

318322



UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA

ESCUELA DE ODONTOLOGIA

INCORPORADO A LA U. N. A. M

IMPLANTES OSEOINTEGRADOS

TESIS CON
VALLE DE ORIGEN

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
IAN ALEJANDRO RODRIGUEZ DEL REY R.

MEXICO, D. F.,

1992

TESIS
INELEGIBLE



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

Indice

Introducción.....	1
Cap. 1 Historia de la Implantología.....	3
1.1 Era Antigua.....	3
1.2 Período Medieval.....	4
1.3 Período de Fundación.....	6
1.4 Era Premoderna.....	7
1.5 Origen de la Era Moderna.....	9
1.6 Implantología Oral Contemporánea.....	13
Cap. 2 Tipos de Implantes.....	16
2.1 Implantes Subperiósticos.....	16
2.2 Implante de Grapa (fijado en placa ósea mandibular).....	19
2.3 Implantes de Lámina Perforada.....	22
2.4 El Implante de Carbono Vítreo.....	26
2.5 El Implante de Zafiro Monocristalino.....	27
2.6 El Tornillo TPS.....	30
2.7 El Implante ITI de Cilindro Hueco.....	32
2.8 El Implante Dental IMZ.....	35
2.9 El Implante de Aleación de Titanio Núcleo-Perforado ("Core-Vent").....	36
2.10 El Implante de Titanio Oseointegrado de Branemark.....	38
2.11 El Sistema de Implantes Steri-Oss.....	40
2.12 El Implante Integral.....	41
2.13 El Sistema Sustain.....	43

Cap. 3 Biomateriales, Biocompatibilidad y Biomecánica.....	46
3.1 Biomateriales.....	46
3.2 Biocompatibilidad.....	59
3.3 Biomecánica.....	73
Cap. 4 Oseointegración y Biointegración.....	87
Conclusiones.....	118
Bibliografía.....	120

Introducción

Aunque la implantología dental es un concepto antiguo donde se podrían citar evidencias arqueológicas, en Egipto, Sidón y en América específicamente la cultura Maya, donde se implantaban desde metales hasta conchas y piedras preciosas, no es sino hasta las últimas dos décadas de este siglo cuando ha tomado un gran auge, teniendo un gran desarrollo rápido y exitoso el reemplazo de dientes naturales perdidos por dispositivos insertados quirúrgicamente en tejido óseo vivo.

Esto nos indica que desde la antigüedad existe una inquietud del hombre de reemplazar los dientes perdidos por sustitutos hechos de diferentes materiales, algunas veces por razones religiosas y otras veces por razones cosméticas. Pero no es sino hasta este siglo donde el trabajo científico tiene un gran auge, el cual nos lleva al concepto desarrollado por el profesor Branemark de oseointegración. (el cual se reconoce como una conexión funcional y estructural directa entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante que soporta cargas), donde los pacientes que por múltiples razones han perdido sus dientes tienen acceso a un tratamiento que provee exitosamente un anclaje a puentes, dentaduras o dientes únicos, evitando la necesidad de protodoncia removible o al tratamiento de dientes intactos.

A través de los años se han tratado de ir simplificando los pasos para realizar las técnicas quirúrgicas para la colocación de los implantes dentales, al igual que reducir el traumatismo quirúrgico de los tejidos al momento de la colocación.

Es de vital importancia que los materiales utilizados en implantología oral se han convertido en modelos para los materiales utilizados para reemplazar otras partes del cuerpo. En esta última década se ha estudiado la biocompatibilidad de distintos materiales para implantes a largo plazo analizando la respuesta de los tejidos corporales con cada uno de los materiales (fibrointegración, oseointegración o biointegración) junto con los diferentes diseños de implantes dentales en función para soportar las fuerzas oclusales.

El éxito en el reemplazo de los dientes perdidos por medio de puentes fijos empleando uno o mas implantes endoseos capaces de lograr una oseointegración ha sido el mayor avance en estos últimos años de la odontología moderna.

El objetivo de nuestro trabajo es al presentar los conceptos básicos de la implantología actual la cual nos podrá dar una visión más completa de este campo, es decir conocer cual es la justificación científica de esta nueva rama de la odontología, sin importar clases o tipos, sino las características científicas de los diferentes materiales para implantes dentales es decir sus estudios de biocompatibilidad y diseño biomecánico que a fin de cuentas nos dará el éxito o fracaso de nuestro tratamiento, siempre y cuando este respeta los protocolos establecidos.

Cap. I Historia de la Implantología

Desde la era del hombre prehistórico, la humanidad ha sufrido de patología dental. Debido a esto el hombre ha buscado la necesidad de arreglar o substituir los dientes afectados o perdidos con materiales artificiales. De esta forma describimos seis eras distintas en la implantología dental: 1) La era antigua (hasta el año 1000 de Cristo); 2) El periodo medieval (1000-1799); 3) El periodo de fundación (1800-1910); 4) La era premoderna (1910-1930); 5) El origen de la era moderna (1935-1978); y la implantología oral contemporánea (1978 hasta nuestros días). (1)

1.1 Era Antigua

Implantes intraóseos de dientes de animales y dientes artificiales de marfil fueron realizados en mujeres en el antiguo Egipto. (1)

Cranin afirma que la muestra ejemplar mas antigua de un implante dental fue realizada durante la era precolombiana y fue encontrado en excavaciones en la Playa de los Muertos en el Valle del Río de Ulua en Honduras en 1931. Wilson Popenoe descubrió un craneo Maya con dientes artificiales tallados de una piedra negra. Este craneo data del año 600 A.C., en este se encuentran tres dientes tallados de conchas que fueron implantados en alveolos de dientes anteriores inferiores. (1,7,12)

Los Mayas además de implantaciones dentales, realizaban incrustaciones de piedras preciosas y practicaban la mutilación dental por razones estéticas y supersticiosas. (1)

Excavaciones en Sudamérica referente a indios incas en Ecuador por Saville sugestionan que esta cultura utilizó incrustaciones de oro

y realizaban implantaciones de dientes. Savilla describió un incisivo lateral derecho que fue substituido con un material de implante.(1)

También en el medio oriente en 1862 Gaillardot excavó una tumba cerca a la ciudad antigua de Sidon. Aquí fue descubierto un utensilio prostodóntico del año 400 A.C., consistiendo de cuatro dientes naturales inferiores unidos entre ellos, dos dientes tallados de marfil que sirvieron como substituto de dos dientes incisivos, todos unidos por medio de un alambre de oro.(1)

La historia de la implantología puede ser llevada a Africa (egipcios), a América (mayas, aztecas e incas) y al medio oriente (Sidon). El transplante de dientes puede ser llevado a la cultura griega, etrusca y la romana.(1)

1.2 Periodo Medieval

Este periodo corresponde primariamente a la transplatación de dientes. Albucasis (Abul Kasim), un cirujano árabe (936-1013), describió procedimientos de transplantes. También fabricó implantes hechos de hueso.(1)

La transplatación se hizo en Europa, particularmente los barberos eran los encargados de realizarla. Un cirujano de los 1500's Ambroise Paré (1510-1590), enfatizó las ventajas de la transplatación. Paré fue el primero en usar el término "transplatación".(1,12)

Pierre Fauchard (1678-1761), trabajó en técnicas de reimplantar dientes avulsionados y transplantar dientes de una persona a otra.(1,12)

Morse, con sus procedimientos dió a Paré descripciones de transplataciones en la nobleza y oficiales militares. Si un oficial

de alto rango perdía un diente, de los soldados de rango más bajo, se escogía uno con dientes, de acuerdo al tamaño y color del oficial. El soldado escogido sin ninguna alternativa perdía su diente o dientes. (1)

La transplatación en el siglo XVIII fue apoyada por Pierre Fauchard (1678-1761) y John Hunter (1728-1793). (1,12) Sin embargo durante este periodo la transplatación también tuvo sus detractores. El satirista Thomas Rowlandson criticó la práctica, como otros. Los dientes humanos eran caros y escasos y por lo general eran repugnantes para el paciente. Sin embargo implantes hechos de marfil, conchas y hueso o dientes humanos utilizados para trasplantes no satisfacían los requerimientos para dichos reemplazos. Ha sido reportado en los milsetecientos que la transplatación de dientes puede llevar a la transferencia de enfermedades y llegar a la muerte. (1)

En 1771, el Dr. John Hunter de Londres implantó un diente humano incompletamente formado, en la cresta de un gallo vivo y las células sanguíneas de gallo crecieron en el canal pulpar del diente implantado, que se agarró firmemente en la cresta. El Dr. John Templeman, que hizo su práctica en Boston, publicó en el "Boston Gazette", en 1781, "Extraer y Transplantar dientes". El Dr. Templeman fue probablemente el primer especialista en ortodoncia en los Estados Unidos. En 1784, el Dr. James Gardette, en Filadelfia transplató dientes. Él publicó un artículo titulado "Transplatación de los Dientes Humanos", en el "Medical Recorder" en 1822. En 1786, John Greenwood, en el "New York City Directory" decía que él transplataba dientes. En 1796, Joseph Flagg, informó que él transplató dientes de

un humano a otro. En 1799, el Dr. Thomas Hamilton de Londres anuncio en 1799 en el "Maryland Gazette", que él transplantaba dientes. El Dr. Benjamin Fendall, fue considerado como el primer dentista americano de importancia (1773-1808) y transplantaba dientes de una persona a otra. (12)

