores toda vez que se analizan estructuras obtenidas por colada.

En consonancia con estos hallazgos Shorkry et al, (2010) obtuvieron estructuras coladas empleando Ni- Cr , Ti (cp) y Ti- 6Al- 7Nb. y por maquinado utilizando Ti(cp). El desajuste para las estructuras coladas varió entre una media de 92.8 μm. para las de Ni- Cr y 47.3 μm. para las de Ti- 6Al- 7Nb. en tanto que aquellas maquinadas, tuvieron una brecha marginal de 24.1 μm. valor similar a los registrados en el presente trabajo.

Al realizar cocción cerámica sobre las estructuras el desajuste registrado por estos autores se incrementó en valores variables para cada grupo, pero manteniendo los márgenes dentro de rangos clínicamente aceptables, alcanzando en las maquinadas 35.6 μm. algo por encima del promedio obtenido en el presente trabajo en que se registró una media de 28.53 μm. para el grupo de implantes Microfit que generó el mayor desajuste.

En otro estudio , realizado por Ortop et al (2003) los autores reportan un análisis de ajuste comparativo de estructuras realizadas por colado de una aleación noble en relación a titanio maquinado por medio del Sistema Procera y concluyen que los obtenidos por este último método presentan menor

desadaptación marginal y que al cargárseles material cerámico la distorción que sufren ambos tipos de estructuras no tienen valores significativos.

Estos resultados son coincidentes con los obtenidos al comparar los grupos de muestras realizadas a partir de implantes y emergentes Titantec y Argendent cuyas variables entre la primera y segunda lectura tampoco mostraron diferencias significativas como consecuencia de la carga cerámica.

Castellani et al (1994) analizaron la incidencia de los ciclos de cocción de porcelanas puras y porcelanas cocidas sobre metal en el ajuste periferico de las mismas. En el estudio realizado, estos autores compararon tres sistemas de elaboración de restauraciones coronarias de porcelanas puras y una porcelana cocida sobre una aleación de oro- paladio. Como conclusión , señalan que las porcelanas cocidas sobre estructuras cerámicas son mas sensibles a sufrir cambios en el ajuste marginal, durante el ciclaje térmico, que aquella realizada sobre una estructura metálica y que este se incrementa durante la aplicación del procedimiento de cocción de la porcelana.

Estos hallazgos, formulados por los autores señalados, coincidentes con los del presente trabajo y permiten señalar que los ciclos térmicos de cocción de porcelana sobre estructuras metálicas aunque varie la composición de las aleaciones sobre las que se las realiza, generan cambios en su ajuste periférico y que, aunque presenten valores variables, en términos generales se ubican dentro de un rango de ajuste clínico aceptable.

Es oportuno señalar tambien que este fenómeno se manifiesta de igual forma cuando la porcelana es procesada sobre estructuras compuestas por materiales cerámicos. (Yeo et al, 2003)

CONCLUSION

Dentro de las limitaciones de este estudio, de acuerdo a los objetivos propuestos, se evaluó el comportamiento de 30 emergentes de titanio, para implantes, al ser sometidos a procedimientos destinados a la cocción de porcelana sobre ellos, en cuanto a su posible distorsión y su incidencia sobre el ajuste periférico.

Los resultados obtenidos permiten elaborar las siguientes conclusiones:
Se pudo confirmar la hipótesis propuesta según la cual los emergentes de titanio para implantes, confeccionados por maquinado, al ser sometidos a procedimientos de carga de porcelana para su individualización, no sufrirían cambios dimensionales o deformaciones que pudieran afectar su ajuste final.

Al evaluar cada sistema, los emergentes de implantes, Titantec y Argendent, luego de realizados los procedimientos de carga de porcelana mantuvieron su rango de ajuste periférico dentro de parámetros con variables no significativas. Este resultado permite confirmar la hipótesis nula formulada que sostiene que el ajuste para emergentes de titanio e implantes se mantendrá sin alteraciones dimensionales significativas luego de la aplicación de procedimientos de cocción de porcelana.

Al evaluar el sistema Microfit, se pudo determinar que luego de la carga de porcelana los valores obtenidos, al ser comparados con los de la lectura inicial fueron diferentes en forma significativa por lo que en este caso se rechaza la hipótesis nula planteada.

