

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA TIJUANA
PROGRAMA DE MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA SALUD



PROGRAMA DE MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA SALUD

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE LA PÉRDIDA ÓSEA ENTRE
IMPLANTES DE DIÁMETRO PEQUEÑO DE 3.3 MM E
IMPLANTES DE DIÁMETRO REGULAR 4.5MM”**

GRADO DE: MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA SALUD

PRESENTA

FERMÍN MARTÍN AGUILERA

PRESIDENTE

DRA. LAURA LOURDES COLOTLA PARRA

SINODALES

SINODALES

Dr. José Manuel Mondaca

Dr. Francisco Jiménez Enríquez

Tijuana, B.C.

Junio 2010

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	3
▸ 1.1 ANTECEDENTES	8
▸ 1.2 MARCO TEÓRICO.....	30
▸ 1.3 PROBLEMA	32
2.0 JUSTIFICACIÓN.....	32
3.0 OBJETIVO	33
4.0 HIPÓTESIS	33
▸ 4.1 Hipótesis de la investigación:.....	33
▸ 4.2 Hipótesis nula:	34
5.0 MATERIAL Y MÉTODO	34
▸ 5.1 TIPO DE ESTUDIO.....	34
▸ 5.2 UNIVERSO DE ESTUDIO	34
▸ 5.3 CRITERIOS	34
▸ 5.3.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	34
▸ 5.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	35
▸ 5.4 OPERACIÓN VARIABLES	35
▸ 5.4.1. VARIABLES DEPENDIENTES	35
▸ 5.4.2. VARIABLES INDEPENDIENTES.....	35
▸ 5.5 MATERIAL.....	36
▸ 5.6 METODOLOGÍA	39
6. RESULTADOS.....	44
7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	46
8. DISCUSIÓN	50
9. CONCLUSIONES	51
10. BIBLIOGRAFIA	52

1. INTRODUCCIÓN

Cuando hay pérdida de un diente las opciones para remplazarlo son limitadas. Hoy en día un tratamiento de elección consiste en la colocación de una prótesis la cual va integrada al hueso y reemplaza el diente perdido. En la implantología el uso de implantes de diámetro regular o de diámetro grueso es generalmente recomendado para asegurar un contacto mayor del implante con el hueso.¹ Normalmente dentro del tratamiento de un implante dental el implante debe mantenerse incluido dentro del hueso circunferencialmente. Así mismo le da estabilidad y asegura su máximo contacto con hueso.²

Ocasionalmente, el espacio disponible para la colocación de implantes de este tipo de diámetro es insuficiente. Cuando la siguiente situación se presenta no hay otra opción más que utilizar un implante de diámetro pequeño y puede ser una opción viable.³⁻¹¹ En otras ocasiones la pérdida de un diente causa fisiológicamente una pérdida ósea continua la cual es irreversible y destructiva.¹² El mayor cambio o pérdida de hueso sucede dentro de los primeros 12 meses post extracción.¹² Cuando se presenta esta situación el paciente tiene la opción de elegir un injerto de hueso el cual aumenta el volumen y incrementa en grosor del hueso para utilizar un implante de diámetro regular.¹³ El injerto de hueso causa un incremento en el tiempo de tratamiento, no hay obtención de un sitio donador para el injerto el cual puede causar mayor incomodidad, y aumento de costo por el injerto de hueso.⁸

El éxito de un implante se ha confirmado en mantener una pérdida de hueso menor a 0.1mm anual alrededor del implante después de la fase de rehabilitación la cual se evalúa por medio de una radiografía y su comparación cada 6 meses.¹⁴

1.1 ANTECEDENTES

Degidi, M. y cols¹⁵, en el 2009, llevó a cabo un estudio prospectivo para evaluar el uso de restauraciones soportadas por implantes de 3.0mm de diámetro. Un total de 93 implantes se colocaron en un total de 40 pacientes. El tiempo del estudio fue de 20 meses entre Febrero del 2003 y Octubre del 2004. Todos los pacientes recibieron restauraciones fijas sobre dos o tres implantes. Se aseguraron de tener una estabilidad primaria de por lo menos 25 Ncm. Radiografías periapicales en la misma angulación se tomaron y se digitalizaron en el cual posteriormente se usó un escáner y programa digital para la evaluación de los niveles de hueso alrededor del implante. Se usó una referencia visual para la medición el cual fue notable en todos los casos. Los tiempos de las radiografías se tomaron a, TO: después de la cirugía; T1: la inserción de la prótesis 6 meses después de la radiografía inicial; T2: Un año después de la colocación de la corona; T3: 2 años después de la colocación de la corona; T4 y T5: 3 años y 4 años después de la inserción de la corona respectivamente. La pérdida de hueso acumulada después de los 4 años alrededor de los implantes fue de 1.16 ± 0.90 mm. No hubo pérdida de un sólo implante durante el estudio.

Degidi, M. y cols¹⁶, en el 2008, llevó a cabo un estudio retrospectivo de implantes de 3.75 mm de diámetro. El estudio evaluó implantes colocados entre Noviembre de 1996 a Febrero del 2004. Se utilizaron 8 diferentes sistemas de implantes. Los 510 implantes se colocaron en un total de 237 pacientes. Un total de 3 implantes fracasaron con un éxito de 99.4%. El seguimiento fue de un rango de 3 a 96 meses. Radiografías periapicales se tomaron a la inserción del implante y al final del tiempo de observación. La pérdida de hueso se evaluó con una lupa con 7x de aumento y se usó una referencia estandar para la medición y se estandarizo a 0.1mm. La pérdida

de hueso alrededor de los diferentes sistemas fue de entre los 1.20mm y 1.40mm dentro del tiempo de evaluación.

Christensen, G.J.¹⁷. en el 2009, escribió un artículo en el cual describe las razones por las cuales se deben de usar implantes de diámetro pequeño para las mandíbulas edéntulas para soportar dentaduras. Menciona que implantes de 3mm fueron autorizados para su uso en 1970 por la Food and Drug Administración (FDA). Menciona las marcas comerciales de distintos implantes pequeños y áreas donde se recomienda su uso. No hay ninguna comparación de marcas ni de diámetros de implantes.

Flanagan, D.¹⁸ en el 2008, llevo a cabo un análisis clínico en el cual demuestra que los implantes de diámetro pequeño (1.8-3.3mm) son los indicados para soportar prótesis individuales y puentes fijos sobre implantes. Su artículo sólo menciona casos clínicos sin mencionar niveles de éxito. A la vez no menciona ningún dato en el cual compara éxitos de implantes de diferente diámetro.

Romeo, E. y cols ²⁰, en 2006, llevaron a cabo un estudio longitudinal en el cual compararon implantes de diámetro pequeño (3.3mm) y de diámetro regular (4.1mm). Dentro de un periodo de 7 años se insertaron un total de 330 implantes en 188 pacientes de los cuales 122 eran de diámetro pequeño con 3 fracasos con un éxito de 97.5% y 208 de diámetro regular con 3 fracasos y un éxito de 98.5%. Los implantes se colocaron en ambas arcadas y no hubo diferenciación en cuanto a localización de sitio en el cual se colocaron. A la vez también se colocaron prótesis fijas unitarias y puentes sobre ambos diámetros. Los dos diámetros tuvieron un nivel de éxito muy alto sin diferencia estadística. La pérdida de hueso alrededor de los implantes se llevó a cabo por medio de radiografías periapicales las cuales

se digitalizaron y la medición fue analizada por los 7 años del estudio. La pérdida de hueso alrededor de los implantes de diámetro pequeño fue de 0.5mm al tiempo de la rehabilitación y un total al final del estudio de 1.5mm. No hubo una comparación anual sólo al inicio y al final. Los implantes de diámetro regular mostraron una pérdida de 0.4mm al inicio y un total de 1.4mm al final del estudio. Ambos diámetros fueron muy similares sin diferencia estadística y siguieron un nivel similar dentro de los 7 años. Los resultados sugieren que los implantes de diámetro pequeño pueden ser de elección para tratamiento de pacientes parcialmente edéntulos.

Comfort, M.B y cols²¹, en el 2005, realizaron un estudio prospectivo de la efectividad de implantes de diámetro pequeño (3.3mm). En nueve pacientes entre 18 y 70 años se colocaron un total de 23 implantes en rebordes residuales con un diámetro menor a 5mm de ancho y el espacio interradicular es menor a 6mm. La evaluación radiográfica se realizó con radiografías periapicales y la medición inicial fue a la inserción de la corona. La pérdida ósea alrededor del implante se midieron con un calibrador en forma visual. La pérdida ósea valorada del primer año fue de 0.41 ± 0.17 mm y entre el segundo y quinto año fue de 0.03 ± 0.06 mm. Ningún implante tuvo pérdida mayor a 0.2mm anual después del primer año. No hubo mención de la estandarización de la radiografía o qué nivel se utilizó para su medición. El estudio tuvo un éxito de 96% con un fracaso a los 6 meses. Hubo la colocación de puentes fijos y dentaduras completas sobre los implantes.

Vigolo, P. y cols²², en 2004, realizaron un estudio retrospectivo a 7 años en el cual se hizo la evaluación clínica del uso de implantes de diámetro pequeño para el reemplazo de diente único y dientes múltiples. Los implantes que se utilizó fueron de 2.9mm y 3.25 de diámetro y longitud entre 8mm y 15mm. Se colocaron 192 implantes con un protocolo de dos fases en 165 pacientes por 2 cirujanos dentro de un periodo de 4 años (1992-1996).

Un total de 90 implantes soportaron coronas únicas y 98 implantes soportaron prótesis parciales. El estudio mostró un éxito de 95.3% el cual mostró que 9 implantes fracasaron. El éxito de los implantes se observó por medio de sobre vivencia y no por niveles de pérdida ósea a un determinado tiempo. La evaluación de la pérdida de hueso se hizo con la toma de radiografía peri apical y la medición fue visual con una lupa de poder 5x con una exactitud de $\pm 0.3\text{mm}$. Los seguimientos se realizaron cada 6 meses. Ambos diámetros de implantes mostraron un nivel de éxito de 95.3% y no hubo diferencia significativa entre ambos implantes. El estudio no rehabilitó los implantes con puentes sino solamente dientes únicos

Zinsli, B. y cols ²³, en el 2004, realizaron un estudio prospectivo de la evaluación clínica de implantes de diámetro pequeño de 3.3mm. En 149 pacientes parcial o completamente edéntulos recibieron 298 implantes sobre un periodo de 10 años. El tipo de restauración fue desde coronas individuales y dentaduras fijas sobre los implantes. El estudio tuvo un éxito a 5 años fue de 98.7% con 3 fracasos y un implante fracturado. No hubo valoración radiográfica sólo la evaluación del éxito acumulado en base a tiempo.

Hallman, M. y cols ²⁴, en el 2001, realizaron un estudio prospectivo en 40 pacientes de edades entre 19 y 86. Se colocaron implantes de diámetro pequeño de 3.3 mm (ITI). Pacientes con grosor de 4mm buco lingual fueron incluidos en el estudio. De los 182 implantes que se colocaron 160 fueron de diámetro de 3.3 mm. La evaluación de la pérdida de hueso se realizó con radiografías periapicales no estandarizadas a 6 meses después de la colocación del implante y a los 12 meses. Se usó la interfase del implante y la corona como el punto de referencia para la medición. La pérdida ósea al inicio fue de $0.14 \pm 0.67\text{mm}$ y al final fue de $0.35 \pm 1.05\text{mm}$ a un año. El éxito cumulativo fue de 96.4% y un implante fracaso a los 2 meses.

El estudio menciona que el uso de implantes de diámetro pequeño puede ser una buena alternativa para pacientes que buscan otra opción a injertos óseos.