1.3 Periodo de Fundación

La implantología oral endoósea en realidad empezó en el siglo XIX. Maggilio, en 1809, insertó un implante de oro en un alveolo de un diente extraído en el mismo momento. Maggilio fue autor de un libro llamado "El Arte de un Dentista". (1)

En los 1800's surgieron procedimientos de implantes con dientes naturales. A W.J. Younger de San Francisco se la acredita de introducir la operación a los Estados Unidos. Congdom afirmo que la implantación de dientes naturales ha reportado resultados satisfactorios, aunque los fracasos eran muchos debido a resorción y exfoliación. Es sorprendente que estos dientes implantados estuvieron in situ alrededor de once años, y Younger escribió en 1983: "Estoy feliz de afirmar que esta operación haya empezado alrededor de sus ocho años de vida". (1)

En 1887 Harris reportó en el "Dental Cosmos" que él implantó una corona de porcelana en una raíz en un alveolo que fue formado artificialmente en la mandíbula de un chino en Grass Valley, California. (1)

Estas implantaciones han sido ejemplos de Harris. Maggilio y Edmunds de Nueva York el 12 de marzo de 1889 reportó a la primera sociedad dental de la ciudad, que él implantó una cápsula metálica en el espacio ocupado por el primer premolar superior derecho. (1)

Berry, en 1889 escribió sobre la necesidad de tener los dientes fuera de la comunicación de una enfermedad, una respuesta a los peligros de implantación de los dientes naturales. También dijo que el plomo es generalmente tolerable al cuerpo sin ningún problema, y que no había duda de que era el mejor material para raíces de implantes. En los escritos de Berry se observan dos interesantes consideraciones: primero, que haya el propósito de una congruencia entre el implante y el tejido receptor; segundo, la utilización segura de un biomaterial (plomo). (1)

En 1890, a un ministro de Massachusetts se le recortó la mandíbula debido a un tumor. Se le unió un sistema de coronas de oro unidas entre sí al resto de la dentición. Bonwell, en 1895 reportó en la implantación de uno o dos tubos de oro o iridio como soporte de dientes individuales o coronas. En 1898, en un encuentro de la asociación dental nacional, R.E. Payne dió la primera clínica de implantación en su escrito, "La Implantación de una Cápsula de Plata". El colocó la cápsula en el alveolo de diente con el objeto de colocar la corona mas tarde. (1)

En 1899, en un libro publicado por Harriet Hubbard Ayer, llamado "A Complete and Authentic Treatise of the Laws of Health and Beauty", en un capítulo "The Mouth and Theeth", ella describe la implantación dental. También ella definió la transplatación como "la inserción de un diente natural de cualquier gante en el alveolo donde se ha extraído un diente recientemente". (12)

1.4 Era Premoderna

R.E. Payne y J.Greenfield dominaron las primeras dos décadas del siglo XX en cuanto implantología. Payne presentó su técnica de

implantación de cápsula en las clínicas del tercer congreso dental internacional, como se reportó en el "Dental Cosmos" en 1901. (1)

Greenfield. fue el primero en documentar cuidadosamente un procedimiento de implantes con fotografías y diagramas. El escribió que si un cirujano podía utilizar metales en el hueso, ¿por que el dentista no?. (1,11)

Greenfield realizó su implante como una raíz artificial de alambre de iridio y platino soldado con oro en forma de canasta. (1.7.12,11)

Greenfield describió su procedimiento como sigue: se limpia la encía con alcohol, se abre la encía, se usa un cuchillo filoso de máquina para cortar el tejido óseo y se le da el terminado al alveolo con una frésa. Después se coloca la raíz y se feruliza hasta que suficientes células óseas se formen en los espacios. Greenfield enfatizó la importancia de el hueso intimamente asociado con el implante. Vamos en sus escritos los primeros requerimientos de la "oseointegración". Después de tres meses, la férula se quitaba y se colocaba la corona. Se dejaba el implante cicatrizando sin ninguna carga. (1,11)

Burton Lee Thorpe escribió, que él había examinado un paciente del Dr. Greenfield en el cual él implantó una raíz artificial hace dieciocho meses y que la raíz artificial estaba inmóvil y que la encía estaba totalmente sana en el borde cervical. (1)

Greenfield afirmaba que el implante debía dejarse por lo menos de seis a ocho semanas para que hubiera una formación de hueso y que la formación de hueso en el centro del alveolo garantiza que el

implante se fije. Estas revelaciones en 1914 repasan las afirmaciones de los implantes modernos huecos como los Core-Vent. (1)

Leger-Dorez desarrolló en 1920 un implante comparado a una extensión larga y cilíndrica de concreto. Smillon, describió el implante con una parte larga y cilíndrica enterrada en el hueso, con su parte más alta descansando en la cresta alveolar. Esta parte alta y cilíndrica tenía rósca para agarrarse al hueso. (1)

Tomkins, en 1925 implantó dientes de porcelana. Brill, en 1936 insertó espigas de goma en alveolos preparados. Adams, en 1937 desarrollo y patentó un implante submersido en forma de cilindro enroscar. Este implante tenía un cuello gingival, una cápsula de cicatrización y una cabeza en forma de bola para soportar la sobredentadura. Driskell remarca los principios de dicho diseño para los implantes de ahora. (1)

1.5 Origen de la Era Moderna

El origen de la era moderna en implantología tiene sus comienzos alrededor de 1930, con los trabajos de Venable, Struck, Dahl, Gershkoff y Goldberg. En 1937 Venable desarrolló una aliación de cobalto, cromo y molibdeno ahora conocida como vitalium. (1)

Implantes Endoseos: Fase I

En 1913, Greenfield presentó un escrito de un implante hecho de iridio-platino a la Academia de Estomatología de Filadelfia (Dental Cosmos). (7,11)

Un uso inicial del vitalio de Venacia fue el uso de sus implantes en forma de tornillo por Alvin y Moses Struck empezando 1939, teniendo resultados óptimos a lo largo de diecisiete años. (1,7,12)

Strock inició experimentos en animales demostrando la primera prueba histológica de osteointegración. (1)

Implantes Subperiósticos

Esta idea fue concebida por Mullar en 1937 y seguida por muchos practicantes y estudiantes clínicos (Dahl, Garshkoff, Goldberg, Ogus, Hammer, Reichenbach, Marziani, Schwindling, Obwegeser, Kallenberger y Maeglin, Koele, Wunderer y Spiessl, por mencionar algunos). (7,83)

El concepto de implantes subperiósticos mandibulares fue introducido en los Estados Unidos en 1948 por los Drs. Aaron Garshkoff y Norman Goldberg. (2,33)

Estos empezaron con el reporte de Dahl en 1941. Garshkoff y Goldberg visitaron a Dahl en Suecia y trajeron el concepto subperióstico a los Estados Unidos. (2,12,83) El primer implante subperióstico fue realizado sin impresiones directas sobre el hueso y a Isaiah Lew se le acredita el desarrollo de impresiones sobre el hueso y la doble fase del procedimiento subperióstico en 1951. Weinberg diseñó su implante unilateral subperióstico al igual que Leonard Linkow en 1955. Bodine, en 1950 realizó su implante de mariposa. Salgary y Sol desarrollaron un implante subperióstico con una barra horizontal. Triantin en Londres diseñó implantes subperiósticos similares a los de América. (1) Gustav Dahl desarrolló para una patente norteamericana su implante mandibular subperióstico en 1942. Dahl insertó el primer implante superior subperióstico en 1943 y más tarde insertó un implante subperióstico inferior. Goldberg y Garshkoff insertaron el primer implante subperióstico mandibular con éxito en 1948. (2,12,83)

Herschfus, en 1956 informa sobre los resultados histológicos de implantes subperiósticos quedados por años introducidos en maxilares de perros, en los cuales Herschfus ha podido constatar personalmente que el hueso no presentaba ningún signo de reacción o de reabsorción, ni fenómenos de osteoclasia o de destrucción que habría testimoniado su sufrimiento. (6)

Weber presentó el implante subperióstico universal en 1968, Cranin desarrolló la barra continua de Brookdale en 1978. En 1970, James recomendó usar la superficie bucal de las dos ramas para soportar al implante subperióstico. También fue el pionero del uso de la tomografía computarizada para la colocación de implantes subperiósticos. (1)

El amplio promedio de fracasos de los implantes subperiósticos ha llevado a una falta de interés en este tipo de implante desde 1960. (7) Aunque en algunos centros de investigación como la Universidad de Loma Linda en California de manera didáctica y experimental se utilizan con buenos resultados (Dr. Jaime Lozada, comunicación personal)

Implantes Endoseos: Fase II

Formiggini, en 1947, desarrolló un implante de alambre en forma de espiral sencillo. Mientras Chercheva lo hizo de doble hélice hueco enroscable. (9,12)

Lee, diseñó su implante de poste. Scislon desarrolló su espiga tripodal, donde tres pins de tantalio son insertados y soldados entre sí para soportar una prótesis. Benoit y Michelat desarrollaron un implante utilizando el mismo diseño de espiga. (1)

El periodo de 1950 a 1960 fue un periodo dominado por el trabajo de Linkow. (1,35) También durante este periodo Furatori diseñó sus implantes huecos con espirales. (1,12) Linkow, desarrolló los implantes de lámina perforada, un implante que dominó 1960, 1970 y parte de 1980. (1,12)