Los resultados obtenidos permiten señalar que, el ajuste periférico final de los emergentes e implantes empleados en el estudio, es compatible con parámetros de salud de los tejidos peri implantares. De todas maneras en futuros estudios se podrá evaluar si estos parámetros también se ajustan a los requerimientos biomecánicos para los sistemas de conexión implante-emergente evaluados.

BIBLIOGRAFÍA

Abduo,J;l Lyons,K; Bennani,V; Waddell,N; Swain,M.(2011).Fit of Screw-Retained Fixed Implant Frameworks Fabricated by Different Methods: A Systematic Review. *International Journal of Prosthodontic, 24; 207–220*

Adell, R. Lekholm, U. Rockler, B. Branemark, P. I., 1981. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal Oral Surgery* 10 (4),pp. 387- 416.

Albeksson, T; Branemark, P.I; Hansson; H.A; Lindstrom;J. 1981. Osseointegrated Titanium Implants. Requeriments for ensuring a long-lasting, direct bone- to implants anchorage in man. *Acta Orthopedic Scandinavian*; 52: 155- 170.

Albrektsson, T. Zarb, G.A. Worthington, P.Eriksson, A.R., 1986. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1(1), pp. 1-25.

Al-Fadda, S.A; Zarb, G.A; Finer, Y. (2007). A comparson of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant prosthodontic frameworks.*International Journal Prosthodontic,* 20; 125-131.

Andersson, B; Odman, P; Lindvall, A.M; Lithner, B. 1995. Single tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a perspective study after 2 to 3 years. . *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 10, 702-711.

Aparicio, C., 1997. The use of the Periotest value as the initial success criteria of an implant: 8- year report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* 17, pp.150-161.

Bapoo-Mohamed, K., 1996. Post-insertion peri-implant tissue assessment: A longitudinal study. *Journal Oral Implantology.* 2 (3-4), pp. 225-231.

Balkaya, M.C. Cinar, A.and Pamuk, S. 2005, Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all- ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 93; pp: 346- 355.

Behneke, A. Behneke, N. d´Hoedt, B. Wagner, W., 1997. Hard and and soft tissue reactions to ITI screw implants: 3-year longitudinal results of a prospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* Nº12 Vol. 7, pp. 749-757.

Beschnidt, S. Strub, J., 1999. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of Oral Rehabilitation*. Nº 26 Vol. 5, pp. 582-593.

Besimo,C; Feger,C; Guggenheim,R. (1997). Marginal Adaptation of Titanium Frameworks Produced by CAD/CAM Techniques. *International Journal of Prosthodontic,10;541-546.*

Benhamon, A. (1994) Esthetic et implant apport du M.C.B. *Les Cahiers the Protheses*, 3; pp: 63-71.

Beuer, F. Neumeier, P. Naumann, M., 2009a. Marginal fit of 14 unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. *Journal of Oral Rehabilitation*. 36 (1), pp. 142-149.

Beuer, F. Aggstaller, H. Richter, J. Edhelhoff, D. Gernet, W., 2009b. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-frabricated zirconia crown copings, *Quintessence International*. 40 (3), pp. 243-250.

Binon, P.P. 2000. Implants and components: Entering the new millennium. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 15: 76-94.

Boyan, B.D; Hummert, T.W; Dean, D.D; Schwartz, Z. 1996. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials.*; 17: 137-144.

Branemark, P.I; Adell, R; Breine, U; Lindstrom, J; Hansson, B.O; Ohlsson, A. 1969. Intra osseous anchorage of dental prostheses. I experimental studies. *Acta Orthopedic Scandinavian*; 3: 81-100.

Branemark, P.I; Hansson, B.O; Adell, R.1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 years period. *Scandinavian Journal Plastic Reconstructive Surgery. Supplement*, 16: 1-7.

Branemark, P. I. 1993. Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 50 (3), pp. 399- 410.

Branemark, P. I. Zarb, G. Albrektsson, T., 1985a. *Tissue Integrated Prosthetics. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishers.

Branemark, P. I. Engstrand, P. Ohrnell, L. O. Grondahl, P.O. Grondahl, K. Nilsson, P. Hagberg, K. Darle, C. Lekholm, U., 1999. A new Treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow up- study. *Clinical Implant Dental & Related Res*earch. 1, pp. 2-16.

Branemark, P.I. Zarb, G. A. Albrektson, T. 1985b. Patient selection and preparation. En: *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Primera edición. Chicago: Quintessence Publishing. pp. 199-209.