Andersen, E. y cols ²⁵, en el 2001, realizaron un estudio prospectivo de implantes que soportaron coronas únicas comparando su éxito y la cantidad de reabsorción marginal de los implantes de diámetro pequeño (3.25mm) y los de diámetro regular (3.75mm). Cincuenta y cinco pacientes se eligieron para el estudio en el cual 27 pacientes recibieron 28 implantes de diámetro regular y 28 pacientes recibieron 32 implantes de diámetro pequeño. La evaluación se realizó 6 meses después de la carga con la corona definitiva y cada año hasta el 3er año. Un total de 2 implantes de diámetro pequeño fracasaron a los 6 meses solamente. La evaluación radiográfica se realizó con radiografías periapicales tomadas en forma estandarizada y la magnificación de 2.5x y un calibrador con una referencia visual. El nivel de error se midió a 0.01mm. La pérdida ósea en implantes de diámetro de 3.75mm al inicio fue de $1.10 \pm 0.40\text{mm}$ y al final de los 3 años fue $1.50 \pm 0.56\text{mm}$. La pérdida total fue de $0.40 \pm 0.16\text{mm}$. Para los implantes de diámetro 3.25mm, la pérdida inicial fue de $0.89 \pm 0.55\text{mm}$ y al final de los 3 años fue $1.41 \pm 0.54\text{mm}$. Pérdida total fue de $0.52 \pm -0.01\text{mm}$. El estudio nos demuestra que implantes de diámetro pequeño utilizados en la región anterior muestran resultados comparables a los implantes de diámetro regular.

Polizzi, G. y cols ²⁶, en 1999, realizaron un estudio en el cual remplazaron dientes anteriores (centrales inferiores y superiores) con implantes de diámetro pequeño (3.0mm) en pacientes con rebordes residuales menor a 5mm de grosor. En un total de 21 pacientes se colocaron 30 implantes con un seguimiento de 63 meses. Solamente se observaron 2 complicaciones y se obtuvo un éxito de 96.7% de éxito con un solo fracaso.

El seguimiento radiográfico se evaluó en la colocación de la corona y 3 meses después y a 12 meses. En la evaluación solamente se indicó que 22 implantes mostraron <1mm de pérdida ósea, 2 mostraron >1mm y 6 implantes no legibles. La conclusión fue que los implantes de diámetro pequeño (3.0mm) son una opción viable para el reemplazo de dientes anteriores superiores e inferiores

1.2 MARCO TEÓRICO

La oseointegración se define como un anclaje directo del hueso a un cuerpo implantado que puede proporcionar una base de soporte para una prótesis; posee la capacidad de transmitir fuerzas oclusales directamente al hueso.^{26,27} Esto significa que el implante debe realizarse con material inerte para permanecer en contacto directo con el tejido óseo, sin la interposición de tejido blando. El término oseointegración consta de los vocablos «os», que significa «hueso» en latín, y de «integración», palabra derivada de la misma lengua que significa «estar combinado en un todo completo».

El concepto de oseointegración fue desarrollado y su término, acuñado por el doctor Per-Ingvar Brånemark, profesor en el Instituto de Biotecnología aplicada de la Universidad de Goteborg, Suecia. descubrió un anclaje óseo directo y fuerte de una cámara de titanio que estaba utilizando mientras estudiaba la micro circulación en mecanismos de reparación ósea. La cámara de titánio fue introducida quirúrgicamente en la tibia de un conejo.²⁵ Gracias a la información adicional que reunió en este estudio, descubrió que el titanio era el mejor material para el reemplazo artificial de la raíz.²⁴

En los estudios posteriores se colocaron implantes de titanio en mandíbulas de perros.²⁵ Se insertaron prótesis fijas y se evaluaron los resultados en distintos intervalos de tiempo. Después de un año, se completó la disección de los segmentos óseos y se inspeccionó microscópicamente.

Se evidenció una ligera inflamación en los tejidos marginales de alrededor del implante, aunque ésta no se había extendido dentro del tejido óseo. Tras exámenes complementarios, se descubrió que el tejido peri implántico era similar al epitelio de unión con características estructurales como las encontradas en los humanos. Con las fibras de colágeno que rodeaban el cuello del implante se encontró una unión semidesmosónica adyacente a la lámina densa, como si fuera una estructura musculotendinosa.²¹ Podrán verse células epiteliales queratinizadas en el área coronal y cambia a una unión epitelial de la unión en el área de la fisura.³⁴ Se ha demostrado que el anclaje directo del hueso es muy fuerte. Se aplicó una fuerza de 100 kilogramos para desalojar un implante; sin embargo, fue necesario realizar una fractura en el lugar de este para extraerlo. Basándose en los anterior en 1952 se establecieron los cimientos para la oseointegración y el sistema de implantes Brånemark. En los años posteriores se llevaron a cabo investigaciones básicas y en mayo de 1965 se inició su uso clínico.^{24,25} Zarb y cols. establecieron las siguientes condiciones para la investigación de implantes dentales:

- 1) el control del comportamiento de este material in vitro;
- 2) una técnica de preparación del lugar receptor que aportaría una respuesta de curación predecible de modo favorable.
- 3) implante y diseño y la rehabilitación protésicos que soporten fuerzas funcionales y parafuncionales a largo plazo. El sistema Brånemark (Nobelpharma AB, Suecia) reúne estas condiciones.

La historia del sistema Brånemark puede dividirse en tres fases: la fase inicial (1965-1968), la fase de desarrollo (1968-1971) Y la fase de producción (1971- 1990).¹⁸ El sistema en uso incluye componentes quirúrgicos y equipo de fresas, que fueron creados a principios de 1971. En enero de 1986, la Clínica Brånemark para el tratamiento del implante óseointegrado fue fundada en la sede de la Escuela de Odontología de la Universidad de Göteborg. El sistema Brånemark ha sido bien acogido en

todo el mundo. En 1980 el doctor George A. Zarb, de la Universidad de Toronto, Canadá, inicio el uso clínico del sistema y en 1982, en la misma ciudad, se celebró un congreso científico sobre el concepto de oseointegración (Zarb), al cual asistieron cirujanos bucales y protésicos de muchas escuelas norteamericanas de odontología. A partir de entonces el sistema Brånemark se ha extendido desde la Universidad de Toronto por toda Norteamérica.⁶² En 1985 la Asociación Americana de Odontología, que no había aprobado aún ningún sistema de implantes, aceptó provisionalmente el sistema Brånemark y más tarde, en Agosto de 1988, aceptó la clasificación de implantes endóseos (Nobelpharma News). El sistema Brånemark ha llegado a ejercer una importante influencia en el campo de la implantología (Dental Market Network). Desde 1986, se han insertado cerca de 100.000 fijaciones en 25.000 pacientes de todo el mundo. La metodología para este sistema requiere dos dentistas para los distintos procedimientos del tratamiento: el cirujano bucal o periodontista y el protésicista o dentista de restaurador. Esta división puede funcionar bien en los Estados Unidos, donde dichas especialidades están reconocidas, pero no en países en que no existen. Por ello, el dentista como único suministrador del tratamiento debe aceptar la responsabilidad de aprender los meticulosos procedimientos quirúrgicos y protésicos.

ESTRUCTURA MECÁNICA DEL IMPLANTE

La estructura de los componentes utilizados en el sistema Brånemark consta de seis componentes (Fig. 1):

- 1) la fijación,
- 2) tornillo de cobertura,
- 3) pilar
- 4) tornillo del pilar,
- 5) cilindro de oro,

6) tornillo de titanio,

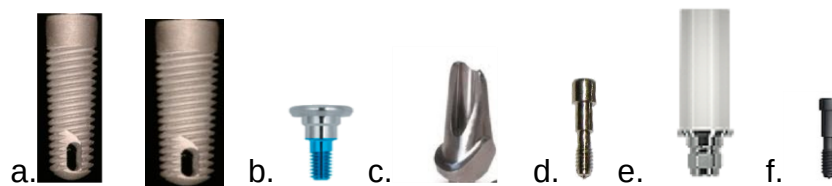


Fig 1. a. La fijación b. tornillo de cobertura, c, pilar d. tornillo del pilar, e. cilindro de oro, f. tornillo de titanio

El implante dental es el componente fijado quirúrgicamente a la mandíbula y el tornillo de cobertura se enrosca en la parte superior de la fijación para evitar el crecimiento hacia abajo de tejido blando y duro dentro de la parte interna enroscada. El pilar es el componente que se conecta a través de la mucosa utilizando un tornillo de pilar en la fijación. El cilindro de oro, parte integrante de la prótesis final, se conecta al pilar con el tornillo de oro. Los distintos componentes, al utilizarse los tornillos para interconectarlos, se convierten en una única unidad. La fijación es de titanio puro, con roscas en la superficie exterior y en el canal interno, y está fabricada con un acabado y una composición consistente.³⁸ La fijación se enrosca a la mandíbula mediante una serie de procedimientos quirúrgicos para conseguir así un contacto íntimo entre aquella y el hueso.²⁷ La parte superior de la fijación tiene un diseño hexagonal y pueden verse roscas en el canal interno. La porción apical de la fijación queda sujeta con cuatro muescas verticales situadas en esta misma región, que ayudan a las partículas óseas a unirse en el orificio de acceso transversal, lo cual contribuye, finalmente, a conseguir un anclaje sólido del hueso. El tornillo de cobertura actúa como sellador en la porción coronal de la fijación y se encaja a las roscas del canal interno encima de la forma hexagonal. Este se utiliza durante el periodo intermedio después del primer procedimiento quirúrgico y

antes del segundo. El tornillo de cobertura tiene una ranura que permite el acceso del destornillador, y la punta roma, que evita cualquier daño al tejido blando. En la parte central del tornillo de cobertura hay una depresión dentro de la ranura para encajar el desarmador manual. Este está provisto de un muelle y la punta se encaja en la depresión del tornillo de cobertura; la cuchilla se utiliza para cortar el tejido blando situado alrededor de la circunferencia de dicho tornillo.

El pilar es de titanio y tiene forma cilíndrica. La porción apical tiene una forma ahuecada hexagonal, diseñada para encajar en la porción coronal de la fijación de una forma precisa. El tornillo de pilar se inserta a través de este y se enrosca en la fijación para conectar ambos componentes. Este tornillo tiene un anillo de silicona que actúa como precinto para evitar la penetración de microorganismos a través del pilar a la fijación. La cabeza del tornillo de pilar tiene una forma hexagonal más reducida con roscas dentro de un canal más pequeño.

El cilindro de oro, fabricado de oro, paladio y platino está diseñado para encajar en la porción coronal del pilar. El cilindro de oro se convierte en parte integrante de la prótesis final incorporándolo en los procedimientos de perfilado y encerado en el laboratorio. El tornillo de oro se inserta a través del cilindro de oro y se enrosca en el tornillo de pilar para conectar el cilindro de oro y el pilar.

CARACTERÍSTICAS DEL IMPLANTE ÓSEOINTEGRADO

La característica más importante de este implante es que el anclaje óseo directo puede soportar una prótesis fija independiente. Los implantes convencionales no han tenido dicho anclaje, sino una interposición de tejido blando que requería dientes pilar que ayudasen a estabilizar el implante. Los implantes óseointegrados pueden soportar por sí solos una prótesis y no dependen de dientes pilar naturales para una estabilización adicional.²¹

El tratamiento del implante óseointegrado fue diseñado originalmente para el paciente edéntulo para soportar una prótesis de arco completo utilizando de cuatro a seis fijaciones. A este tipo de prótesis se la denominó «dentadura Toronto», pero se la conoce más como prótesis de anclaje óseo completo; tiene los extremos libres a través de las segundas áreas premolares. Por regla general, las secciones bilaterales y con extremos libres están limitadas a 10 mm por cada lado en el maxilar superior y a 20 mm por cada lado de la mandíbula. El término prótesis de anclaje óseo completo está definido para su uso en la presentación clínica del edéntulo, y el término prótesis de anclaje óseo independiente, en la de los parcialmente edéntulos. Se dice que las fuerzas oclusales generadas por pacientes con prótesis de anclaje óseo completo se aproximan a las registradas en pacientes con dentición natural.^{36,36} Los pacientes con dentaduras convencionales completas pueden generar fuerzas oclusales de entre 15 y 25 l.p.c. (Libras por pulgada al cuadrado), que son aproximadamente de una cuarta a una quinta parte de las fuerzas generadas en dentición natural.^{28,47} El paciente con prótesis de anclaje óseo completo realiza unas funciones másticatorias similares a las de un individuo con dentición natural.