El implante de Linkow fue introducido en 1967. (1,7,35,83) Tenía dos metas: A) De aumentar el área superficial del implante en orden de extender fuerzas masticatorias sobre una masa amplia de hueso. B) Crear una forma básica permitiendo variaciones que pudieran acomodarse a todas las restricciones anatómicas de el maxilar y de la mandíbula, y al mismo tiempo dejar las posibilidades de reconstrucción abiertas. (7)

Linkow motivó el desarrollo de una organización internacional de dentistas implantólogos donde en 1951 se formó la Academia Americana de Implantología Dental. (1)

En 1951, Leventhal reportó por primera vez al término de "oseointegración". Definiéndolo como el contacto directo del hueso con el titanio. (10)

En 1960, Gott y colaboradores, estudiaron materiales para el uso en válvulas artificiales del corazón. Esto llevó a estudiar la relación entre la compatibilidad de la sangre del carbono, su estructura cristalina, superficie química y superficie topográfica y llevó al amplio uso del carbono en una variedad de proyectos protéticos. (2)

En 1965, Tramonti describió su implante en espiral. (9,12) En en el mismo año Lew desarrolló un tornillo de cobalto, cromo y molibdeno (B.E. Balkin, 1988). (9)

Los implantes de grapa mandibulares se desarrollaron en estudios animales en 1966 y 1967 y clínicamente en humanos entre 1968 y 1973. Small y Mesiek, en 1968, presentaron evaluaciones a 16 años de implantes de grapa mandibulares. (1)

Alrededor de 1970 Grenoble y colaboradores en la Universidad del Sur de California introdujo el implante de carbono vítreo. (2)

En 1974, Koch y Kirsch, desarrollaron el sistema de implantación oseointegrada endosea de dos fases denominado cilindro intramóvil (IM2). (1,7,5)

En 1974, Bodine reportó evaluaciones de 27 implantes mandibulares subperiósticos in situ por 15 a 20 años. Cranin y Linkow reportaron trayectos de implantes endoseos. También en este tiempo Per-Invar Branemark estaba desarrollando extraordinarios estudios sobre implantes en Suecia (1951), Kawahara desarrolló un implante cerámico en Japón (empezando 1970) y el grupo ITI en Suiza desarrolló su implante ITI cilíndrico hueco desde 1974. (1,7,8)

1.6 Implantología Oral Contemporánea

La Implantología oral contemporánea se inicia en 1978 con la conferencia llevada en Harvard y respaldado por el Instituto Nacional de la Salud (NIH). (1)

El grupo de Göteborg en Suecia empezaron estudios experimentales en 1951, pero sus colegas norteamericanos se interesaron de sus contribuciones cuando el estudio fue presentado en 1981 y 1982. (1)

El tornillo TPS oseointegrado fue introducido a los Estados Unidos en 1978 (3), aunque el primer implante realizado fue en 1977 (llamado también tornillo Lederman). (82)

En 1978, el sistema IMZ, el cual había sido desarrollado por Koch y Kirsch en 1974, tuvo su inicio clínico en Alemania. (1,7,5) Por otra parte en 1982, el implante Core-Vent fue introducido por Niznick a la profesión en los Estados Unidos. (1,12,35,10)

En 1983, los resultados de un estudio llevado durante diecisiete años en la Universidad de Gothenburg, Suecia, fueron publicados en el Journal of Prosthetic Dentistry. Este estudio empezó en 1964 bajo la dirección de P.I. Branemark, reportando 4100 implantes de tornillo de titanio en la sínfisis y en el área anterior del maxilar. (8,10)

El implante ITI cilíndrico hueco de Sutter y colegas del instituto Strauman siguiendo los conceptos de Greenfield seguía desarrollándose. (1)

También seguía desarrollándose el implante de zafiro monocristalino de Kawahara. (1) Este implante fue introducido a Norteamérica por Johnson y Johnson y después por la incorporación de Kyocera en 1980. (1,35)

El implante Stryker-Driskell fue introducido en 1985, pero estudios clínicos datan desde 1970. (1)

La mayoría de los implantes cilíndricos fueron desarrollados para realizarse en dos fases como los implantes de Branemark. (1,12)

Implantes cilíndricos similares al implante de Nobelpharma (Branemark), tales como el Steri-Oss, Flexiroot, Osseodent, el Screw-Vent y el Swade-Vent fueron introducidos después de 1982. (1,35)

El implante Integral, un implante muy similar en forma al IMZ, pero con capa de hidroxiapatita, fue introducido en 1984.

Subsecuenteemente, otros implantes ofrecen también esta capa de hidroxapatita. (1,77,78,79,84)

Cap.2.Tipos de Implantes

2.1 Implantes Subperiósticos

La idea básica fue concebida por Müller en 1937 y seguida por muchos practicantes. (7) Gustav Dahl de Suecia recibió el primer paciente para un implante subperióstico en 1942, en los Estados Unidos. (2,12,13) Gershkoff y Goldberg, colocaron el primer implante mandibular subperióstico con éxito a largo plazo. (2,12)

De todos los diseños actualmente utilizados, es este tipo de implante el que ha tenido mayor periodo de ensayo clínico. Estos implantes no están anclados dentro del hueso como diseños endoseos, pero en cambio están modelados para "cabaigar" sobre la cresta ósea residual. Estos implantes no pretenden ser oseointegrados. (13)

Lo que se intenta con estos implantes es disipar sobre una gran área como sea posible las fuerzas sobre sus cuerpos. (14)

La estructura metálica de este implante ha sido construida con distintos materiales. Ejemplos informados incluyen Vitalio, óxido de aluminio, recubrimiento de carbono y titanio. (13)

Las indicaciones para un implante subperióstico son las siguientes: 1) Dehiscencia del canal mandibular causando dolor al masticar; 2) Un foramen mentoniano arriba del proceso; 3) Extensa atrofia del proceso mandibular; 4) severas náuseas; 5) Incapacidad del paciente de tener una dentadura inferior; 6) Intolerancia fisiológica de tener una dentadura y 7) Incapacidad del paciente de usar dentaduras existentes. (12)

Los implantes subperiósticos han sido utilizados en casos mandibulares y maxilares, teniendo mucho mas éxito en la mandibula. (12,13,14,15)

El implante subperióstico mandibular es exitoso solamente si se coloca sobre un proceso mandibular reabsorbido. Debe de haber una capa densa de hueso cortical en la cresta de la mandíbula. El implante subperióstico trabajará mejor cuando todo el hueso alveolar se haya reabsorbido. (12,14)

El implante subperióstico es insertado mediante una penetración inmediata en los tejidos blandos orales, incluso si ha sido utilizada una primera operación para obtener una impresión de la morfología ósea. El implante es unido inmediatamente a una superestructura protésica. (13)

El hueso del maxilar es esponjoso y lo hace un pobre candidato de recibir un implante subperióstico completo. (14)

Los implantes subperiósticos pueden ser de tres tipos: implantes subperiósticos completos para un maxilar completamente edéntulo; implante subperióstico posterior unilateral; e implante subperióstico universal o bilateral. (12,15)

El implante subperióstico completo es el más viejo de los tres tipos. Fue diseñado para la mandíbula totalmente desdentada y por definición, es un implante metálico aceptablemente diseñado obtenido de una impresión de hueso, ya sea de la mandíbula o del maxilar para ser colocado directamente sobre el hueso y debajo del periostio y tejido gingival. El poste pilar se extiende de su cuerpo a través del tejido gingival donde una prótesis es diseñada. La prótesis puede ser fija o removible. (12)

El implante universal o bilateral es diseñado para un paciente parcialmente desdentado que tiene uno o más dientes anteriores. El implante bilateral tiene un o más pilares de dientes naturales en

cada lado. Es un implante metálico aceptablemente diseñado obtenido de una impresión de hueso para ser colocado directamente sobre el hueso edentulo bilateralmente, usualmente posterior a los dientes remanentes. (12)

El implante subperióstico unilateral es un implante metálico aceptablemente diseñado obtenido de una impresión de hueso que debe colocarse directamente sobre el hueso edentulo unilateralmente. Puede estar hecho ya sea para el lado izquierdo o derecho de la parte anterior ya sea de la mandíbula o del maxilar, o para el segmento anterior. (12)

El implante subperióstico consiste de tres partes: el poste pilar del implante, el cuello del implante y el cuerpo del implante (Fig. 2.1). (14)

La forma del poste pilar es similar a la preparación de un diente natural que va a recibir una corona completa. (14)

El cuello del implante conecta al poste pilar con el cuerpo del implante. (14)

El cuerpo del implante es la estructura de soporte que va sobre el hueso y posee un borde periférico, que delinea la parte circunferencial mas externa del cuerpo del implante. La extensión del borde periférico puede agarrar un implante mecánicamente en su sitio o puede ser lo suficientemente amplio mesiodistalmente y bucolingualmente para sostener cualquier tipo de fuerzas. (14)

Los mejores resultados del tratamiento con implantes subperiósticos son los presentados por Bodine y Yanase que indicaron en su informe un indice de éxitos a los diez años del 66%+-2%. En 1985, los mismos autores publicaron un trabajo de 28 implantes