Buchanan, W. T. Svare, C.W. Turner, K. A. 1981. The effect of repeated firing and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 45 (5), pp. 502-506.

Buser, D. Weber, H. Brägger, U. Balsiger, C. 1991 Tissue integration of one-stage ITI implants: 3 year results of a longitudinal study with hollow-cylinder and hollow-screw implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 6 (4), pp. 405-412.

Byrne, D. Houston, F. Cleary, R. and Claffey, N. 1998. The fit of cast and premachined implant abutments,. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80; pp:184-192.

Campideli Fonseca, J. Pessanha Henriques, G.E. Correr, L. de Goes, M.F. (2003) Stress- relieving and porcelain firing cicle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium- aluminium- vanadium copings. *Dental Materials,* 19; pp: 686-691.

Castellani, D. Baccetti, T. Clauser, C. Bernardini, U. 1994. Thermal distortion of different materials in crown construction. *Journal. of Prosthetic Dentistry* 72 (3), pp. 360-366

Carranza, F. A. Sznajder, N. G. 1996a. Microbiología e inmunología periodontales. En: *Compendio de Periodoncia*. Capítulo 4. Quinta edición. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires-Argentina. pp. 31-38.

Carranza, F. A. Sznajder, N. G. 1996b. *Compendio de Periodoncia.* Factores que favorecen la acumulación de placa. Capítulo 5. Quinta Edición. Editorial Médica Panamericana, Buenos Aires- Argentina. pp. 39-47.

Caulier, H. Naert, I. Kalk, W. Jansen, J. A. 1997. The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations, and periotest measurements of oral implants: an experimental animal study, (Department of Prosthetic Dentistry, Catholic University of leuven, School of Dentistry, Belgium) *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 12 (3), pp. 380-386.

Chai, J.Y. Yamada, J. Pang, I. C. 1993. In Vitro consistency of the Periotest instrument, Advanced Education Prosthodontics, Northwestern

University Dental School, Chicago, I.L., USA. *Journal of Prosthodontics*. Nº 2. pp. 9-12.

Chavez, H. Ortman, L.F. De franco, R.L. Medige, .J. 1993 Assessment of oral implant mobility, School of Dental Medicine, State University of New York at Buffalo, USA., Journal of Prosthetic Dentistry., 70 (4), pp. 421-426.

Coelho, A. L. Suzuki, M, 2007. Cross-sectional analysis of the implant–abutment interface. *International Journal of Oral Rehabilitation.* 34 (5) pp. 508-516.

Conrad, H. Wook-Jin, S. Pesun, I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendation: A systematic review. *Journal of Prosthetics Dentistry.* 98 (3) pp. 389-404.

Crain, A.N. Degrado, J. Kaufman, M. 1998. Evaluation of the Periotest as a diagnostic tool for dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 1998. 24(3) pp. 139-146.

Cune, M.S. Van, R.I. De, P.C. Wils, R.P.1996. A clinical retrospective evaluation of FA/HA coated (Biocomp) dental implants. Results after 1 year. *Clinical Oral Implants Research*. 7,pp 345-353.

D´hoedt, B. Schulte, W. A. 1999. Comparative Study of Results with various Endosseous Implant Systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial. Implants*. 4(2), pp 95-105.

Dinato, J. C. Polido, W. D. 2003. *Implantes Oseointegrados Cirugía y Prótesis*, 1º Edición, Sao Paulo, Brasil. Artes Médicas Latinoamérica, cap. 15, pp. 274-5.

Drago, C.J. 2000. A prospective study to assess osseointegration of dental endosseous implants with the periotest instrument. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* Nº 15, pp. 389.395.

Eckert, S.E. and Wollan, P.C. 1998. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *Journal of Prosthetic Dentistry*.79, 415- 421.

Esposito, M. Hirsch, J. M. Lekholm, U. Thomsen, P. 1998. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (1). Success criteria and epidemiology. *European Journal Oral* Vol. 106, pp. 527-551.

Faulkner, M.G. Wolfaardt, J.F. Chan, A. 1999. Measuring componente protésico/implant joint integrity with the periotest instrument. *Intenational Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* Vol.14, pp. 618-688.

Fonseca, J. C. Pessanha Henriques, G. H. Correr Sobrinho, L. deGóes, M. F. 2003. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. Dental Material. 19. pp. 686-691.