La prótesis soportada por implantes óseointegrados está conectada a los pilares con los tornillos de oro. Si la prótesis se dañara y necesitase procedimientos de reparación, podría retirarse destornillando dichos tornillos. Si una sola fijación no se integrase y no fuera capaz de resistir las fuerzas oclusales debido a la formación de tejido blando, la prótesis podría extraerse para obtener acceso quirúrgico al emplazamiento de la fijación, y podría ser mantenida y soportada por las fijaciones restantes. Posteriormente, podría incorporarse una nueva fijación y eso podría requerir la fabricación de una nueva prótesis. Este tipo de sistema de implante permite la posibilidad de recuperación, que resulta conveniente para los procedimientos de mantenimiento.⁵⁶ Muchos pacientes muestran fuertes deseos de una prótesis de tipo fijo y la de anclaje óseo completo, con las ventajas que

acabamos de exponer, podría ser el tratamiento de elección en odontología geriátrica.²³ Si después de la evaluación clínica no hay suficiente hueso disponible para una prótesis de anclaje óseo completo, podrían instalarse dos fijaciones que actuaran como pilares para sobre dentaduras. El tratamiento de sobre dentadura, que comprende el 20% de todos los casos edéntulos, no siempre proporciona la misma satisfacción funcional que encontramos con el tratamiento de prótesis de anclaje óseo completo. Aun así, es necesario reconocer las ventajas del tratamiento de una sobre dentadura: primero el mantenimiento de higiene es más fácil, y más económico, debido a la instalación de menos fijaciones y también al hecho de que la prótesis es desmontable en lugar de fija, segundo que requiere más procedimientos de laboratorio y una estructura de metal. La prótesis desmontable elimina el posible problema de separación que existe entre una estructura y los tejidos de la cresta alveolar, eliminando también el problema de pronunciación y el estético. Los problemas descritos pueden ayudar al paciente a escoger una sobre dentadura en lugar de una prótesis de anclaje óseo completo. A finales de los años 70 se estableció la aplicación del sistema Brånemark para tratar a pacientes parcialmente edéntulos. Actualmente no se dispone de la misma cantidad de datos para estos pacientes como para pacientes con prótesis de anclaje óseo completo. Pueden instalarse, con toda garantía, dos fijaciones en el hueso de la mandíbula para soportar de una forma segura una dentadura parcial fija de tres a cuatro unidades.⁵⁶ De todos modos, el uso de menos fijaciones aun requiere una cantidad adecuada de hueso y un soporte anatómico adecuado. La instalación de fijaciones en un emplazamiento quirúrgico debería realizarse a un mínimo de 5 mm de los dientes naturales adyacentes para de este modo, proteger el periodonto. Dicha distancia se mide desde el centro del implante a la altura interproximal del contorno del diente adyacente. En la mandíbula, la longitud seleccionada para el área anterior es más larga y debería ocupar, cuando sea posible, la corteza inferior, mientras que en el

área posterior, la longitud utilizada está limitada por la posición del canal alveolar inferior. En el área de molares, la instalación de fijaciones está restringida por la dentición contraria y el espacio entre los arcos, así como por la capacidad del paciente para abrir la boca y los límites anatómicos generales, como el grupo de nervios y el seno maxilar. Si existen espacios entre los dientes naturales adyacentes, hay una prótesis con extremos libres diseñada para extenderse hacia los dientes adyacentes, creando contactos interproximales.

El sistema de implante de la oseointegración tiene muchas indicaciones, se usa en el tratamiento de prótesis fijas (Albrektsson y cols., Ericsson y cols.), en el área anterior pueden instalarse de dos a tres fijaciones y soportar una dentadura parcial fija de cuatro unidades, y cuatro fijaciones pueden soportar una dentadura parcial fija de cinco unidades o una ligeramente más larga. Las dentaduras fijas parciales largas pueden resultar de muy difícil manejo con el tratamiento convencional, especialmente cuando este incluye la sustitución de la falta de un canino. El tratamiento tendría como consecuencia una dentadura parcial fija curvada y crea una posibilidad de balanceo y rotación alrededor de los pilares. Esta posibilidad de rotación constituye una contraindicación para el tratamiento convencional. Dicha rotación puede eliminarse con la presencia de un pilar anterior.⁵⁵(Shillingburg y cols.). En el Sistema Brånemark puede realizarse fácilmente una dentadura parcial fija y reducir contraindicaciones colocando fijaciones a lo largo de la forma del arco. El uso de varias fijaciones crea segmentos fijos más cortos, eliminando la posibilidad de balanceo y rotación. El tratamiento para la falta de dientes en reconstrucciones largas requiere la colocación de tres o más fijaciones, dependiendo del tamaño del espacio edéntulo. Los implantes óseointegrados pueden soportar una dentadura parcial fija independiente sin necesidad de incluir dientes naturales adyacentes para un soporte adicional. Un diente natural tiene normalmente entre 100 Y 200 micrómetros de movimiento dentro del alveolo del hueso.⁵² (Ruddy cols.), y si se conecta a

una prótesis soportada por un implante óseointegrado, podría tener lugar una atrofia por desuso. Cuando fuese necesario, podría unirse una prótesis óseointegrada a un pilar de diente natural con un conector no rígido. Cuando se utiliza una única fijación para soportar una dentadura parcial fija, se incluye la unión de un conector no rígido en la restauración con un pilar de diente natural para eliminar la posibilidad de movimientos rotatorios y el aflojamiento del tornillo.³⁰ (Ericsson y cols.).

En 1986, Jemt introdujo la sustitución de un sólo diente mediante implantes óseointegrados; en este momento no se dispone de los suficientes datos para apoyar un uso seguro de este componente. Se dispone también de una fijación especialmente diseñada para ser utilizada en el reemplazo de un sólo diente. El cuello de la fijación tiene una superficie suave y la fijación puede colocarse inmediatamente después de una extracción cuando el alveolo del diente se aproxima al tamaño del implante. La superficie suave permite cambios en el tejido óseo sin que exista la posibilidad de que las roscas de la fijación queden expuestas. El uso de la fijación no es recomendable en una gran cavidad de extracción o en una cavidad donde haya una infección activa previa a la extracción. Otras aplicaciones para implantes óseointegrados incluyen múltiples usos en prótesis maxilofaciales (Brånemark, Connor y cols., Parel y cols., Tjellstrom y cols., Yontchev).

FACTORES CLAVE PARA LA OSEOINTEGRACIÓN

Se han revisado los factores clave que influyen en una oseointegración exitosa (Albrektsson). El primero de ellos hace referencia a las características del material. La fijación Brånemark está hecha de titanio comercial puro, que consiste en Ti: 99,75%, Fe: 0,05%, O: 0,10%, N: 0,03%, C: 0,01% y otros: 0,06%. Cuando la fijación de titanio entra en contacto con la atmósfera, se forma inmediatamente una capa de óxido de un grosor de 50-100 angstrom (Albrektsson y cols., Kasemo, Parr y cols.). Cuando hay

sangrado adecuadamente la fijación al hueso, la capa de óxido se rodea de una capa de glicoproteína y, después, de una capa calcificada de un grosor aproximado de 100 angstrom. Antes de insertar la fijación en el hueso, la superficie de la fijación de titanio debe mantenerse esterilizada y evitar estrictamente todo contacto con otro metal o sustancia proteínica.

El segundo factor se refiere al diseño de la fijación. Esta tiene una superficie roscada y se inserta en el emplazamiento óseo preparado, que también posee la misma superficie. Las roscas crean un área de superficie mayor, pero también ayudan a equilibrar la distribución de fuerzas alrededor del tejido óseo (Albrektsson y Gals., Albrektsson, Carlsson y Gals., Haraldson). Las roscas creadas en la instrumentación ósea desempeñan un papel importante en la fijación inicial del implante. Si se crea demasiado espacio entre las roscas del hueso y la fijación, podría tener lugar una proliferación de tejido blando en lugar de una interposición ósea directa.²⁶ (Brunski y Gals.). Por lo tanto, «un encaje de precisión en el hueso vital" es un elemento fundamental para la oseointegración.

Cuando los procedimientos se ejecutan bien, esta fijación de tipo tornillo encaja perfectamente en el emplazamiento óseo preparado (Lavelle y Gals.) con un efecto de precinto, de manera que no debería haber ningún problema si una fijación perforara el seno. (Brånemark y Gals.). El encaje inicial de la fijación ayuda a la estabilidad en casos en que la densidad del hueso es escasa, como en el maxilar superior.

El tercer factor se refiere a la prevención de la generación excesiva de calor durante los procedimientos de instrumentación del hueso (Albrektsson y Gals., Eriksson, Albrektsson, Lavelle y Gals.). Este no debería calentarse por encima de los 43°C para mantener su vitalidad. Cuando las temperaturas superan los 43°C, la fosfatasa alcalina comienza a descomponerse; una generación ideal de calor no debería sobrepasar los 39°C. Se utilizará una técnica quirúrgica suave para prevenir una generación excesiva de calor y use cantidades copiosas de irrigación salina esterilizada. El equipo

conformado por motor quirúrgico, micromotor y contrángulo son muy importantes, con un control de velocidad máxima por debajo de las 2.000 r.p.m. (Brånemark y Gals., Eriksson). El procedimiento para enroscar e instalar la fijación en el hueso requiere una velocidad de instrumentación de entre 15 y 20 r.p.m.

El cuarto factor se refiere a la necesidad de mantener las fijaciones dentro del hueso, sin fuerzas oclusales ni cargas encima de las fijaciones (Albrektsson y Gals.). Los procedimientos normales exigen que estas se dejen descansar durante seis meses en el maxilar superior y de tres a cuatro meses en la mandíbula (Lekholm). «No cargar mientras se cura" es un principio básico para una oseointegración con éxito.

Los procedimientos quirúrgicos constan de dos fases (Laney y Gols.): la primera consiste en la instalación de fijaciones en el hueso, dejando un período de entre tres y seis meses; la segunda fase consiste en conectar los pilares con las fijaciones. Si se ejercieran presiones en las fijaciones o estas fueran desplazadas durante los períodos de curación provisionales, tendría lugar una formación de tejido fibroso (Albrektsson y cols.). La curación del hueso comienza durante la primera semana después de la inserción de las fijaciones y alcanza su punto álgido a las tres o cuatro semanas. Los tejidos de curación lo convierten gradualmente en tejido óseo al cabo de seis a ocho semanas. Debido a estas diversas secuencias, los procedimientos quirúrgicos de dos fases son muy importantes para una buena oseointegración (Albrektsson y cols.). Después de la inserción de la prótesis definitiva, el hueso se remodela con el tiempo causando un incremento del hueso cortical que rodea una fijación.

MECANISMOS DE OSEOINTEGRACIÓN

El proceso de cicatrización con el sistema Brånemark es el mismo que el de cicatrización normal del hueso, tanto la cicatrización primaria del mismo como la secundaria. La cicatrización primaria se produce con la fractura limpia del hueso. Los implantes se colocan por la fijación a presión asegurando su estabilidad primaria. En la cicatrización primaria del hueso hay una formación ósea bien organizada con formación mínima de tejido de granulación; dicho tipo de cicatrización resulta ideal para este sistema de implante. Para duplicar el proceso de curación primaria del hueso, la cirugía debería realizarse en un hueso sano, libre de infección o tejido necrótico.

La curación secundaria se produce donde una instrumentación con un gran defecto o una gran fractura imposibilita una aproximación de ambas corticales. A diferencia de la curación primaria del hueso, es posible que la secundaria tenga formación de tejido de granulación e infección en la osteotomía creada, lo que prolonga el periodo de curación. En algunos casos se forma fibrocartílago en lugar de tejido óseo; este tipo de curación no es deseable para la fijación del implante.