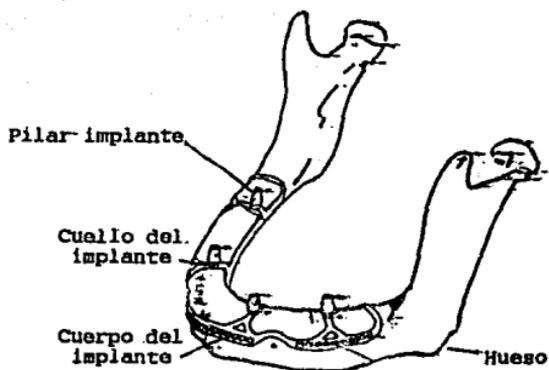


Fig. 2.1 Un implante dental subperióstico descansa arriba del hueso.

subperiósticos insertados entre 1952 y 1959 (a los 10 años). El índice de éxito a los 5 años se vió que era tan alto de un 93% aunque los resultados a los diez años no eran mejores que un 64%. Esto indica una pérdida significativa de implantes con el tiempo, de manera que a los 15 años el índice de éxitos era un 54%. (13)

Actualmente debido a los pobres resultados a largo plazo y a la existencia de métodos alternativos con mejores resultados, las indicaciones clínicas para la inserción de implantes subperiósticos deberían ciertamente ser consideradas como pasadas. (13)

La falta de éxito de este tipo de implantes ha llevado a tener una falta de interés en este tipo de implante desde 1960. Sin embargo, no sería propio ignorar el potencial de los implantes subperiósticos, siempre habrá casos en donde, debido a insuficiente masa de hueso, el problema no podrá ser resuelto ya sea por implantes endoseos o cirugía preprotésica. (7)

2.2 Implante de Grapa (fijado en placa ósea mandibular)

El sistema de sujeción con grapa empezó en 1963 a 1964 con el análisis de algunas de las causas del éxito y fracaso de otros tipos de implantes dentales. (16)

Small, desarrolló el implante de grapa mandibular después de estudios animales en 1966 y 1967 y después de trayectos humanos clínicos llevados entre 1968 y 1973. (1) Small y Wizek, en 1986, presentaron evaluaciones a 16 años del sistema de fijación con grapa. (1,16)

La grapa es removible, reubicable y reparable. Este sistema es un dispositivo ortopédico implantable destinado a restablecer la función de la mandíbula desdentada o deformada a consecuencia de un

traumatismo. eliminación quirúrgica de un tumor canceroso o destrucción ósea debida al envejecimiento. El procedimiento quirúrgico es una operación de tipo reconstructivo que restablece la capacidad del maxilar inferior para funcionar con una prótesis dental. El principio ortopédico es el de la estabilización del maxilar inferior por medio de una grapa anclada en la corteza del borde inferior. La intervención quirúrgica realizada es idéntica a la de la reducción abierta de un maxilar inferior fracturado y puede considerarse como un procedimiento alternativo del injerto óseo o cutáneo empleado para aumento del reborda. (4)

El sistema de fijación mandibular con grapa consiste en dos espigas transóseas que penetran todo el espesor del maxilar inferior en la región de la sínfisis (Fig. 2.2). Después de colocar el dispositivo y cuando haya transcurrido un periodo de cicatrización de seis a ocho semanas, se fabrica la superestructura que lleva rompiefuerzas de precisión (aditamentos Dalbo o Ceka) y se cimenta el conjunto sobre las dos tuercas unidas a las espigas transóseas. La prótesis dental se construye de manera que quede sujeta únicamente a las conexiones de precisión y quede apoyada en los propios tejidos del paciente, para eliminar así las cargas compresivas originadas por el sistema de fijación con grapa. La prótesis una vez colocada, será estable y retentiva en todas las posiciones funcionales durante la masticación. (4)

Las indicaciones para el uso de este sistema son las siguientes: 1) Osteopenia de grave a moderada del hueso del maxilar inferior; 2) Destrucción del hueso mandibular debido a traumatismos o cirugía en caso de tumor canceroso; 3) El paciente con prótesis y

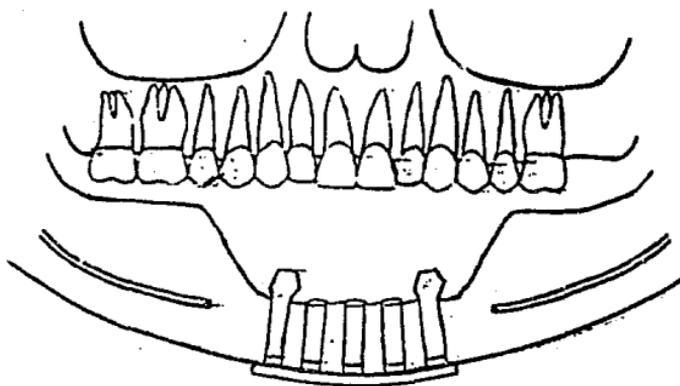


Fig. 2.2 Sistema de fijación mandibular con grapa

dificultades para masticar con su dentadura inferior a pesar de un reborde alveolar normal y prótesis de buena hechura: 4) Identulismo congénito e 5) Inestabilidad de la articulación temporomandibular. (4)

Los dientes que puedan ser salvados y utilizarse con la grapa mandibular, deben conservarse. Ellos pueden actuar como un tope natural frente a los dientes superiores naturales y serán una garantía contra una posible extrusión. Utilizados en combinación con aparatos fijos, se completarán mutuamente y serán una garantía adicional de estabilidad, tanto para la grapa como para el puente. (4)

La osteointegración de la grapa ha sido comprobada después de periodos de mas de 15 años mediante exámenes radiográficos, estudios microscópicos de muestras de hueso humano y estudios con microscopio electrónico de muestras post mortem. En todos los casos se encontró una relación estrecha hueso-metal sin presencia de tejido conectivo de recubrimiento. (4)

Small y Misiek, evaluaron un estudio donde habían 1516 pacientes que tenían un sistema de fijación mandibular de grapa entre 1968 y 1984. Los resultados indicaron que el grado de éxito fue del 94.64% de cinco a seis años y del 90.89% de 10 a 16 años. (4,15)

Este es un sistema altamente efectivo con aproximadamente 90-90% de éxito por periodos de 5 a 10 años en función, sin embargo poco popular actualmente por la aparición de los sistemas más fáciles de colocar, más versátiles en su rehabilitación y tanto más efectivos como son los sistemas osteointegrados. (15)

Implantes Endoseos

2.3 Implantes de Lámina Perforada

Linkow, introdujo sus implantes de lámina perforada de titanio en 1967. (1,7,35) Linkow, aparentemente tenía dos metas en mente: 1) Incrementar el área de la superficie del implante en orden a repartir las fuerzas masticatorias tanto como sea posible sobre una masa amplia de hueso. 2) Crear un diseño básico, que permita variaciones que se puedan acomodar a todas las restricciones anatómicas del maxilar y de la mandíbula y al mismo tiempo de dejar abiertas todas las posibilidades de reconstrucción. (7)

Durante las últimas décadas se han utilizado clínicamente varios tipos de implantes de lámina perforada. Introducidos por Linkow la lámina original era de una aleación de CrNiV, aunque en otros casos también fueron utilizadas aleaciones de titanio, óxidos de aluminio o carbono vítreo. (13)

Linkow, atribuye su éxito en implantología debido a que nunca se desvió de sus cinco principios básicos. 1. Forma del Implante: el diseño arquitectónico del implante debe de ser correcto. Debe de ser capaz de ser colocado en procesos reabsorbidos en filo de cuernillo, tan fácil como en procesos ideales. Su dimensión mesiodistal debe presentar retención. Debe de tener perforaciones en el cuerpo del implante para permitir al hueso que crezca a través de él. Debe también ser relativamente fácil de colocar y debe siempre ser colocado en la parte palatina de la cresta en la maxila y en la parte lingual de la cresta mandibular. El cuerpo del implante debe de ser flexible, para seguir la curvatura del maxilar o del arco mandibular. El cuello debe estar inclinado de manera que los postes estén

paralelos uno al otro y a los dientes restantes, de manera que la prótesis quede bien ajustada. 2. Ajuste Correcto: el implante debe de ajustarse correctamente en el hueso. Por lo general un implante con buen diseño falla debido a que no fue bien insertado por el operador. 3. Una Selección Apropriada: debe de haber suficiente hueso para tener una buena colocación del implante escogido. 4. El Mínimo Traumatismo: debe de procurarse el menor traumatismo a los tejidos blandos y duros, ya que puede interferir en la interfase hueso-implante. 5. La prótesis debe de ajustarse propiamente, y la oclusión debe estar bien balanceada. (1,12)

Debido a que el hueso alveolar no podía sostener la presión colocada del cuerpo del implante subperióstico, un implante endoseo, el implante de lámina perforada fue diseñado. (14)

El implante de lámina perforada está formado por varias partes anatómicas: cabeza de anclaje, cuello, cuerpo que contiene aberturas y ranuras de diferentes formas y una pequeña zona entrante o muesca en la región del hombro o en el lado superior del cuerpo. El titanio parece ser el material de elección para fabricar la mayor parte de este tipo de implante. Se han desarrollado algunos actualmente con capa de hidroxiapatita. La circunferencia externa de los agujeros está biselada para aumentar la relación implante/hueso, aumentando así también la retención. Existen numerosos modelos prefabricados que podrán adaptarse a los diferentes sitios de los bordes de ambos maxilares (Fig. 2.3). (2,3,14)

Los implantes de lámina perforada están indicados para cualquier extensión distal que ofrezca suficiente profundidad de hueso para evitar el seno y la cavidad nasal en la maxila y el canal

Implante de lámina para la mandíbula.