Ganeles, J; Wismeijer, D. 2004. Early and inmediately restored and loaded dental implants for single- tooth and partial arch applications. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 19 (Supplement)*: 92-102.

Gemalmaz, D. Berksun, S. Alkumru, H.N. and Kasapoglu, C. 1998, Thermal cycling distortion of porcelainfused to metal fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 80; pp: 654- 660.

Gomez Roman, G. Lucas, D. 2001. Influence of the implant componente protésico on the Periotest value – a study done in vivo (Einflu des Implantataufbaus auf den Periotestwert – eine in vivo Untersuchung). *Quintessence International*, 32 pp. 797-799.

Haas, R. Saba, M. Mensdorff, P.N. Mailath, G. 1995. Examination of the camping behavior of IMZ implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 10 (4), pp. 410-414.

Hobo, S. Ichida, E. Garcia, L.T.1990. *Osseointegration and oclusal rehabilitation*. Chicago: Quintessence Publishers Co Inc 1990.

Holmes, D. C. Loftus, J. T. 1997. Influence of bone quality on stress distribution for endosseuos implants. *Journal Oral Implantology* . 23 (3), pp. 104-111.

Iasella, J.M; Greenwell, H; Miller, R.L. 2003. Ridge preservation with freeze dried bone allograft and a collagen membrane compared to extraction alone for implant site development: A clinical and histologic study in humans. *Journal periodontology.* 74, 990- 999.

Isidor, F.1998. Mobility assessment with the periotest system in relation to histologic findings of oral implants. International Journal of Oral & Maxillofacial. Implants. 13(39), pp.377-383.

Jemt, T. Lekholm, U. Adell, R. 1989. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patient: A preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 5* .(4), pp. 211-17

Jemt, T. 1991. Failures and complications in 391 consecutivrly inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaw: a study prospective to the first annual checkup. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 17(6), pp.270-6.

Kano, S. C. Binon, P. P. Curtis, D. A. 2007. A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 22 (8), pp.879–885.

Kan, J.Y.K; Morimoto, T; Rungcharassaeng, K; Roe, P; Smith, D.H. 2010. Gingival biotype assessment in the esthetic zone: Visual versus direct measurement. *International Journal od Periodontics and Restorative Dentistry.* 30, 237- 243.

Kappe, R. Teschner, H. Schmitt, J. 2008. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *European Journal Oral* 116 (5), pp. 579-584.

Khraisat, A. Abu-Hammad, O. Al-Kayed, A. 2004. Stability of the Implant/Abutment Joint in a Single-Tooth External-Hexagon Implant System. *International Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 6 (4), pp. 222-229.

Klineberg, I. J. Murray, G.M. 1985. Desing of superstructures for osseointegrated fixtures. *Sweden. Dental Journal*.28 (1), pp. 63-69,

Ko, C. C. Kohn, D. H. Hollister, S. J. 1992. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *Journal Oral Implantology*. 18(3), pp. 220-230.

Kois, J.C. 1996. The restorative periodontal interface: Biological parameters. *Periodontology 2000.* 11, 29- 30.

Lazarof, S. Hobo, S. Nowzari. H. 1998. *The immediate load implant system: Esthetic implant dentistry for the 21 century*. Tokio: Quintessence Publishing .

Lewis, S. G. Breumer, J. Perri, G. R., Hornburg, W. P. 1988. Single tooth implant supported restorations. *International Journal of Oral & maxillofacial Implants. 3 (1), pp.25-30.*

Limkangwalmongkol, P. Chiche, G. Blatz, M. 2007. Precision of Fit of Two Margin Designs for Metal-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics.* 16 (2), pp.233-237.

Lindh, T; Gunne, J; Tillberg, A; Molin, M. 1998. A meta- analysis of implants in partial edentulism. *Clinical Oral Implants Research* 9, 80- 90.

Lum, L. and Osier. J. F.1992. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: An analysis using statics. Part one: horizontal loading. *Journal of Oral Implantology.* 18(4), pp. 343-348.

Luther, M. Gammon, R. Briggs, J. Packard, K. 2004. ASM *Handbook*, vol 9 Metallography and Microstructures of Titanium and Its Alloys, VanderVoot, editor. pp. 699-917.

McLean, J. von Fraunhofer, J. 1971.The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. British Dental Journal. 131(1), pp. 107-111.