El proceso de curación en este sistema de implante es similar al de la curación primaria del hueso. Inicialmente hay presencia de sangre entre el hueso y la fijación; entonces se forma un coágulo, que es transformado por fagocitos, como los leucocitos polimorfonucleares, las células linfoides y los macrófagos. El nivel de actividad de los fagocitos llega a su punto álgido durante el tiempo transcurrido desde el primer al tercer días después de la cirugía. Durante este período tiene lugar la formación del callo, que contiene fibroblastos, tejido fibroso y fagocitos. El callo se convierte en tejido conectivo denso y las células mesenquimales se diferencian en osteoblastos y fibroblastos. Nos referimos al tejido conectivo como callo, e incluye osteoblastos que aparecen en la superficie de la fijación. La fibra osteogénica formada por osteoblastos tiene posibilidad de calcificarse. El

tejido conectivo denso forma entonces un callo fibrocartilaginoso, normalmente localizado entre la fijación y el hueso. El hueso nuevo penetra y la matriz del mismo se denomina callo óseo. El hueso nuevo madura, incrementando su densidad y dureza. Para entonces la prótesis se une a las fijaciones y, mediante la estimulación del hueso haversiano se calcifica y se vuelve denso y homogéneo (Brånemark y cols). Las fuerzas oclusales estimulan la remodelación del hueso circundante y las fijaciones oseointegradas pueden soportar las funciones masticatorias.

INTERPOSICIÓN DEL TEJIDO BLANDO

Los tejidos blandos que rodean los pilares tienen estructuras similares a los de la encía de alrededor de la dentición natural. Los tejidos peri-implántico rodean con firmeza la superficie del pilar y se unen mecánicamente a lo largo de ella (Albrektsson y cols., Gould y cols.). El epitelio de unión rodea también la superficie del pilar en la hendidura y el tejido de conexión se adapta por debajo de dicha superficie. El epitelio sulcular está formado por células epiteliales queratinizadas y las estructuras anteriormente mencionadas, forman el epitelio peri-implántico. Hanson y cols. observaron que las células epiteliales con forma normal se unen a la capa de óxido con la capa glucoproteínica y que no se encuentran células inflamatorias alrededor de los pilares. Brånemark y Adell y cols. Publicaron que el 3% de las bacterias son espiroquetas que se encuentran también en los surcos de la encía de tejidos relativamente sanos. Kamoi y cols. Sekine y Kamiyama describieron que Lindhe únicamente encontró un 1% de bacterias anaerobias gram negativas y bacilos, que normalmente representan el 70% de los microorganismos presentes en enfermedades periodonticas avanzadas. Este sistema de implante óseointegrado da como resultado un fuerte anclaje óseo y una interposición de tejido blando en condiciones

relativamente saludables. El Sistema Brånemark, según estos descubrimientos, es muy fiable y segura para uso clínico.

PORCENTAJES DE ÉXITO

Schnitman y Shulman propusieron en 1979, en la Conferencia del National Institute of Health de Harvard, que los implantes son considerados un éxito cuando:

1. La movilidad es inferior a 1 mm en cualquier dirección.
2. La radiolucidez observada radiológicamente alcanza un nivel satisfactorio, pero no hay un criterio de éxito definido.
3. Pérdida del hueso no superior a un tercio de la altura vertical del implante.
4. Inflamación de la encía curable. Ausencia de síntomas e infección, ausencia de daños a los dientes adyacentes, ausencia de parestesia y anestesia o su daño del conducto de la mandíbula y del seno del maxilar superior o del suelo de las fosas nasales.
5. Para ser considerado un éxito, el implante dental debería proporcionar un servicio funcional durante cinco años en un 75% de los casos.

Albrektsson y cols. declararon en 1986 que dichos puntos no se basaban en datos científicos y que no eran aplicables a ningún sistema de implante óseointegrado.

Por lo que Albrektsson, Zarb, Worthington y Erikson propusieron que para que los implantes sean considerados un éxito eran necesario los siguientes puntos:

1. Que un implante individual no presenta movilidad cuando se prueba clínicamente.
2. Que una radiografía no demuestra ninguna evidencia de radiolucidez peri-implántica.
3. Que la pérdida vertical del hueso debe ser inferior a 1.0 mm tras el primer año y menos de 0.2mm cada año tras el servicio del implante.

4. Que la colocación y rehabilitación del implante individual se caracteriza por una ausencia de signos irreversibles y/o persistentes y síntomas como dolor, infecciones, neuropatías, parestesia o daño del canal de la mandíbula.
5. Que, en dicho contexto, las mínimas probabilidades de éxito son de un 85% tras un período de observación de cinco años y de un 80% al final de un período de diez años.

Los datos clínicos sobre implantes óseointegrados presentados por Adell y Brånemark y Gals. en lo referente a porcentajes de éxito han sido bien recibidos y apoyados. Adell evaluó 734 casos de implantes óseointegrados y descubrió un porcentaje de éxito del 88% después de un año y de un 84% después de cinco a doce años en el maxilar superior. En la mandíbula, el porcentaje de éxito era de un 94% después de un año y de un 93% después de cinco a doce años. Brånemark, que evaluó 350 casos, publicó los siguientes resultados de éxito: un 96,5% después de cinco años, un 81% en el maxilar superior y un 91% en la mandíbula después de más de 15 años. Hoy día, más de cincuenta centros de implantes óseointegrados realizan estudios longitudinales de uno a seis años y recogen porcentajes de éxito del 90 al 100% para los casos de la mandíbula (Adell, Albrektsson y Gals., Laney y Gals., Zarb, Symington).

CONSIDERACIONES ESPECIALES

El sistema Brånemark tiene muchas ventajas significativas, pero también tiene sus limitaciones. Una de las preocupaciones se refiere a las fuerzas oclusales sobre los implantes, ya que estas tensiones se transmiten directamente al hueso. Los sistemas de implante convencionales siempre han tenido una cápsula fibrosa o interposición de tejido fibroso a lo largo de la superficie del implante, a la que se ha hecho referencia como membrana

pseudo-peri-implántica. Se creía que dicha membrana actuaba como un cojinete, de modo similar a las membranas periodontales en la dentición natural (Unkow, Weiss). Sin embargo, los tejidos conectores fibrosos que se forman alrededor del implante no pueden funcionar igual que las membranas periodontales normales (Lavelle y Gals.); esto se ha denominado sistema de implante fibrointegrado. La membrana pseudo-periimplántica no puede resistir ni funcionar bajo presiones oclusales. Las fuerzas aplicadas a este tipo de implante causan un ensanchamiento de la capsulación fibrosa, reacciones inflamatorias y resorción gradual del hueso (Brunski y Gals.). Brånemark concluyó que las presiones producían un movimiento del implante que podía llevar a un incremento de la movilidad y al fracaso. Por lo tanto, la teoría de que la membrana pseudo-periimplántica actúa como cojinete de manera similar a la del ligamento periodontal normal queda descartada. Brånemark y cols. propusieron colocar un cojinete entre el implante y la prótesis en forma de «O» entre el pilar y la prótesis para así ayudar a eliminar las presiones oclusales. Esta idea se abandonó, ya que el anillo era difícil de mantener y no podía resistir presiones más que por un corto período de tiempo. Con el sistema Brånemark, se recomienda el uso de dientes de resina para ayudar a amortiguar tensiones oclusales. Estos dientes tienen mayor elasticidad cuando se comparan con otros materiales de restauración, como la porcelana y el metal. Se cree que se produce un cierto efecto de cojinete con el uso de dientes de resina, lo cual podría ser de gran importancia, ya que no existe una estructura amortiguadora del choque que sea similar a la membrana periodontal de la dentición natural. En los Estados Unidos, el uso de porcelana está muy extendido debido a las demandas estéticas, y muchas han tenido buenos resultados clínicos. Se han realizado pruebas en pacientes con prótesis óseointegradas para determinar el grado de percepción tras el tratamiento. Después de la inserción de las prótesis finales, se descubrió que la percepción aumentaba en un período relativamente corto de tiempo. Al no existir receptores en las membranas

periodontales, los resultados sugerían que la percepción podría justificarse por estructuras anatómicas adicionales (Haraldson, Haraldson, Carlsson, Lundqvist, Haraldson). Kanoi y cols. declararon en 1987 que las vibraciones e impactos generados durante la masticación a través de la prótesis de anclaje óseo completo podrían influir en las funciones del sistema nervioso autónomo. Se cree que deben existir algunos mecanismos de defensa contra las fuerzas destructoras creadas por un vicio masticatorio involuntario. Brånemark concluyó que el hueso tiene su propia elasticidad y que no tendría por qué existir la necesidad de compensar la absorción de choque de las tensiones oclusales.

La selección de pacientes es importante cuando utilizamos el Sistema Brånemark, especialmente en lo referente al espacio inter-oclusal (entre la cresta del hueso residual y la oclusión contraria). El espacio debe ser tomado en cuenta antes de colocar la fijación; de lo contrario podría crear dificultades a la hora de llevar a cabo la rehabilitación protésica. Además de los límites verticales, el grosor mínimo para una fijación de 3.75 mm es de 5.0 mm de diámetro, en ocasiones es demasiado ancha y puede perforar el hueso bucal y/o lingual en pacientes con gran resorción en la mandíbula o bien en el maxilar superior.

BIOLOGIA DEL HUESO

Antes de discutir la teoría de la oseointegración, es esencial la comprensión exhaustiva de la biología básica del hueso. Este se clasifica como hueso compacto (al cual nos referimos como hueso cortical) o hueso esponjoso (al cual nos referimos como hueso canceloso). El primero consta de láminas o capas de células y de una matriz formada de componentes orgánicos e inorgánicos. Las células presentes se denominan osteocitos, están situadas en lagunas y tienen procesos celulares para la difusión de nutrientes dentro de pequeños canales o canalículos. El componente de

matriz u osteoide representa, aproximadamente, un 40% de peso y está formado por colágeno del tipo I, glicosaminoglicanos y proteína adhesiva, osteonectina. El componente inorgánico constituye, aproximadamente también, un 40% del peso y consta de hidroxipatita, el cristal apatito de calcio y fosfato. El hueso compacto tiene láminas circunferenciales exteriores e interiores, láminas haversianas y láminas intersticiales, que contribuyen a la dureza y densidad de este hueso.

El hueso compacto está cubierto de periostio y posee fibras de colágeno, osteoblastos y osteoclastos. El periostio está fuertemente unido a la superficie del hueso con fibras de Sharpey y sirve de protección para el mismo. Los osteoblastos y osteoclastos del periostio participan en el remodelaje, la resorción y la oposición del hueso.

En el interior del hueso compacto, el hueso esponjoso tiene una red tridimensional denominada trabéculas óseas. (Fig.2)

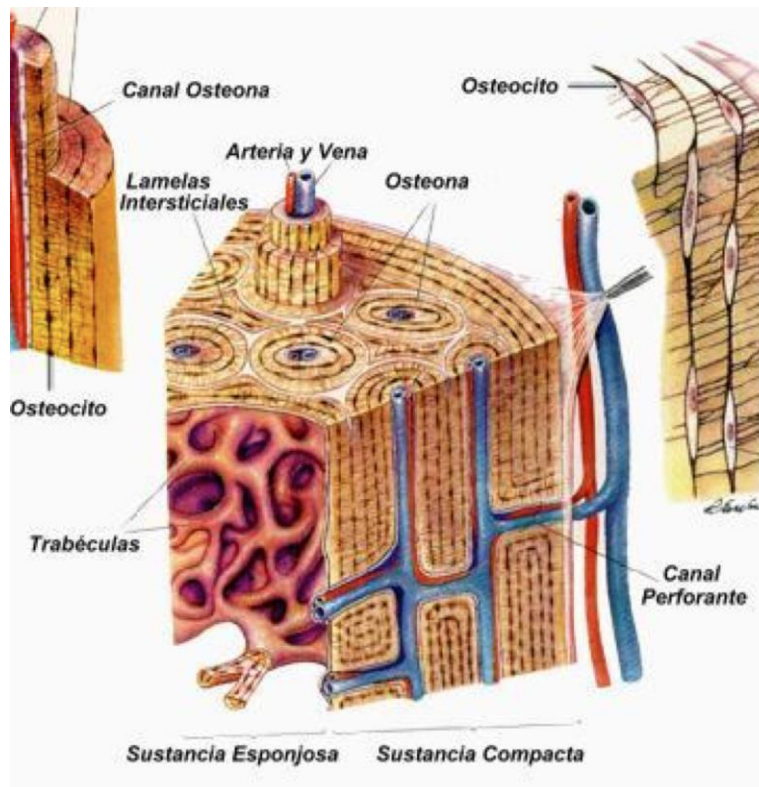


Fig. 2 El hueso esponjoso presenta las trabéculas óseas que dan estructura al hueso cortical.