Implante de lámina para el maxilar superior.



Implante para cualquier maxilar



Fig. 2.3 Implantes dentales de Linkow de lámina perforada

efectos alveolares, forman ranuras en la mandíbula. También están indicados como soporte intradental para aparatos protésicos fijos de tramo largo. Está contraindicado usarlo como reemplazo de diente único no apoyado, como pilar y anclaje para prótesis removible o como unidad de soporte para restauración con extremo voladizo ("cantilever"). El uso de un mínimo de cuatro y máximo de seis implantes endóseos de lámina perforada en una arcada descendida con barra de conexión tipo Bolter como mesoestructura y de una sobredentadura con grapa de fijación interna es un medio satisfactorio para restaurar un borde alveolar no atrofiado. (2,3)

Hay distintos puntos de vista en cuanto a la colocación de la prótesis final.

La colocación de una prótesis temporal ferulizada es importante. Se cita al paciente a los 7 días de la cirugía, la prótesis temporal se quita, se retiran los puntos, se analiza la herida y después se siguen los pasos para la reconstrucción de la prótesis. (Babbush, citado por Perel) (14)

La colocación de una prótesis temporal ferulizada a los pilares de anclaje adyacentes es recomendable y a finales de la segunda o tercera semana se puede tomar la impresión final. (Babbush, Dental Clinics) (3)

Linkow, dice que una prótesis temporal es paramente necesaria a menos que sea por funcionamiento o razones estéticas. Las impresiones deben ser tomadas sobre tejidos sanos. Idealmente se 5 a 6 semanas después de la cirugía. La prótesis final debe colocarse. (1,17) Las prótesis pueden ser fijas o removibles según el caso. (14, 17)

Estudios histológicos: en perros realizados con el microscopio electrónico de barrido revelaron una zona clara alrededor del implante, una zona de aspecto irregular, que probablemente era tejido de granulación y alrededor de este había un tejido calcificado que parecía rodear el hueso. (14)

Sin importar el tipo de material de implante utilizado, el resultado de los implantes de lámina perforada ha sido pobre. A pesar de que durante aproximadamente 30 años se han empleado varios tipos de láminas, no se ha publicado ningún trabajo con resultados aceptables de seguimiento. (Albrektsson) (13)

En base a las consideraciones actuales para determinar el éxito de los implantes no se recomienda actualmente. El porcentaje de éxito de este tipo de implantes varía notablemente de un estudio a otro pero en promedio quedando cerca del 50% entre los 5 a 15 años. Es importante recalcar que este tipo de implantes era colocado y puesto a funcionar en una sesión, de los llamados implantes de una fase, y por lo tanto este mismo sistema utilizándose en dos fases puede ser una adquisición importante dependiendo de los resultados a largo plazo que se obtengan. (15)

Aún con los avances logrados en el diseño, ningún sistema de implante pueda colocarse en los bordes sumamente estrechos o en filo de cuchillo que todavía se encuentran en un porcentaje considerable de pacientes, a menos que el operador conozca y sepa manejar este implante (o sea, su diminuto ancho vestibulolingual de 1.2 mm). Mi opinión es que el implante endoso de lámina perforada seguirá ocupando un lugar importante en el campo de los implantes. (Babbush) (3) Actualmente encontramos implantes de lámina

de 2 fases quirúrgicas en los cuales logramos obtener oseointegración como la de los implantes del tipo Branemark. (Jaime Lozada, comunicación personal)

Implantes Endoseos en Forma de Raíz

Actualmente este tipo de implantes son los que se están utilizando con mayor éxito, conforme se van haciendo investigaciones con los distintos tipos.

2.4 El Implante de Carbono Vitreo

En 1970, Grenoble y colaboradores en la Universidad del Sur de California desarrollaron e introdujeron el implante de carbono vitreo. (2)

El implante de carbono vitreo (The Vitreant Tooth Root Replacement System), tienen un núcleo de acero inoxidable que está recubierto por carbono puro 99.99% (Fig. 2.4). (2,13)

La compatibilidad tisular del carbono vitreo ha sido demostrada en muchos estudios animales llevados a cabo por Grenoble y Kim, Samida, Schnitman y Shulman. Estos últimos presentaron un estudio de 5 años en mandriles, con 48 implantes de carbono vitreo, en el que obtuvieron un resultado positivo en el 70% de los casos. Estos implantes fueron insertados en alveolos tras extracciones recientes. (2,13).

Meffert afirma: "Si el implante de carbono vitreo sobrevive los primeros 90 días, su éxito a largo plazo será excelente". (2)

Los implantes de carbono vitreo han sido empleados como elementos independientes en unidades libres o han sido ferulizados a dientes adyacentes. Los implantes fueron insertados en la mandíbula o



Fig. 2.4 El implante dental de carbono vítreo tiene un núcleo de acero inoxidable que está recubierto por carbono puro de 99.99%.

el maxilar en sitios sanos o en alveolos tras extracción reciente. (2,13)

Los autores de desarrollo de esta técnica recomiendan el empleo de instrumentos a baja velocidad y con irrigación adecuada. Después de la inserción del implante los tejidos blandos se cierran para permitir una cicatrización ósea sin perturbaciones durante un mínimo de 5 meses. (2,13)

En observaciones clínicas el implante de carbono vitreo no es recomendable como unidad libre. Hay un alto riesgo de fracasos en las partes anteriores. Los resultados como pilar posterior libre para puentes fijos son buenos. En vista al bajo riesgo de fracaso en las partes posteriores y estadísticas aceptables cuando se usa interdentalmente ferulizandolo, el implante de Vitredent debe considerarse como alternativa del reemplazo de dientes para esta aplicación. (2)

Mientras que en muestras animales se han obtenido resultados medianamente buenos, este tipo de implantes no ha proporcionado un resultado aceptable en los ensayos clínicos. (13)

2.5 El Implante de Zafiro Monocristalino

Los implantes Biocerámicos están compuestos de monocristal único de óxido de aluminio (Al_2O_3) o policristal de óxido de aluminio, o una combinación de ambos materiales. Están hechos en varias formas y tamaños, pero principalmente como un implante cilíndrico enroscable (Fig. 2.5). (1)

El monocristal de aluminio tiene la misma estructura y fortaleza de una gema de zafiro. (1,19) Los implantes metálicos tienen casi los mismos índices numéricos en cuanto a fuerza compresiva.

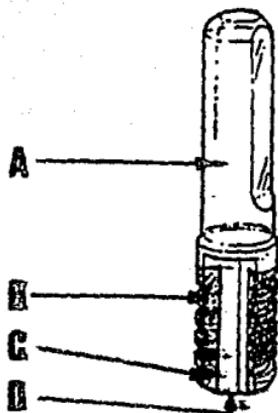


Fig. 2.5 Implante dental de alúmina porosa. La capa de alúmina porosa y la porción apical está indicada con puntos y esta hecha de alúmina policristalina (B,C). La parte monocristalina (D). Porción cervical (A).

fuerza de flexibilidad y fuerza tensional que la alúmina (Kyocera Bioceram). Pero para la alúmina, el promedio entre la fuerza compresiva y fuerza de flexibilidad es de 4 a 1 para el monocristal y de 10 a 1 para el policristal. Cuando comparamos los valores absolutos de dureza, la alúmina monocristalina es mayor que para los metales. Después de todo se tiene que tener cuidado cuando se utilicen. (19)

Estos implantes fueron introducidos por Kawahara en 1970 (1) y el fabricante que los desarrolla es la Kyocera Corp. (1,18) Hay cuatro tipos de implantes cilindricos enroscables. Dos de estos estan compuestos enteramente de monocristal de óxido de aluminio y son el tipo S y el tipo E. Los otros dos tipos cilindricos son el tipo A, que es un poste pilar policristalino en una porción radicular monocristalina y un implante poroso que consiste de una aplicación de una cerámica policristalina porosa en la porción radicular sobre un implante monocristalino. También fabrican implantes de hoja en tipo T, W, y U de monocristal de zafiro. Estos implantes se usan bastante en Japón pero casi no se usan en los Estados Unidos. (1) Los últimos implantes que ha hecho la compañía Kyocera son los implantes de dos fases (Bioceram Type-II-Two-Stage Design). Este implante utiliza la tecnología de un implante poroso con una porción radicular policristalina para ir en el hueso, con un cuello monocristalino para hueso cortical e interfase de tejido suave. Este implante no va totalmente cubierto, pero tiene una tapa de cicatrización que se extiende sobre el tejido. (1)

La colocación de estos implantes es por penetración directa en el hueso con instrumental especial hecho por el fabricante. (1)

Después de colocado el implante enroscable se deja libre, sin ferulizarlo. Estudios previos indican que los métodos de ferulización contribuyen a una acumulación severa de placa, gingivitis y enfermedad del periodonto. (Klawitter, citado por Mckinney)(1) Las suturas se retiran a la semana y si la cicatrización ha progresado, la preparación final de la prótesis y colocación no debe pasar de 6 semanas. (Koth, citado por Mckinney)(1) Para los implantes de dos fases después de tres meses de su colocación, la tapa de cicatrización se retira y se sigue la segunda fase para la colocación de la prótesis. (1)