Meffert, R. M. 2001. Hygiene and soft tissues management: The Doctor's perspective. Chap 20, Babbush, C., A. *Dental Implants The Art and Science*. W.B. Saunders Company. pp. 445-460.

Meyle, J; Gultig, K; Wolburg, H; Von Ream, A.F. 1993. Fibroblast anchorage to microtextured surfaces. *Journal Biomedical Materials Research*. 27: 1553- 1559.

Miranda de Torres,E; Silveira Rodrigues, R.C; Chiarello de Mattos, M.G; Faria Ribeiro, R.2007.*Journal of Dentistry,* 35; 800-805.

Misch, E. C.1999. The Implant Quality Scale: A Clinical assessment of the Health-Disease Continuum. Chap. 3 *Contemporary Implant Dentistry*, second edition. Carl E. Misch. Editorial Mosby. pp. 21-32.

Oates, T.W; West, J; Jones,J; Kaiser, D; Cochran, D.L. 2002. Long term changes in soft tissue heigth on the facial surface of dental implants. *Implants Dent*.11, 272-279.

Ochi, S. Morris, H. F. Winkler, S. 1994. The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periotest values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. *Implant Dent*., 3. pp.159-162.

Olivé, J., Aparicio, C. 1990. The Periotest method as a Measure of Osseointegrated oral implant stability, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 5. pp. 390-400.

Olsson,M; Lindhe, J. 1991. Periodontal characteristics in individuals with varying forms of upper central incisors. *Journal of Clínical Periodontology,*18; 78- 82.

Ortorp, A; Jemt, T; Back, T; Jalevik, T. (2003). Comparisons of precisión of fit between cast and CNC- milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontic*, 16; 194-200.

Oruc, S. and Tulunoglu, Y.2000, Fit of titanium and base metal alloy metal ceramic crown. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 83; pp:314- 318.

Pham, A. N. Fiorellini, J. P. Paquete, D. Williams, R. C.1994. Longitudinal radiographic study of crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Journal of Oral Implantology.* 20(1), pp.26-34.

Riedy, S.I; Lang, B.R; Lang, B.E.(1997). Fit of implant frameworks by diferents techniques. *Journal Prosthetic Dentistry*, 78; 596- 604.

Rufenacht, C.R. 1990. *Fundamentals of Esthetics.* Carol Stream,IL: Quintessence Publishing Co.

Sahiwal, I.G; Woody, R.D; Benson, B.W; Guillen, G.E. 2002 Macro design morphology of endoseous dental implants. *Journal Prosthetic Dentistry*. 87: 543- 551.

Salonen, M. A. Oikarinen, K. Virtanen, K. Pernu, H. 1993. Failures in the osseointegration of endosseous implants, Department of Prosthodontics and Stomatognathic Physiology, institute of Dentistry, University of Oulu, Finland. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 8. pp. 92-97.

Salonen, M. A. Raustia, A.M.V. Oikarinen, K. S. 1997. Factors Related to Periotest Values in endosseal implants: a 9-years follow-up. *Journal Clinic. Periodontology*. 24(4), pp. 272-277.

Sartori,I.A; Faria Ribeiro,R; Franchiscone, C.E; Chiarello de Mattos,M.G. 2004. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant- supported prostheses before and after electro erosion. *Journal Prosthetic Dentistry*. 92; 132-138.

Schulte, W. Lukas, D.1992. The Periotest method. *International Dental Journal.* 42. pp. 433-440.

Schmitt, A and Zarb, G.A. 1993. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated implants for single tooth replacement. *International Journal of Prosthodontics* 6, 197- 202.

Scotter, D.E. Van Wilson, C.J. 1991. The Periotest method for determining implant success. *Journal of Oral Implantology*. 17. pp.410- 413.

Seabra Barbosa, G.A; Simamoto (J) P.C; Fernandes Neto, A.J; Chiarello de Mattos, M.G; Domingues das Neves, F.(2007). Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the Implant/UCLA abutment interface. *Brazilian Dental Journal,* 18 (2) 139-143.

Shokry, T.E. Attia, M, Mosleh, I. Elhosary, M. Hamza, T. Shen, Ch. 2010, Effect of metal selectionand porcelain firing on the marginal accuracy of titanium based metal ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry, 103; pp: 45-52*

Simunek, A. Vokurková, J. Kopecká, D. 2002. Evaluation of stability of titanium and hydroxyapatite-coated Osseointegrated dental implants: a pilot study. *Clinical Oral Implants Research*. 13. pp.75- 79.