La arquitectura del hueso esponjoso es cavernosa y menos densa de modo que la dureza es menor cuando se compara con el hueso compacto. La configuración de las trabéculas óseas crea una gran área de superficie destinada a la abundancia de osteoblastos y osteoclastos, los cuales están asociados a la formación y resorción ósea. Grandes vasos sanguíneos atraviesan las trabéculas óseas (Bloom, Fawcett). El hueso esponjoso, de menor densidad y dureza, no es una base estable para la fijación primaria. Únicamente el hueso compacto puede proporcionar una base estable para dicha fijación. Cuando la sanación del hueso progresa bien, las células óseas presentes en el hueso esponjoso forman un hueso de alta densidad a lo largo de la superficie de la fijación (Albrektsson, Schroeder y cols.), proceso al que nos referimos como oseointegración. El hueso esponjoso de la mandíbula es más denso que el del maxilar. Con la fijación primaria en el hueso compacto, la oseointegración requiere en el maxilar un período de sanación más largo debido a la diferencia de densidad del hueso esponjoso. Cuando se "lleven a cabo los procedimientos quirúrgicos en el maxilar, es imprescindible la obtención de una fijación primaria adecuada para alcanzar una oseointegración exitosa.

REMODELACIÓN DEL HUESO

La oseointegración requiere la formación de hueso nuevo alrededor de la fijación, un proceso que resulta de la remodelación en el interior del tejido óseo (Brånemark). La remodelación, resorción y oposición del hueso ayudan a mantener los niveles de calcio en la sangre y no cambia la cantidad de mása ósea. En el hueso esponjoso, con abundancia de osteoblastos y osteoclastos disponibles, la remodelación tiene lugar en las superficies de las

trabéculas óseas. Las fuerzas oclusales aplicadas al hueso esponjoso actúan como estímulo para el área de recipiente. Esta estimulación hace que las células óseas se diferencien en los osteoclastos que participan en la resorción del hueso, mientras que el mismo estímulo hace que las células osteoprogenitoras se diferencien en los osteoblastos que participan en la formación de hueso. El mismo fenómeno se produce en el hueso compacto en el lugar de remodelación.

La actividad osteoblástica en adultos y personas de edad avanzada se produce normalmente en una fase de reposo donde existe menor formación activa de hueso. También tiene lugar una resorción ósea; esta tiene como resultado una reducción gradual de la densidad del hueso. Durante los procedimientos quirúrgicos de preparación en estos tipos de pacientes, la fase de reposo de los osteoblastos cambia a una fase activa. Estos osteoblastos activos producen proteínas para la formación de colágeno, uno de los pasos para la formación del hueso. Para mantener un nivel constante de remodelación del hueso debería producirse la estimulación local adecuada (Heimke y cols., Schroeder y cols.), como también los niveles cruciales de hormona tiroidea, calcitonina y vitamina D dentro del sistema. El estímulo de oclusión o fuerza oclusal y la dirección de salud general son importantes para la óptima remodelación ósea en los lugares de fijación (Albrektsson).

INTERFASE DE HUESO A IMPLANTE

Existen dos teorías básicas en lo que se refiere a la interfase hueso-implante: una es la de integración fibrosa, apoyada por Linkow, James y Weis, y la otra teoría es la de oseointegración, apoyada por Brånemark. Según este, oseointegración es una definición histológica que significa «conexión directa entre el hueso vivo y un implante endóseo con carga a nivel de microscopio óptico». En 1986, la Academia Americana de

Odontología de Implantes la definió como «contacto que se establece sin interfase de tejido no óseo entre el hueso remodelado normal y un implante que ocasiona una transferencia sostenida y la distribución de la carga desde el implante hacia dentro del tejido óseo». Se dijo que este contacto tenía lugar a nivel ultra estructural. Meffert y cols redefinieron y subdividieron el término oseointegración en «oseointegración adaptable» y «biointegración». La primera posee un tejido óseo que se aproxima a la superficie del implante sin interfase aparente de tejido blando a nivel de microscopio óptico. La «biointegración» es una unión bioquímica directa de la superficie ósea confirmada a nivel de microscopio electrónico.

La Academia Americana de Odontología de Implantes ha definido la integración fibrosa como «contacto de tejido a implante, con tejido de colágeno denso sano entre el implante y el hueso». La integración fibro-ósea hace referencia al tejido conectivo formado por fibras de colágeno bien organizadas presentes entre el implante y el hueso (Lavelle y cols., Meffert). En esta teoría, las fibras de colágeno funcionan de manera similar a las fibras de Sharpey en la dentición natural. Las fibras afectan a la remodelación del hueso, donde se crea una tensión bajo condiciones óptimas de carga (Weiss). Las fibras de colágeno situadas alrededor del implante están dispuestas de manera distinta a las fibras de los ligamentos periodontales de los dientes naturales. Dichas fibras están dispuestas de manera irregular, paralelas al cuerpo del implante. Cuando aplicamos fuerzas, estas no se transmiten a través de las fibras como ocurre en la dentición natural. No hay fibras de Sharpey presentes entre el hueso y el implante, por lo que resulta difícil transmitir las cargas. Por lo tanto, no podemos esperar que en la fibrointegración se produzca una remodelación del hueso.

Ichida y Caputo utilizaron análisis foto elásticos para demostrar la transmisión de fuerzas por distintas configuraciones de diseño de implantes. En este estudio se observaba la concentración de fuerzas a lo largo de las roscas del implante o en los bordes afilados cuando se incluía una estructura

similar al tejido conectivo en la metodología de análisis. Se observaba una distribución uniforme de fuerzas a lo largo de las roscas o los bordes afilados si había contacto directo con una estructura similar al hueso (Haraldson). Este estudio sugería que si había una concentración notable de fuerzas alrededor de las roscas o de un borde afilado, podría producirse una resorción del hueso que tendría como resultado la formación de tejido fibroso o conectivo. Dicha resorción se produciría de la misma manera en que se observa en el trauma oclusal.

La concentración notable de fuerzas en la interfase del tejido conectivo al hueso causa una resorción minadora en un área indirecta como respuesta al lado de presión. La reparación del hueso nunca se llevará a cabo hasta que las fuerzas se retiren. Resulta difícil detectar este fenómeno al principio; una vez formado el tejido conectivo, el grosor de este aumenta con las presiones de fuerzas oclusales. Longitudinalmente, los implantes con integración fibroósea tienden a aumentar su movilidad.

La segunda teoría sobre la interfase hueso-implante es la de la oseointegración. Brunski y cols. descubrieron que puede producirse la encapsulación de tejido conectivo fibroso cuando un implante recibe cargas inmediatamente después de la inserción. Por el contrario, es posible que se produzca una interfase directa de hueso-implante cuando dejamos que este último sane en el hueso, sin interrupciones. Brånemark y cols. descubrieron además que después de producirse la interfase directa de hueso-implante, la oseointegración se mantiene con la remodelación del hueso y las cargas adecuadas (Brånemark y cols., Brånemark). Se ha demostrado que el implante Brånemark distribuye cargas verticales y ligeramente inclinadas de manera más equitativa en el hueso circundante (Kinni).

Otros factores que afectan a una oseointegración exitosa incluyen la contaminación de la capa de óxido del implante y el mal control de la temperatura durante los procedimientos de preparación. La contaminación de la capa de óxido puede inhibir la oseointegración. El titanio comercial puro

posee una capa de óxido específica que no debe entrar en contacto con otras superficies de metal. Dicha capa consta de TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 , Ti_3O_4 , Y puede atraer y rodear biomoléculas (Kasemo). La capa de óxido se contamina cuando entra en contacto con un metal distinto, proteína o lípido (Kasemo, Lausmaa). El área contaminada cambia la composición de la capa de óxido, y a eso le sigue una reacción inflamatoria que tiene como resultado una formación de tejido de granulación, similar al proceso de organización (Albrektsson y cols.).

El hueso maduro es sensible a la temperatura y se ha identificado una temperatura crítica específica a 56°C ; más allá de ella, el hueso se daña irreversiblemente. Se ha descubierto asimismo que el tejido óseo se daña cuando la temperatura ósea alcanza los 47°C durante uno a cinco minutos. Por lo tanto, durante los procedimientos quirúrgicos se utiliza una irrigación copiosa con un taladro afilado. Si la temperatura aumenta, el elemento del hueso, la fosfatasa alcalina, se desnaturaliza. Como resultado, no se produce síntesis de calcio alcalino ni tampoco oseointegración (Eriksson, Adell, Eriksson, Albrektsson).

El primer mes tras la inserción de la fijación es un período de tiempo crítico para la sanación inicial. Cuando se aplican cargas a las fijaciones durante dicho período, la fijación primaria se destruye (Brunski y co/s., Heimke y cols.). El movimiento relativo de una fijación causa un colapso en el equilibrio entre la oposición y la resorción del hueso, evitando la oseointegración. Son necesarios un mínimo de tres meses de sanación en la mandíbula y seis meses en el maxilar antes de aplicar cualquier condición de carga a una fijación expuesta. Una vez que ha tenido lugar la oseointegración, hay pocas limitaciones y la función másticatoria puede aproximarse a la de una dentición natural con el ajuste oclusal apropiado.

Si no tiene lugar una oseointegración o esta se pierde por la razón que sea, se forma tejido conectivo fibroso alrededor del implante. El proceso de organización continúa contra el material de este, posiblemente como

resultado de una inflamación crónica o de la formación de tejido de granulación. En este caso, nunca tendrá lugar una oseointegración (Albrektsson y cols.).

1.3 PROBLEMA

Existe una diferencia entre la pérdida ósea que puede presentarse entre implantes de diámetro pequeño (3.3mm) e implantes de diámetro regular (4.5mm)?

2.0 JUSTIFICACIÓN

Los pacientes que sufren de pérdida de un diente tarde o temprano se encuentran ante la necesidad de remplazarlo, ya sea a través de una prótesis removible, prótesis fija o una prótesis soportada por un implante. Cada una de estas opciones presentan tanto beneficios, limitaciones y riesgos. La prótesis removible es una solución temporal debido a que no se recomienda como una opción permanente. La prótesis fija brinda resultados estéticos y funcionales aceptables con la desventaja de que requiere sacrificar tejido dentario por la necesidad que hay de preparar los dientes naturales adyacentes, lo cual sino es realizado correctamente o el paciente no mantiene en condiciones óptimas su higiene oral se corre el riesgo de que en un futuro las piezas pilares terminen con un tratamiento de conductos.¹⁸ Cualquiera de estas dos opciones no disminuye la pérdida de hueso que se presenta al perder un diente natural que entre más tiempo pasa sin ser reemplazado la pérdida de hueso puede ir en aumento.¹² Solamente el implante dental estimula el tejido óseo como un diente natural y actúa sobre la pérdida ósea progresiva.^{2, 13}

Al decidir por la opción de un implante dental una limitación para su colocación puede ser la cantidad de hueso para soportarlo. Al tener una deficiencia ósea se limita una colocación exitosa. Anteriormente pacientes que presentaban limitaciones óseas, solamente se les colocaban implantes posterior a un injerto óseo.¹ Hoy en día las compañías de implantes han lanzado al mercado implantes de diámetro pequeño para clínicos que no manejan injertos óseos y/o pacientes que no quieran someterse a una procedimiento quirúrgico más como lo es un injerto óseo.