Las indicaciones para estos implantes dadas por Sawa son: reemplazos unitarios con ferulización a dientes naturales adyacentes o como pilar distal en un puente en extensión. (1) La alúmina monocristalina, tiene buenas propiedades mecánicas y de biocompatibilidad. Ha sido usada exitosamente en implantes enroscables, pero no puede reproducir la función fisiológica de los dientes naturales como implante unitario. Después de todo, el implante de alúmina porosa fue fabricado para aplicaciones unitarias. Demostrando en experimentos en chanchos que se formo hueso alrededor de todas las porciones de la alúmina porosa. (20)

Si se consideran todos los implantes insertados, los índices verdaderos de éxito parecen ser del 70% al 80% por un periodo de mas de cinco años. Nosotros por lo tanto, observamos los resultados publicados de los implantes de aluminio monocristalino como correspondientes a una fase primaria experimental de desarrollo y no consideramos a estos implantes para la aplicación clínica rutinaria. (13)

Tanto el material monocristalino de zafiro y el policristalino, son uno de los mas biológicamente inertes y nobles biomateriales que se pueden usar en implantología dental. La no toxicidad del material ha sido ya establecida. (1,18,19,20)

2.6 El Tornillo TPS

Los tornillos TPS han sido utilizados desde 1978(1,32), tomando en cuenta que la región de la sínfisis mandibular brinda la mejor calidad y mayor cantidad de hueso residual exento de estructuras vitales, el Instituto Straumann de Waldenberg en Suiza. El Equipo Internacional para Implantología (International Team for Implantology (ITI)) y el Dr. Philip Ledermann idearon y elaboraron el Sistema de Implante de Tornillos recubiertos con aerosol de plasma de titanio (Titanium Plasma Spray (TPS) Screw Implant System). (1,3,82)

Los tornillos TPS estaban indicados únicamente para la colocación en la sínfisis mandibular, en la parte interna al agujero mentoniano. Sin embargo, su uso ha sido expandido para incluir sustituciones de un solo diente, para puentes fijos y usarlos en el maxilar. (1)

Generalmente, se necesitan cuatro tornillos para distribuir la carga funcional de manera fisiológica en la mandíbula. Los cuatro tornillos están conectados entre si por medio de una mesoestructura formada por cuatro dispositivos telescópicos prefabricados de oro, con segmentos conectores para las secciones soldadas de una barra de Dooler también prefabricada. (3,13) La restauración final de este sistema es una prótesis mandibular removible completa con fijación interior, que proporciona al paciente un elemento de retención de

mayor seguridad y mejor función para su prótesis inferior removible. (3)

El sistema es suministrado en un envase que puede esterilizarse en autoclave; luego todo el envase estéril se lleva al campo operatorio. (1,3)

Los tornillos TPS vienen en cinco longitudes: 9mm, 11mm, 14mm, 17mm y 20mm y dos diámetros de ancho de 3.5 y 4.2 mm. Los implantes tienen cabeza, cuello, hombro y cuerpo atornillable con punta autorroscadora (Fig. 2.6). (1)

Todos los procedimientos quirúrgicos óseos mucopriísticos deben efectuarse en condiciones asépticas utilizando el conjunto de instrumentos esterilizados en autoclave que son suministrados con el sistema. (1,3)

Los tornillos TPS deben inmovilizarse (ferulizarse) durante las primeras 48 a 72 horas después de la operación y, por tanto deben ponerse en función inmediatamente. La nueva prótesis puede fabricarse antes del procedimiento, o bien si los tornillos TPS son inmovilizados por medio de la barra de Dodler, se pueden quedar indefinidamente sin la prótesis. (1,3)

El sistema TPS puede ser usado para la sustitución de un solo diente, como también para utilizarlo para puentes fijos. Este uso no ha sido autorizado por la ITI. Cuando el tornillo TPS es usado para esto, se le deja fuera de función hasta que la oseointegración ocurra, la cual se da de 2 a 3 meses en la mandíbula y de 4 a 6 meses en el maxilar. Una prótesis puede ser librada de manera que no haya función en el implante cuando es colocado en zonas estéticas. (1)

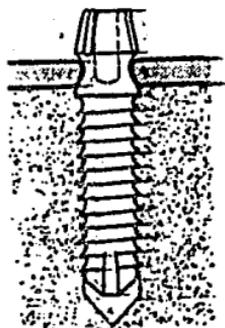


Fig. 2.6 Tornillo TPS. Es un implante dental hecho de titanio comercialmente puro con una superficie pulverizada con plasma.

El sistema de implante de tornillo TPS ha sido ideado y elaborado como un sistema enteramente estandarizado que ocasiona mínimo traumatismo durante la preparación del sitio del implante y la inserción final de los tornillos. Debido a las características físicas del titanio, las dimensiones del tornillo TPS son óptimas para el soporte de carga. El diseño de rosca, aunado al recubrimiento de plasma, mejora la superficie de contacto entre implante y hueso y aumenta el área de contacto por lo menos seis veces, lo cual proporciona excelente estabilización y favorable distribución de fuerzas. (3)

En un congreso del ITI efectuado en Waldenburg, Suiza, se analizó un informe conjunto de casos realizados en diferentes países. El informe contenía datos provenientes de Estados Unidos, Suiza, Suecia y Alemania con revisión de 1739 implantes de tornillo colocados en 494 pacientes. Los implantes seguían en su lugar al cabo de 96 meses (ocho años) con un promedio de 22.6 meses. El porcentaje absoluto de implantes que seguían en función era de 94.03%. (3)

2.7 El Implante ITI de Cilindro Hueco

Los implantes ITI de cilindro hueco fueron desarrollados entre el Department of Operative Dentistry, Universidad de Berne, Suiza y el Instituto Straumann en Waldenburg, Suiza (una compañía de estudios privados), después de que las dos instituciones hayan originalmente empezado en la evaluación clínica y posible desarrollo de los implantes de tantalio de Herkovits. (7) Esto fue alrededor de 1974. (1,7,8)

Todos los implantes ITI utilizan el concepto desde la estabilización en la colocación y la promoción de una interfase

hueso-implante (osteólisis + osseointegración) sin la intervención de una capa de tejido conectivo fibroso. (1.3.7.13) La superficie pulverizada con plasma estimula e incrementa el contacto entre implante y hueso con la consiguiente osseointegración. (1.7)

Reconociendo las distintas funciones y tensiones a las que los implantes están sometidos, se han desarrollado estos implantes de manera que las fuerzas o cargas sean tolerables. (1.3.7)

Estos implantes de titanio cilíndricos huecos con una superficie pulverizada con plasma, están hechos en cinco diseños. Tres de ellos son de cilindro único, que son el tipo "C", "HC" (cuyo antecesor fue el tipo "F") y el más nuevo el tipo "HS". Dos son de cilindro múltiple, que son el tipo "K" y "H" (Fig. 1.7). (7)

El implante de cilindro hueco tipo "C" es muy sencillo de colocar y se utiliza como un pilar distal o como pilar intermedio en la mandíbula. Debe dejarse fuera de función durante 3 meses. (7)

El implante de cilindro hueco tipo "HC", tiene dos diseños, uno que es utilizado para una sola fase y otro diseñado para dos fases. El tipo HC diseñado para una sola fase se colocan principalmente en la sínfisis mandibular y el tipo "HC" de dos fases está principalmente indicado como sustituto de diente aislado en la parte anterior. Se puede utilizar tanto en el maxilar superior como en el inferior. Se debe dejar fuera de función durante 3 meses. (7)

El implante de cilindro hueco tipo "HS" es una variante de los implantes "HC" son idénticos excepto que el tipo "HS" tienen rosca. Los hay de una sola fase y también de dos fases. El de una sola fase puede ser utilizado en la mandíbula como retención de una sobredentadura y el de dos fases está indicado como extensión distal

Tipo C



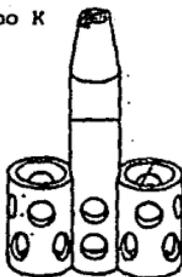
Tipo HC



Tipo HS



Tipo K



Tipo H

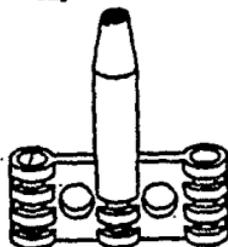


Fig. 2.7 Implantes dentales ITI de cilindro hueco.

tanto de la mandíbula como del maxilar. Debe dejarse fuera de función durante 3 meses. (7)

El sistema de implante de cesta hueca tipo "K", esta formado por tres cilindros. Indicado principalmente en la parte posterior de el maxilar inferior como anclaje distal. (7)

El implante endóseo de cilindro hueco tipo "H", es el resultado de la incorporación del implante endóseo de hoja ranurada y de los conceptos del sistema de cilindro hueco. (3) Este implante esta indicado para uso en la parte posterior de la cavidad bucal, en las regiones de los premolares y molares para reconstrucción de prótesis fijas como anclaje distal, o como estribo intermedio. Se pueda utilizar en el maxilar inferior y en el superior. Es efectivo en procesos alveolares delgados. (1,3,7)

Tanto el implante tipo "H" como el tipo "K" deben dejarse como el tipo "F" fuera de función durante 12 semanas en el maxilar y 8 semanas en la mandíbula. (1,3,7)