Steflik, D. E. Koth, D. L. Robinson, F.G. McKinney, R. V. 1995. Prospective investigation of the single crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results. *Journal of Oral Implantology*. 21(1), pp. 8-18.

Strid, K.G.1985. Radiographic results. In Branemark P I, Zarb G A, Albreksson T. (Eds.): *Tissue- Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago, Quintessence Publishing Company. 187-205.

Takahashi, T and Gunne, J. (2003). Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *Journal Prosthetic Dentistry, 89; 256-260.*

Tangerud, T. Gronningsaeter, A. G. 2002. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: a 3-years report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 17(2), pp. 212-219.

Tao, J. Yoda, M. Kimura, K. Okuno, O. Metal ceramic Crowns cast in Au-1.6 wt%Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Academy of Dental Materials,* 22. Pp. 397- 404.

Teerlink, J. Quirynen, M. Darius, P. Van Steenberghe, D. 1991. Periotest: an objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 6(1):55-61.

Teerlink, J. Quirynen, M. Steenberghe, D. V. Periotest. 1989. An objective clinical diagnosis of osseointegration. *Journal Dental Research*. 68. pp. 644.

Tiossi,R; Silveira Rodriguez, R.C; Chiarello de Mattos, M. G; Faria Ribeiro, R. (2008). Comparative analysis of the fit of 3- unit implant supported frameworks cast in nickel- cromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *International Journal of Prosthodontic*, 21; pp: 121-123.

Tricio, J. Laohapand, P. Van Steenberghe, D. V. Qurynen, M. Naert, I. 1995a Mechanical state assessment of the implant-bone continium: a better understanding of the periotest method. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 10(1), pp.43-49.

Tricio J, Van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L.1995b Implant stability relate to insertion torque force and bone density: An in vitro study, *Journal Prosthetic Dentistry.* 74(6), pp. 608-12.

Trulhar, R. S. Lauciello, F. Morris, H.F. Ochi, S. 1997. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 55 (12 supl.5), pp.55-61.

Truhlar, R.S. Morris, H. F. Ochi, S. Winkler, S. 1994. Assessment of implant mobility at second-stage surgery with the Periotest: *Implant Dent.* 3:153-156.

Van Steenberghe, D. 1989. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prosthesis on the treatment of partial edentulismo. Journal of Prosthetic dentistry 61(2), pp.217-223.

Verhoeven, J. W. Cune, M. S. De-Putter. C. 2000. Rehability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry. Journal of . Oral Rehabilitation. 27. Pp. 211-216.

Walker, L. Morris, H.F. Ochi, S.1997. Periotest values of dental implants in the first 2 years after second-stage surgery: DICRG interim report No. 8. Dental Implant Clinical Research Group. *Implant Dent*., 1997; 6:207-212.

Web we, H. P. Cronin, C. C. Fiorellini, J. 2000. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research.* 11. pp.144-153.

Wennerberg, A; Albrektsson, T; Andersson, B. 1996. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine coarse particles de aluminum oxide. I*nternational Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 11: 38-46.

Wennerberg, A; Albrektsson, T; Lausman, J. 1996. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25 and 75 microns sized particles of A1203. *Journal Biomedical Materials Research*. 30:251- 258.

Wheler, S.L. 1996. Eight years clinical retrospective study of titanium plasma sprayed and hydroxyapatite coated cylinder implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 11: 340- 347.

Witkowski, S. Komine, F. Gerds, T. 2006. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006; 96:47-52.

Wong, M; Eulenberg, J; Scheuk, R; Hunziker, E. 1995. Effect of surface topology on the osseointegration of implants materials in trabecular bone. *Journal Biomedical Materials Research*. 29: 1567- 1575

Wyatt, C. Zarb, G. 2002. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. 13. pp.162-168.

Yeo, I. S. Yang, J. H. Lee J. B. 2003. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. Korea. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 90 (4), pp. 459-464.

Zarb, G. A. Schmitt, A. Baker, B. 1987. Tissue-integrated prosthesis osseointegration research un Toronto. International *Journal of Periodontology and Restorative Dentistry*. 1, pp. 26-51.

Zarb, G.A and Schmitt, A. 1993. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in anterior partially edentulous patients. *International Journal of Prosthodontics* 6, 180- 188.