Los estudios realizados hasta el momento no determinan qué zona de la boca es ideal para tomar una decisión sobre el uso de implantes de diámetro pequeño cuando existe una limitación de espesor de hueso.^{7, 8, 9} En la mayoría de los estudios se emplea la colocación de implantes de

diámetro pequeño para restaurar todo tipo de dientes ^{4,5,6,7,8,10} en los cuales los implantes de diámetro pequeño siguen un patrón de éxito y estabilidad de hueso a su alrededor como los implantes de diámetro regular. ⁵.

Por lo tanto las comparaciones no han sido limitadas a una sola área de la boca, las cuales no son comparables dado a que todos los órganos dentarios tienen diferente función. No todos los estudios hasta el momento llevan un medio de comparación a través del cual su pueda evaluar y tomar una decisión confiable en los resultados. ^{3, 4, 7}

Por lo antes expuesto el presente estudio pretende establecer si existen diferencias de pérdida ósea entre los implantes de diámetro regular (4.5mm) y los implantes de diámetro pequeño (3.3mm).

3.0 OBJETIVO

Objetivo General:

Determinar la diferencia que existe entre la pérdida ósea presentada en implantes de diámetro pequeño (3.3 mm) y los implantes de diámetro regular (4.5 mm).

Objetivo Específico:

Evaluar la pérdida ósea en zonas mesial y distal de los implantes a los 0, 4 y 12 meses por medio de radiografías digitales.

4.0 HIPÓTESIS

4.1 Hipótesis de la investigación:

Hi1: Los implantes de diámetro pequeño (3.3 mm) presentan menor pérdida ósea que los implantes de diámetro regular (4.5 mm).

Hi2: Los implantes de diámetro regular (4.5 mm) presentan menor pérdida ósea que los implantes de diámetro pequeño (3.3 mm).

4.2 Hipótesis nula:

H₀₁: Los implantes de diámetro pequeño (3.3 mm) no presentan menor pérdida ósea que los implantes de diámetro regular (4.5 mm).

H₀₂: Los implantes de diámetro regular (4.5 mm) no presentan menor pérdida ósea que los implantes de diámetro pequeño (3.3 mm).

5.0 MATERIAL Y MÉTODO

Definición operacional: Pérdida ósea alrededor del implante, la cual se medirá con radiografías digitales las cuales serán estandarizadas al momento de tomarlas para que sea en la misma anulación. Medición en micras (μm) por un programa de computación.

5.1 TIPO DE ESTUDIO

Prospectivo, Longitudinal, Observacional, Comparativo.

5.2 UNIVERSO DE ESTUDIO

20 Implantes de diámetro pequeño de 3.3mm (grupo experimental)

20 Implantes de diámetro regular de 4.5mm (grupo control)

5.3 CRITERIOS

5.3.1. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

1. Pacientes mayores de 18 años de edad
2. Pacientes con un estado estable de salud

3. Pacientes con higiene oral aceptable tomando en cuenta la Clasificación de la Academia Americana de Periodontología Tipo 0 o Tipo 1
4. Pacientes con ausencia de órganos dentales en al zona anterior superior o inferior
5. Pacientes que beneficien de una prótesis implanto-soportada
6. Una deficiencia del reborde residual <5mm en sentido buco lingual
7. Pacientes que puedan asistir a citas de control

5.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

1. Higiene oral deficiente
2. Enfermedad sistémica que limite la intervención quirúrgica
3. Abuso de drogas estupefacientes
4. Irradiación reciente
5. Fumadores

5.4 OPERACIÓN VARIABLES

5.4.1. VARIABLES DEPENDIENTES

Pérdida ósea

5.4.2. VARIABLES INDEPENDIENTES

Implantes de 3.3mm e Implantes de 4.5mm.

5.5 MATERIAL

20 implantes 4.5mm (Zimmer Dental)

20 implantes 3.3mm (Zimmer Dental)

Instrumental para cirugía de implantes (H&H Company)

- Espejo #5
- Explorador 5ª
- Sonda periodontal UNC/15
- Pinzas de curación #3
- Pinzas de tejido Adson 1/2 lisas 12cm
- Pinzas de tejido Adson 1/2 12cm
- Retractor Feldman
- Retractor Seldin 23
- Retractor Minesota
- Retractor Weider de lengua y carillo
- Separador JO/26
- Separador 9 Molt
- Cureta Periodontal 13/14
- Cureta Millar 9
- Cureta Lucas 86
- Cureta Molt 2/4
- Tijera Kelley Curved 16cm
- Porta sutura Mayo-Hegar 16cm

Motor quirúrgico (NSK)

Contrángulo (NSK 20:1)

Calibrador de hueso tipo bolley
40 Paquetes estéril para paciente #1090 (Salvin Dental)
2 batas estériles larga
2 gorros profilácticos tipo bañera
2 cubre boca
Lentes de protección
1 cobertor de mesa 61cm x 61cm
1 cobertor para paciente split sheet 195.5cm x 127cm
1 cobertor para paciente boufant cap
2 cobertor adhesivo 45.7cm x 61cm
1 cobertor de rayos x
4 cobertor para lámpara 10cm x 15cm
1 eyector de saliva
1 bolsa para desechables
10 gasas 10cm x 10cm
2 cobertor de manguera
5 botellas enjuague de Clorhexidina 0.12% (Peridex)
40 Guantes estériles (Safe Skin)
Kit de fresas quirúrgicas (Zimmer)
Acrílico Transparente 1 lb (Great Lakes Orthodontics)
1 bote de anestesia tópico benzocaina 20% (Topex Gel, Sultan)
1 caja 50 piezas Contonéele (Q-tip)
2 Cajas (50) Anestesia local con epinefrina 1:1000 (Septodont)
Jeringa para anestesiarse (Cook Waite)
80 agujas 27 (Monojet)
Mango de Bisturí 10-130-05 (Hu-Friedy)
80 Hojas de bisturí 15 (Miltex)
Eyector Quirúrgico Frazier (H&H Company)
40 bolsas Suero fisiológico de 500 ml (Pisa)
40 Suturas Vicryl 5-0 PS-2 (Ethicon)

20 tornillos de cicatrización 3.5/ 3.0 (Zimmer Dental)
20 tornillos de cicatrización 4.5/ 3.0 (Zimmer Dental)
40 cucharillas de impresión Superiores (Coltene Whaledent)
40 cucharillas de impresión Inferiores (Coltene Whaledent)
20 tubos de material pesado PVS (Aquasil)
20 tubos de material ligero PVS (Aquasil)
40 puntas para mezcla de material de impresión 6.5mm
Dispensador (Pistola) para material de impresión 1:1 50ml Kerr #28747
2 botes 1 lb de alginato fraguado rapido (Jeltrate)
1 caja 25lb yeso tipo V de Resina (Heraus Kulzer)
Spatula 11R (Pearson P23-3874)
Tasa medidala D2 500ml (Pearson L15-0105)
Vibrador (Ray Foster)
20 aditamentos prefabricados 3.3mm (Zimmer Dental)
20 aditamentos prefabricados 4.5mm (Zimmer Dental)
Torquimetro (Zimmer Dental)
Cemento Improv (#IMPROV-CEMENT, SALVIN DENTAL)
Computadora (Dell)
Programa de Computadora Photoshop CS III (Adobe)
Programa de radiografia digital (Shick Technologies)
Sensor digital (Shick Technologies)
Cobertor de sensor digital 1 5/8 x 9 (Pearson #444-11)
Dispositivo Radiografico (Rinn)
Cámara Intra-oral (Canon)

5.6 METODOLOGÍA

El presente estudio se realizó en pacientes de práctica privada de la ciudad de Tijuana B.C. para lograr la colocación de un total de 40 implantes (Zimmer Dental) divididos en dos grupos, 20 implantes de 3.3mm y el otro grupo de 20 implantes de 4.5mm. Dichos pacientes fueron sometidos a una evaluación consistente en dos etapas, en la primera se realizó: historia clínica, valoración clínica del área a recibir el implante, además de la toma de radiografía periapical inicial que nos permitió reconocer aspectos como altura de reborde óseo, convergencia de raíces de dientes adyacentes y descartar la posibilidad de alguna anomalía para determinar si eran candidatos a participar en el estudio.

Una vez determinado el grupo de pacientes a participar se procedió a la firma de la carta de consentimiento autorizado del paciente, se procedió a evaluar el grosor del reborde residual en el cual se colocaría el implante.

La determinación de cual implante recibiría el paciente se determinó dependiendo del grosor del reborde residual.

Con lo cual se concluyó que si el reborde residual tenía un espesor menor a 5mm recibiría un implante de 3.3mm. (Fig 3a. y 3b)

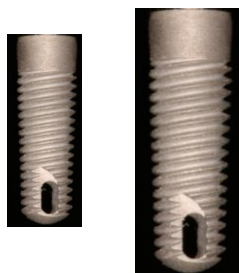


Fig. 3^a Implante de 3.3mm 3b. Implante de 4.5mm

Si el reborde residual tenía un espesor mayor a 5mm recibiría un implante de 4.5mm.

Se inició indicándole al paciente a realizar un enjuague bucal (Fig 4) con 10ml de clorhexidina al 0.12% por 45 segundos.



Fig. 4 Enjuague de Clorhexidina 0.12%

Una vez hecho esto se le colocó un campo estéril (Salvin Dental) aislando su ropa y cuerpo del área quirúrgica. Se procedió a la colocación del anestésico tópico mediante la técnica convencional para poder realizar la anestesia del área empleando un cartucho de anestesia Septocaine con epinefrina 1:100,00. El paso siguiente fue realizar una incisión horizontal de espesor total de forma continua y firme sobre el hueso alveolar una pieza distal y mesial del sitio quirúrgico con una hoja de bisturí #15, posteriormente con un elevador de tejido se rechazó el colgajo desprendiendo el periostio del hueso exponiendo la zona alveolar. Se utilizó el calibrador bolley para medir el tamaño del reborde verificando el implante a utilizar. Se colocó la guía quirúrgica realizado esto se proyectó la posición y angulación en la cual el implante se debería colocar.

Se inició el procedimiento del fresado con el motor quirúrgico (NSK) y contrángulo 20:1 (NSK) a una velocidad de 950rpm con suero fisiológico para evitar el sobrecalentamiento del hueso evitando así una posible necrosis ósea. Se inició con una fresa piloto de 1.5mm (Brasseler) para proseguir

con las fresas que incrementa el diámetro (1.8, 2.3, 2.8, 3.0mm) del orificio óseo para la colocación del implante de 3.3mm, y para el implante de 4.5mm (1.8, 2.3, 2.8, 3.4, 3.8, 4.4mm). Ya terminado el fresado se colocó el implante y se utilizó el torquímetro (Fig 5) para asegurar la estabilidad primaria de 30 Ncm.



Fig 5. Torquímetro Zimmer Dental

Se tomó una radiografía digital (Fig. 6) con un dispositivo (Rinn) (Fig 7) paralelizando la imagen e igualando la posición del rayo en tómas sucesivas, para corroborar la posición correcta del implante la cual se utiliza como la radiografía inicial del estudio (T1).



Fig 6. Sistema de radiografía digital



Fig 7. Dispositivo radiográfico Rinn

Se cerró el sitio quirúrgico con sutura de forma continua asegurando el cierre primario del sitio.