Los mecanismos de bioingeniería para su inserción son sumamente precisos y estos implantes pueden colocarse con mucha facilidad. Los procedimientos óseos mucoperiósticos deben realizarse en condiciones operatorias lo más asépticas posibles. La incisión en los tejidos blandos debe ser más larga que el largo mesiodistal del implante, para dejar además espacio suficiente a fin de poder asentar las diferentes guías de taladro. (1,3)

Informes de Suiza, Suecia y Alemania acerca de la colocación de 530 cilindros huecos durante más de 10 años señalan un 95.3% de resultados favorables. (3)

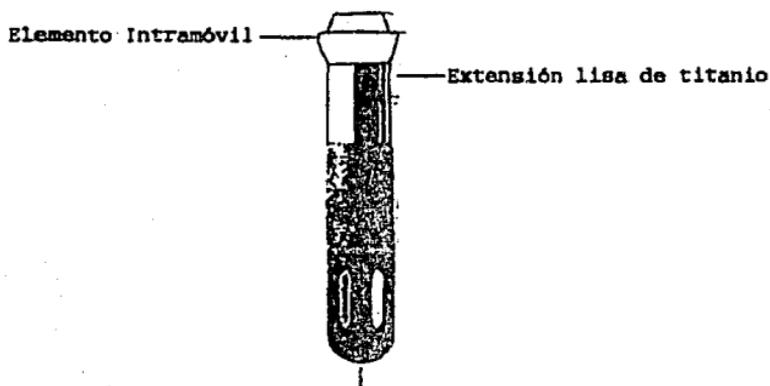
2.8 El Implante Dental IMZ

El sistema de implantación oseinTEGRADA endoesal de dos fases denominado cilindro intramóvil (IMZ), fue desarrollado por el Dr. Axel Birson en 1974 en Stuttgart, Alemania. (1.3.7.11)

El sistema IMZ, en uso clínico incluye lo siguiente: 1. Un cilindro de titanio comercialmente puro. 2. Un área de titanio comercialmente puro cubierta con serrín bioactivo y una superficie de hidroxiapatita cubierta con el mismo serrín, en uso desde 1984. 3. Una adaptación transmandibular del implante de titanio altamente pulida (TII) para una óptima adaptación al tejido blando. 4. Un elemento intramóvil para reducir tensiones (IME) (Fig. 2.8). 5. Un estuche de perforación exacta con irrigación interna o externa para preparar atraumáticamente el sitio receptor del implante. 6. Accesorios e instrumentos igualados con exactitud. (1.5)

El objetivo de los investigadores del sistema IMZ fue producir un diseño de implante que garantizará la transferencia uniforme de las fuerzas oclusales al hueso del mismo modo que ocurre con la dentición natural. El implante cilíndrico IMZ con base esférica, combinado con el elemento intramóvil viscoelástico IME (se produce a partir de polioximetileno (POM)), transfiere uniformemente las fuerzas oclusales a la interfase del implante y el hueso. El elemento intramóvil simula al ligamento periodontal. (1.5.21.22.45)

El implante IMZ se puede utilizar tanto para el maxilar superior y para el maxilar inferior. Para la sustitución de un diente, extensión distal unilateral de extremo libre, extensión distal bilateral de extremo libre, tramos edéntulos amplos, otros soportes y arco totalmente edéntulo. (1.5.22)



Cuerpo cilíndrico de titanio comercialmente puro
cubierto con hidroxapatita o con cubierta pul-
verizada con plasma

Fig. 2.8 Implante dental IMZ. Cuerpo del implante después de
la colocación final.

La técnica quirúrgica se realiza en dos tiempos. La primera para la inserción del implante y la segunda se realiza tras una fase de cicatrización postoperatoria de 3 meses, en este momento se colocan los puentes dentales. (1.5.13)

El implante IMZ viene en dos diámetros. 3.3 y 4.0mm. El de 3.3mm de diámetro tiene largos de 8, 10, 13 y 15mm. El de 4.0mm de diámetro tiene largos de 8, 11, 13 y 15mm. (1)

Comparaciones a largo tiempo de resultados logrados con implantes IMZ entre Europa y los Estados Unidos dan 98.6% y 97.1% respectivamente. (22)

De septiembre de 1973 a septiembre de 1982 los autores (Kirsch y Ludwig), colocaron un total de 3088 implantes IMZ en 1401 pacientes consecutivos para restaurar arcos parcial o totalmente edéntulos. El índice global de buen éxito con la implantación de los dispositivos colocados y seguidos sistemáticamente a través de 10 años fue de 97.6%. (5)

2.9 El Implante de Aleación de Titanio Núcleo-Perforado ("Core-Vent")

El implante Core-Vent es un implante de dos fases que combina las ventajas de un cilindro hueco perforado en la porción apical con rosca en la parte superior. Desarrollado por Gerald Miznick en 1982 y hecho de una aleación de titanio-aluminio-avanadio (Ti-6AL-4V). (1.12.13.20.24)

La aleación de este implante demuestra que tiene un 60% de mayor fuerza tensional comparado con titanio comercialmente puro. (1.24)

El sistema Core-Vent de implantes oseointegrados ofrece seis diferentes tipos de diseños, variando la longitud y diámetros. Todos los implantes son de dos fases (Fig. 2.9). La primera fase es la inserción del implante, realizando un colgajo mucoperióstico para exponer al hueso. Dependiendo de el tipo del implante se utiliza el instrumental adecuado y se realiza por pasos la técnica para preparar el lugar donde se va a colocar el implante dentro del hueso. La segunda fase del procedimiento consiste en colocar el soporte protésico donde va la prótesis, después de un periodo de cicatrización subgingival de 4 a 6 meses para el maxilar y de 3 a 4 meses para la mandíbula. (1,12)

Los tipos de implantes son: 1) El implante Core-Vent, que es un cilindro hueco perforado que viene en tres diámetros (5.5, 4.5 y 3.5mm), cuatro largos cada uno. Esta hecho de Ti-6Al-4V. (1,12)

2) El implante Screw-Vent, que tiene un diseño cilíndrico con roscas. un diámetro de 3.75 y cuatro largos. Esta hecho de titanio comercialmente puro. Es similar al implante de Branemark. (1,12)

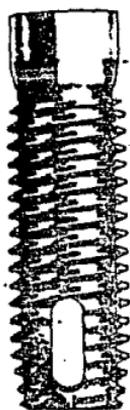
3) El implante Swede-Vent, ofrece un diseño cilíndrico con roscas. Esta hecho de titanio y es una copia directa del implante de Branemark. Lo hay en diámetros de 3.75 y 4.0mm y tiene cinco largos cada uno. (1,12)

4) El implante Micro-Vent, tiene forma cilíndrica, hecho de aleación de titanio y tiene una capa de hidroxiapatita. Lo hay en dos diámetros 3.25 y 4.25 y en cuatro largos cada uno. (1,12)

5) El implante Bio-Vent, es el implante mas nuevo del sistema Core-Vent y su diseño cilíndrico tiene una capa de hidroxiapatita, es parecido en diseño al implante IMZ con hidroxiapatita o al implante



Core-Vent



Screw-Vent



Micro-Vent



Bio-Vent

Fig. 2.9 El sistema de Implantes dentales Core-Vent ofrece distintos diseños de Implantes.

Integral de Calcectek. Su indicación es principalmente para maxilar. Su diámetro es de 3.5mm y lo hay en cuatro largos. (1,12)

6) El implante SUB-Vent (Submergible Universal Elade-Vent), es un implante en forma de hoja, que lo hay en dos anchos 1.2 y 2.4mm y tres largos de 18,26, y 34mm. Se utiliza cuando hay procesos reabsorbidos y no hay suficiente hueso para colocar un implante cilíndrico. Esta hecho de titanio comercialmente puro. (1,12)

El sistema Core-Vent de implantes oseointegrados ofrece 12 postes de soporte enroscables y 10 que van cementados para usar la apropiada restauración protésica. (1,12)

Durante un periodo de cinco años (1982 a 1987), 1732 implantes de aleación de titanio núcleo-perforados Core-Vent fueron consecutivamente colocados en maxilares y mandíbulas total y parcialmente edéntulas. De los 1732 implantes insertados, 1605 fueron descubiertos después de 3-6 meses de tiempo de cicatrización. Cualquier implante no oseointegrado fue removido y los implantes estables fueron puestos en función. Por arriba del 96% de los 1605 implantes desarrollaron y mantuvieron la oseointegración durante este tiempo. (23)

El sistema Core-Vent de implantes oseointegrados provee al dentista practicante un sistema de implantología y procedimientos restaurativos, dando implantes de diferentes diámetros, largos y diseños. (12)

2.10 El Implante de Titanio Osteointegrado de Branemark

Los implantes dentales oseointegrados de titanio comercialmente puro fueron desarrollados por Branemark y

colaboradores en Suecia, empezando con estudios experimentales en 1951 (Fig. 2.10). (1)

Los implantes de Branemark fueron desarrollados en Suecia por Branemark y colaboradores a comienzo de los 60's. (7,25)

Los implantes de Branemark fueron introducidos a los Estados Unidos hasta el año de 1982. (1,25)

El potencial de una técnica terapéutica realizada con los implantes de Branemark, descansa en los resultados de su seguimiento a largo plazo. (5)

La mayoría de los implantes oseointegrados de Nobelpharma han sido insertados en maxilares superiores o inferiores parcial o totalmente desdentados incluyendo reemplazos de un solo diente, obteniendo óptimos resultados. (1,5,13,26,27,28)