A las dos semanas el paciente regresó para el retiro de la sutura. Posteriormente a los 4 meses el paciente regresó para la toma de impresión del implante, para lo cual fue necesario anestesiarse la zona realizando una incisión con hoja de bisturí # 15 descubriendo el implante y eliminando el tornillo tapa colocando la montura del implante. Una vez elegida la cucharilla metálica perforada se procedió a la toma de impresión con material de PVS pesado y ligero (Aquasil). Después de la impresión se colocó el tornillo de cicatrización indicado. Hecho esto se procedió a la toma de impresión de la arcada dental antagonista con alginato.

Las impresiones fueron corridas con yeso tipo V para obtener los modelos de trabajo.

Dos semanas después de la toma de impresión se cementó la corona al implante y se tomó la radiografía (T2) de seguimiento con el dispositivo radiográfico.

A los 12 meses se continuó con la evaluación del implante y la corona tomando la última radiografía (T3) (Fig 8).



Fig. 8. Radiografía donde se puede notar el Implante de diámetro pequeño oseointegrado con sus niveles óseos estables.

Una vez obtenidas las tres radiografías digitales, se procedió a interpretarlas con el programa Photoshop CSIII. Dicho programa permite ampliar la imagen convirtiendo el análisis de píxel a mm lo cual permite obtener la medición de la pérdida ósea tanto de la cara mesial como distal del implante.

6. RESULTADOS

Implantes de diámetro pequeño 3.3mm

3.3mm T1

T2

DIENTE	EDAD	4 Meses		12 Meses	
		Mesial	Distal	Mesial	Distal
11	46	0.49	0.4	0.55	0.52
22	32	0.67	0.59	0.43	0.4
24	57	0.06	0.12	0.19	0.17
12	28	0.3	0.37	0.33	0.39
31	52	0.33	0.27	0.25	0.22
15	47	0.22	0.24	0.3	0.29
25	38	0.69	0.65	0.71	0.74
42	41	0.25	0.27	0.29	0.31
34	55	0.67	0.74	0.72	0.81
32	64	0.59	0.67	0.2	0.25
25	49	0.26	0.35	0.3	0.37
12	22	0.16	0.14	0.19	0.17
32	43	0.25	0.21	0.24	0.19
13	44	0.65	0.66	0.6	0.72
32	54	0.14	0.17	0.17	0.25
42	47	0.67	0.69	0.72	0.65
14	50	0.51	0.5	0.55	0.61
22	30	0.56	0.57	0.59	0.52
11	47	0.45	0.52	0.22	0.31
42	63	0.41	0.35	0.55	0.47

Implantes de diámetro regular 4.5mm

DIENTE	EDAD	T1		T2	
		4 Meses		12 Meses	
		Mesial	Distal	Mesial	Distal
33	41	0.24	0.2	0.27	0.21
23	56	0.58	0.55	0.66	0.61

11	32	0.81	0.83	0.77	0.79
14	58	0.69	0.72	0.81	0.79
35	60	0.15	0.12	0.22	0.2
21	48	0.21	0.24	0.35	0.27
11	29	0.37	0.39	0.41	0.43
13	67	0.74	0.7	0.66	0.69
21	25	0.23	0.27	0.31	0.29
24	39	0.59	0.65	0.61	0.59
44	41	0.79	0.7	0.83	0.81
43	57	0.29	0.2	0.27	0.21
14	36	0.76	0.82	0.82	0.85
11	26	0.06	0.12	0.13	0.17
15	30	0.55	0.61	0.63	0.7
24	44	0.34	0.33	0.45	0.42
44	50	0.43	0.45	0.51	0.56
25	34	0.84	0.8	0.65	0.71
34	59	0.64	0.67	0.68	0.71
21	19	0.16	0.22	0.27	0.25

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se evaluaron 40 implantes, 20 de 3.3 mm y 20 de 4.5 mm. Estos fueron colocados en incisivos, caninos y premolares superiores e inferiores. En la Tabla 1 se muestran los dientes reemplazados por implantes y cuantos de cada uno de ellos formaron parte de la muestra.

Diente remplazado	#	Tipo de implante		Total
		3.3 mm	4.5 mm	
	11	2	3	5
	12	2	0	2
	13	1	1	2
	14	1	2	3
	15	1	1	2
	21	0	3	3
	22	2	0	2
	23	0	1	1
	24	1	2	3
	25	2	1	3
	31	1	0	1
	32	3	0	3
	33	0	1	1
	34	1	1	2
	35	0	1	1
	42	3	0	3
	43	0	1	1
	44	0	2	2
Total		20	20	40

Tabla 1. Tabla de contingencia de diente remplazado por implante de 3.3mm y 4.5mm

El rango de edad de los pacientes que recibieron los implantes fue entre los 19 y los 67 años, con una media de 44 años (± 12.5). No existió diferencia en edades entre los que recibieron implante de 3.3 mm con una edad promedio de 45.5 (± 11.2) y quienes recibieron implante de 4.5 mm que tuvieron una edad promedio de 42.5 (± 13.8) ($p=0.47$). En la Tabla 2 se pueden observar los grupos de edad conformados por quienes recibieron implante de 3.3 mm y quienes recibieron implante de 4.5 mm.

Recuento

		Tipo de implante		Total
		3.3 mm	4.5 mm	
Grupos de edad.	Menos de 20	0	1	1
	20 a 29 años	2	3	5
	30 a 39 años	3	5	8
	40 a 49 años	8	4	12
	50 a 59 años	5	5	10
	60 y más años	2	2	4
Total		20	20	40

Tabla 2. Tabla de contingencia por edad y el tipo de implante

Al efectuar la medición inicial, a 4 meses de la colocación del implante, se observó una pérdida ósea de entre 0.06 y 0.84 mm para la cara mesial del diente, con un promedio global de 0.44 (± 0.23) mm. Para la cara distal se

observó una pérdida ósea de entre 0.12 y 0.83 mm, con una media de 0.45 (± 0.23) mm.

Esta pérdida ósea se modificó en la segunda medición realizada a los 12 meses de la colocación del implante, observándose una pérdida ósea para la cara mesial del diente de entre 0.13 y 0.83, con una media de 0.46 (± 0.22) mm, mientras que para la cara distal del diente fue de entre 0.17 y 0.85 mm, con una media de 0.46 (± 0.23) mm.

La Tabla 3 muestra la diferencia observada entre la segunda y la primera medición ($T2 - T1$) fue de entre -0.39 a 0.14 para la cara mesial del diente, con un promedio de 0.015 (± 0.1) mm, mientras la distal que fue de entre -0.42 hasta 0.12 mm para la cara distal del diente, con un promedio de 0.013 (± 0.1) mm.

Al compararse la diferencia observada entre la segunda y primera medición en quienes recibieron implante de 3.3 mm y quienes recibieron implante de 4.5 mm, se observó que esta no fue estadísticamente significativa, siendo en promedio una diferencia de -0.012 (± 0.13) mm en cara mesial para quienes recibieron implante de 3.3 mm ($p=0.125$), mientras que fue de -0.006 (± 0.13) mm en cara distal para quienes recibieron el implante de 4.5 mm ($p=0.225$). Sin embargo, al ajustar por medición realizada en el mismo sujeto mediante t de student para muestras pareadas, el desenlace fue distinto, observándose un aumento significativo de la pérdida ósea a los 12 meses en quienes recibieron el implante de 4.5 mm.

	Diferencia entre T2 – T1				
	T2	T1	Diferencia	I.C. 95% para	P
Implante 3.3	Media(D.E.)	Media(D.E.)	Media(D.E.)	la diferencia	
Mesial	0.40(0.20)	0.41(0.20)	-0.012 (0.13)	-0.07 a 0.05	0.700
Distal	0.41(0.20)	0.42(0.20)	-0.006 (0.13)	-0.06 a 0.05	0.842
Implante 4.5					
Mesial	0.52 (0.22)	0.47 (0.25)	0.042 (0.07)	0.006 a 0.078	0.025*
Distal	0.51(0.24)	0.48(0.25)	0.033 (0.05)	0.008 a 0.058	0.012*

Tabla 3. Comparación entre implantes de 3.3 mm y 4.5 mm.

La interpretación de los siguientes resultados nos indican que los implantes de 3.3mm al comparar las dos mediciones realizadas a los 4 y 12 meses en vez de mostrar pérdida ósea en el lado mesial y distal, sucedió lo contrario, hubo un ligero aumento en el volumen de hueso al comparar la segunda con la primera. El incremento de hueso es muy pequeño y no es estadísticamente significativo. Al observar los datos de quienes recibieron implantes de 4.5mm, sucedió lo contrario, existe una mayor pérdida ósea al comparar la segunda medición con la primera. En promedio perdieron 0.042mm por la cara mesial y 0.033mm por la cara distal, lo que es estadísticamente significativo.

8. DISCUSIÓN

Romeo E. y cols., demostraron que no hubo una diferencia estadística entre el éxito de implantes de diámetro pequeño y diámetro regular. Los implantes de diámetro pequeño tuvieron 3 fracasos con un éxito de 97.5% y los implantes de diámetro regular con 3 fracasos y un éxito de 98.5%. La pérdida ósea después de 7 años de evaluación fue de $1.5\text{mm} \pm 1.5\text{mm}$ en implantes de diámetro pequeño y $1.4\text{mm} \pm 1.1\text{mm}$ en diámetro regular. El cual difiere con el presente estudio con un éxito del 100% en ambos diámetros. En cuanto a la pérdida de hueso en el presente estudio después de 12 meses fue de $0.46\text{mm} \pm 0.22\text{mm}$ en implantes pequeños y $0.5\text{mm} \pm 0.23\text{mm}$ en implantes regulares.

Comfort, M.B y cols., demostraron la pérdida de hueso alrededor de implantes de diámetro pequeño valorada del primer año fue de $0.41 \pm 0.17\text{mm}$. El estudio tuvo un éxito de 96% con un fracaso a los 6 meses. El cual es muy similar al presente estudio con perdida ósea de $0.46 (\pm 0.23) \text{ mm}$ a 1 año pero con un éxito de 100%

Hallman, M. y cols., demostraron en 40 pacientes con implantes de diámetro pequeño de 3.3 mm una perdida ósea a los 6 meses fue de $0.14 \pm 0.67\text{mm}$ y al final de 1 año de $0.35 \pm 1.05\text{mm}$ con radiografías periapicales no estandarizadas. El éxito acumulativo fue de 96.4% y un implante fracaso a los 2 meses. El cual difiere del presente estudio con mayor perdida ósea a cuatro meses de $0.46\text{mm} \pm 0.22\text{mm}$ y una menor perdida ósea de $0.46 (\pm 0.23) \text{ mm}$ a 1 año con un éxito de 100%. Con radiografías estandarizadas.

9. CONCLUSIONES

Después de analizar los resultados de comparación de la pérdida ósea entre implantes de diámetro pequeño de 3.3 mm e Implantes de diámetro regular de 4.5mm con la prueba estadística t de student podemos concluir que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre la pérdida ósea entre implantes de diámetro pequeño (3.3mm) e implantes de diámetro regular (4.5mm).

Se recomienda realizar estudios similares a mayor tiempo de seguimiento y de ser posible con un tamaño de muestras mayor, para así evaluar y decidir confiablemente en los resultados.

10. BIBLIOGRAFIA

1. Degidi, M., et al., Immediate restoration of small-diameter implants in cases of partial posterior edentulism; a 4 year case series. J Periodontol 2009; 80. p. 1006-1012.
2. Degidi, M., et al., Clinical outcome of narrow diameter implants a retrospective study. J Periodontol, 2008, **79**; p. 49-54.
3. Christensen, G., The increased use of small-diameter implants. JADA, Vol.140, June 2009, p.709-713.
4. Flanagan D. et. al., Fixed partial dentures and crowns supported by very small diameter dental implants in compromised sites. Implant Dent., 2008 ,17; p. 182-191
5. Romeo,E., et al., Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. Clinical Oral Implant Research, 2006. **17**: p. 139-148.
6. Comfort, M., et al., A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**: p. 341-345.
7. Vigolo, P., et al., Clinical Evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: A 7-year retrospective study. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2004. **19**(5): p. 703-709.
8. Zinsli,B., et al., Clinical Evaluation of Smal-Diameter ITI Implants A Prospective Study. Int J Oral Maxilofac Implants 2004; 19, p. 92-99
9. Hallman, M., A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged impalnts: Results after 1 year of loading. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2001. **16**: p. 731-736.
10. Andersen, E., et al., A Prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 2001. **16**(2): p. 217-224.
11. Polizzi, G., et al., Clinical application of narrow Brånemark system implants for single-tooth restorations. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 1999. **14**(4): p. 496-503.
12. Albrektsson, T.: Direct bone anchorage of dental implants. J Prosthet Dent, 50:255-261, 1983.
13. Albrektsson,T.: Repair of bone grafts. Scand J Plast Reconstr Surg, 14:1-12, 1980.
14. Albrektsson, T: Direct bone anchorage of dental implants. J Prosthet Dent, 1983. **50** p. 255-261,.
15. Albrektsson, T, Jansson, T, Lekholm, U.: Osseointegrated implants. Dent clin North Am,30:151-177,1986.

16. Albrektsson, T, Zarb, G., Worthington, P., Eriksson, A.: The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 1986.**1** p. 11-25,
17. Bloom, W., Fawcett, D.W.: Histology of endóseous implants. *J Oral Implant*, 1986, 12, p. 284-294
18. Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B.-O., Lindstrom, J., Ohlsson, A.: Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969. **3** p. 81-93.
19. Akagawa, Y., Hashimoto, M., Kondo, N., Satomi, K., Takata, I., Tsuru, H.: Initial bone-implant interfaces of submergible and supramergible endosseous single-crystal sapphire implants. *J Prosthet Dent*, 55: 96-100,1986.
20. Brånemark, P.I., et al., Intra-oseous anchorage of dental próteses I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery* 1969. (**3**) p: 81-100
21. Brånemark, P.-I., Hansson, B.-O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O., Ohman, A: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 1 O-year period. *Scand J Plast Reocnstr Surg*, 11 (supl. 16):1-132, 1977.
22. Brånemark, P.-I., Albrektsson, I.: Titanium implants permanently penetrating human skin. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16:17-21, 1982.
23. Brånemark, P.-I.: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50:399- 410,1983.
24. Brånemark, P.-I., Adell, R., Albrektsson, I., Lekholm, U., Lundqvist, S., Rockier, B.:Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*, 4:25-28, 1983.
25. Brånemark, P.-I., Adell, R., Albrektsson, I., Lekholm, U., Lindstrom, J., Rockier, B.: An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus. *J Oral Maxillofacial Surg*, 42:497-505, 1984.
26. Brunski, J. B., Moccia, A. F., Pollack, S. R., Korostoff, E., Trachtenberg, D. I.: The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical Aspects. *J Dent Res*, 1979. **58** p. 1053-1969,
27. Carlsson, L., Rostlund, T, Albrektsson, B., Albrektsson, T, Brånemark, P.-I.: Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*, 1986. **57** p. 285-289
28. Carr, A B., Lany, W. R.: Maximum occlusal force levels in patients with osseo integrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral & Maxillofac Imp*, 1987.**2** p. 101-108,
29. Connor, J'cN. F., Henry, P. J., Wall, C. D.: Osseointegrated tissue prostheses in the rehabilitation of maxillofacial defects. *Bull Aust Prosth Soc*, 1985.**15** p. 55-61,
30. Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P.-I., Lindhe, J., Glantz, P.O., Nyman, S.: A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by

- a combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol*, 1986.**13** p. 307-312,
31. Eriksson, R. A, Albrektsson, T.: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet Dent*, 50:101-107,1983.
 32. Eriksson, R. A, Adell, R.: Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*, 44:4-7, 1986.
 33. Eriksson, R. A, Albrektsson, T.: The effect of heat on bone regeneration. *J Oral Maxillofac Surg*, 1984. **42** p. 705-711,
 34. Freeman, E.: Periodontium. En *Oral Histology Development, Structure, and Function*. St. Louis: C. V. Mosby, Co., pgs. 234-267, 1980.
 35. Gould, T. R. I., Brunette, C. M., Westbury, L.: The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J Periodont Res*, 1981.**16** p. 611-616,
 36. Hannam, A G., Matthews, B., Yenim, R.: The response of the másseter muscle following tooth contact in man. *J Physiol*, 203:25-26, 1969.
 37. Haraldson, T.: Comparisons of chweing patterns in patients with bridges supported on osseointegrated implants and subjects with natural dentitions. *Acta Odontol Scand*, 41 :203- 208, 1983.
 38. Hausmann, E.: Potential pathway for bone resorption in human periodontal disease. *J Periodontol*, 45:338-343, 1974.
 39. Heimke, G., Schulte, W, d'Hoedt, B., Griss, P., Busing, C. M., Stock, D.: The influence of fine surface structures on the osseointegration of implants. *Int J Artif Organs*, 5:207-212, 1982.
 40. Ichida, E., Caputo, A A: Stress-induced by endodontic stabilizers. *J Prosthet Dent*, 55:168- 175,1986.
 41. Hansson, H. A., Albrektsson, T., Brånemark, P.-I.: Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent*, 50:108-113, 1983.
 42. Haraldson, T., Carlsson, G. E.: Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 85:200-208, 1987.
 43. Haraldson, T., Karlsson, U., Carlsson, G. E.: Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*, 1979. **6** p. 41-48,
 44. Haraldson, T.: A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorages of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1980.**14** p. 209-214,
 45. Henry, P. J.: Comparative surface analysis of two osseointegrated implant systems. *Int J Oral & Maxillofac Imp*, 2:23-27,1987.
 46. James, R. A: The support system and the pergingival defense machanism of oral implants. *Orallimplantol*, 6:270-285, 1975.
 47. Kasemo, B., Lausmaa, J.: Metal selection and surface characteristics. En Brånemark, P.-I., Zarb, G. A., Albrektsson, 1. (editores): *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago:
 48. Quintessence Publishing Co., Inc., pgs. 99-116, 1985.

49. Kinni, M. E., Hokama, S. M., Caputo, A. A: Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral & Maxillofac Imp*, 2:14, 1987.
50. Lekholm, U., Adell, R., Lindhe, J., Brånemark, P.-I., Eriksson, B., Rockier, B., Lindvall, A-M., Yoneyama, 1.: Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures II. A crosssectional retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 15:53-61, 1986.
51. Lindhe, J.: The anatomy of the periodontium. En *Textbook of Clinical Periodontology*. 1.9 ed.
52. Philadelphia: W B. Saunders, Co., pgs. 19-66, 1983.
53. Lindquist, L. W, Rockier, B., Carlsson, G. E.: Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 59:59-63, 1988.
54. Jemt, T.: Modified single and short span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent*, 1986. **55** p. 243-247
55. Kamoj, K., Hisano, Y., Sato, T., Kobayashi, Y.: Clinical investigation of osseointegrated implants. *Quint*, 1987.**6**:1059, 1067, **6** p. 1221-1233,
56. Kasemo, B.: Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent*, 1983, **49** p. 832-837,.
57. Laney, W. R., Tolma, D. E., Keller, E. E., Desjardins, R. P., Van Roekel, N. B., Brånemark, P.- I.: Dental Implants: Tissue integrated prosthesis utilizing the osseointegration concept. *Mayo Clin Proc*, 1986. **61** p. 91-97,
58. Lavelle, C., Wedgwood, D., Love, W B.: Some advances in endosseous implants. *J Oral Rehab*, 1981.**8** p. 319-331,
59. Lekholm, U.: Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*, 1983.**50** p. 116-120,
60. Lundqvist, S., Haraldson, 1.: Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*, 92:88-92, 1984.
61. Matthews, B., Hannam, A. G., Yenim, R.: The role of muscle spindles in the response of the másseter muscle to tooth contact. *J Dent Res*, 48:1131, 1969.
62. McKinney, R. V., Steflik, D. E., Koth, D. L.: The biologic response to the single-crystal sapphire endosteal dental implant: Scanning electron microscopic observations. *J Prosthet Dent*, 51 :372-379, 1984.
63. Meffert, R. M., Block, M. S., Kent, J. N.: What is osseointegration? *Int J Perio Restorative Dent*, 4:9-21, 1987.
64. Mohl, N. D., Zarb, G. A, Carlsson, G. E., Rugh, J. D.: *A Textbook of Occlusion*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., pgs. 79-118,1988.
65. Nisengard, R. J.: The role of immunology in periodontal disease. *J Periodontol*, 48:505-516, 1977
66. O'Rourke, J. 1., Miner, L. M. S.: *Oral Physiology*. St. Louis: C.V. Mosby, Co., pgs. 6674, 1951.

67. Parel, S. M., Brånemark, P.-I., Jansson, 1.: Osseointegration in maxillofacial prosthetics. Part 1: Intraoral applications. J Prosthet Dent, 55:490-493, 1986.
68. Parel, S. M., Brånemark, P.-I., Tjellstrom, A, Gion, G.: Osseointegration in maxillofacial prosthetics.
69. Part 2: Extra-oral applications. J Prosthet Dent, 55:600-606, 1986.
70. Parel, S. M., Holt, G. R., Brånemark, P.-I., Tjellstrom, A: Osseointegration and facial prosthetics. Int J Oral & Maxillofac Imp, 1:27-29,1986.
71. Parr, G. R., Gardner, L. K., Toth, R. W: Titanium: The mystery metal of implant dentistry.Dental Materials Aspect. J Prosthet Dent, 54:410-413, 1985.
72. Ramfjord, S., Ash, M.: Occlusion. Philadelphia: W B. Saunders, Co., pgs. 71-127,1994.
73. Schroeder, A, van der Zypen, E., Stich, H., Sutter, F.: The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. J Maxillofac Surg, 9:15-25, 1981.
74. Rudd, K. D., O'Leary, 1. J., Stumpf, A J.: Horizontal tooth mobility in carefully screened subjects. Periodontics, 2:65-68, 1964.
75. Schnitman, P. A, Schulman, L. B.: Recommendation of the consensus development conference on dental implants. J Am Dent Asso, 98:373-377. 1979. 80.
76. Sekine, H.: Peri-implant structure and characteristics of their receptors. Dent J, 25:597-605, 1987.
77. Sekine, H., Komiyama, Y.: Osseointegrated implants by Professor P.-I. Brånemark. Dental Outlook, 62:93-109, 1983.
78. Shillingburg, H. 1., Hobo, S., Whitsett, L. D.: Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed. 2. Chicago: Quintessence Publishing, Inc., pgs. 25-36, 1981.
79. Sullivan, D. Y.: Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. Int J Oral & Maxillofac Imp, 1986.1:39-45,
80. Thomás, K. A., Cook, S. D.: An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. J Biomed Mater Res, 19:875-901, 1985.
81. Toth, R. W, Parr, G. R., Gardner, L. K.: Soft tissue response to endosseous titanium oral implants. J Prosthet Dent, 54:564-567, 1985.
82. Tjellstrom, A, Yontchev, E., Lindstrom, J., Brånemark, P.-I.: Five years'experience with boneanchored auricular prosthesi~. Otolaryngol Head Neck Surg, 93:366-372, 1985.
83. Weiss, C. M.: Tissue integration of dental endosseous implant: Description and comparative analysis of the fibro-osseous integration and osseous integration systems. J Oral Implant, 1986.12:169-214,
84. Yontchev, E.: Cranial and maxillofacial epithesis treatment on osseointegrated implants: Concepts and principles. J Prosthet Dent,

- 1985.**53**: 552-553,
85. Zarb, G. A: Introduction to osseointegration in clinical dentistry. J Prosthet Dent, 1983.**49**:824,
86. Zarb, G. A., Symington, J. M.: Osseointegrated dental implants: Preliminary report on a replication study. J Prosthet Dent, 1983.**50**:271-276,