Los implantes son insertados mediante una técnica quirúrgica delicada, usando unas series graduadas de taladros seguidos por un roscador. Un informe recientemente publicado (Eriksson, 1986) ha demostrado que gracias a esta técnica quirúrgica controlada se obtiene una elevación de temperatura de solo unos pocos grados centígrados, pudiéndose así lograr una buena oseointegración. La mucosa se sutura por encima de los implantes y solo tras un segundo tiempo de cirugía de 3 a 6 meses mas tarde, los pilares son unidos y los implantes conectados a la prótesis. (1,13)

Durante un periodo de 15 años (1965-1980), 2768 implantes fueron instalados en 371 pacientes. En el maxilar superior un 81% de los implantes originalmente colocados se mantuvieron estables y soportaron puentes entre 5 y 9 años. Una continua estabilidad de los puentes fue desarrollada en un 89% de los maxilares sup. En

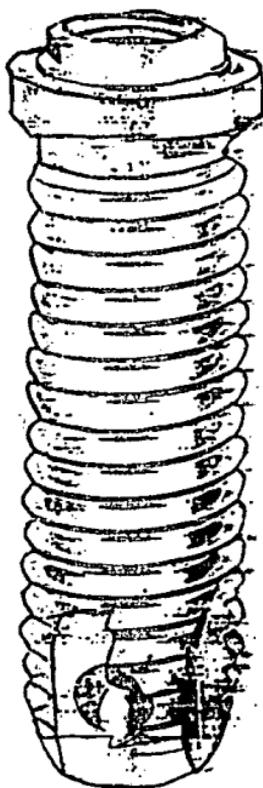


Fig. 2.10 Implante dental de Branemark. Implante de titanio comercialmente puro.

mandíbulas un 91% de los implantes originales fueron estables y soportaron puentes entre los 5 y 9 años. Una continua estabilidad fue desarrollada en un 100% de las mandíbulas. La pérdida principal de hueso fue de 1.5mm durante el periodo de cicatrización y el primer año durante la colocación del poste pilar. Después solo fue 0.1mm de pérdida de hueso marginal anualmente en el grupo observado durante 5 y 9 años. En el caso rutinario los implantes y sus postes pilares son rodeados por tejido suave y duro que ha permanecido sano por periodos de hasta 15 años. (28)

El procedimiento del implante de Branemark ha sido recomendado por su versatilidad e ingenio, pero criticado por ser complicado y caro. (13)

2.11 El Sistema de Implantes Steri-Oss

El sistema de implantes de Steri-Oss introducido por la organización Denar, es un implante de dos fases hecho en un 99.3% de titanio comercialmente puro. Es un implante en forma de tornillo diseñado para lograr la oseointegración y tener éxito a largo plazo, construido en los estudios científicos conducidos en Suecia por un periodo de 20 años. También se fabrican implantes en forma de hoja perforada. Los implantes de tornillo así como los de hoja perforada se fabrican con o sin cubierta de hidroxapatita (Fig. 2.11). (1)

Los implantes en forma de tornillo los hay en tres diferentes diámetros y cada diámetro con distintos largos. (1)

El diseño del implante tiene tres diferentes áreas: Un cuello parodontal altamente pulido diseñado para proporcionar a largo tiempo la unión de la encía alrededor del implante. El ajuste exacto del cuello en el sitio de colocación del implante evita la invasión de

Implantes dentales de titanio comercialmente puro en forma de tornillo



Implantes dentales en forma de tornillo con cubierta de hidroxiapatita

Implantes dentales cilindricos con cubierta de hidroxiapatita



Implante de lámina (universal)



Implante de lámina (mandibular)

Implante de lámina (maxilar superior)

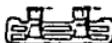


Fig. 2.11 Implantes dentales del sistema Steri-Oss

tejido suave durante la fase de cicatrización. Las rosca interna en el hueso aceptan cinco tipos de postes pilares para permitir el tratamiento protésico adecuado. Estos postes pilares o estructuras de segunda fase están hechas de una aleación de titanio (Ti-6Al-4V). (1)

La forma de rosca del cuerpo desarrolla una fijación en el hueso al momento de la colocación. Utilizando el microscopio electrónico de barrido se ha visto que se logra la oseointegración. (1)

El sistema quirúrgico está diseñado para un procedimiento sencillo y eficaz. El sistema utiliza una pieza de mano de baja velocidad con un sistema de irrigación. (1)

El implante Steri-Oss puede utilizarse para el reemplazo de un solo diente, como pilar de una construcción de un puente amplio, como pilar distal de un puente fijo, o en series (de dos o más) para reconstrucciones protésicas removibles. (1)

El periodo de cicatrización de los implantes debe de ser de un mínimo de 3 a 4 meses para la mandíbula y de 6 meses para el maxilar. (1)

Recientemente se han completado tres años y medio de estudio clínico con este sistema de implantes. Donde se colocaron un total de 470 implantes de tornillo tanto en mandíbula como maxilares logrando un éxito de un 96.1%. También se colocaron un total de 50 implantes de hoja tanto en mandíbula y maxilares logrando un éxito del 100%. (1)

2.12 El Implante Integral

El sistema Integral de implantes biointegrados fue introducido en 1984 y fue diseñado para utilizarse en mandíbulas o maxilares

totalmente ocultas ó como un pilar intermedio ó terminal para un puente fijo ó removible. (1)

Es un implante con la parte central hecha con una aleación de titanio con una capa de hidroxiapatita (Calciite) en su parte exterior (Fig. 2.12). (1,5)

Los implantes tienen un diámetro de 3.25 y 4.0 mm con largos de 9,10,13 y 15 mm. (1,5)

El sistema ofrece una variedad de postes pilares para escoger la reconstrucción protésica adecuada. (1,5)

El diseño cilíndrico del implante provee una distribución mas favorable de las cargas oclusales que los diseños cónicos, de hoja, ó de canasta. (1)

En la primera fase de cicatrización se recomienda dejar al implante sin carga durante 3 ó 4 meses para lograr una óptima biointegración. (1,5)

El diseño de biológico de materiales cerámicos con hidroxiapatita incluye: 1. Falta de toxicidad local ó sistemática. 2. Falta de inflamación ó reacción extraña del cuerpo. 3. Ausencia de tejido fibroso entre el hueso y el implante. 4. Habilidad de interferir directamente con el hueso por lo que hay mecanismos naturales del hueso de cementación. (1)

Las ventajas de la capa superficial de hidroxiapatita y el sistema de implantes Integral son: 1. Una verdadera unión biológica biomecánica entre la hidroxiapatita y el hueso. 2. La cicatrización es más rápida con el crecimiento del hueso cubriendo un porcentaje mayor de la superficie del implante. 3. El peristio crecerá íntimamente a la superficie de la capa de hidroxiapatita. 4. Existe



Fig. 2.12 El Implante dental Integral biointegrado.

resistencia de absorción óptica. 5. Implantes con hidroxiapatita bajo carga continua se mantendrán rígidos en el hueso por un remodelado continuo del hueso de soporte. 6. Un procedimiento quirúrgico más sencillo. 7. Una variedad de aplicaciones protésicas pueden llevarse a cabo. (1)

2.13 El Sistema Sustain

La propiedad de los implantes Sustain cubiertos con hidroxiapatita es que están diseñados para proporcionar una adaptación ósea más rápida y fuerte (Fig. 2.13). La cristalinidad de la cubierta con hidroxiapatita puede ayudar a disminuir la resorción y ayudar a formar una biointegración más fuerte y estable. (34)

La cubierta de hidroxiapatita utilizada en los implantes Sustain ha demostrado que mejora la reacción ósea alrededor del implante y de producir fuerzas de reacción de 4 a 5 veces mayor que la de los implantes sin cubierta. Esta fuerza ósea puede beneficiar asegurando una mejor efectividad de transferencia de estrés de la restauración, a través del pilar, al implante y últimamente al hueso de soporte. (24)

Evaluaciones mecánicas en vivo del sistema Sustain con cubierta con hidroxiapatita han demostrado que este sistema posee una mayor fuerza en la interfase comparado con implantes de titanio con superficie lisa e implantes cubiertos también con hidroxiapatita (Calcitox). (34)

La cubierta de hidroxiapatita en los implantes biointegrados del sistema Sustain tiene un grosor de 65 micrones. Una fuerza tensional mínima de 65 MegaPascals y un fuerza mínima de deslizamiento de 14 MegaPascals. (34)



Fig. 2.13. Implante dental Sustain. Es un implante de aleación de titanio (Ti6Al4V) cubierto con hidroxapatita.

2.14 El Sistema de Implantes Dentales de Precisión Stryker

El sistema de implantes dentales de precisión Stryker, es la culminación de 22 años de estudio con implantes oseointegrados. Existen implantes Stryker en forma de raíz y en forma de hoja, ambas formas de implantes son de dos fases (Fig. 2.14). (1)

Los implantes Stryker en forma de raíz ofrecen un máximo funcionamiento, salud periodontal, versatilidad protésica, óptima estética y comodidad en la colocación de ellos. Todos los componentes de los implantes vienen en paquetes dobles esterilizados. Todas las superficies de implantes en forma de raíz y en forma de hoja se presentan en: 1) La versión original sin cubierta cuidadosamente limpia y pasiva. 2) Una gran fuerza de unión dada por una cubierta de hidroxiapatita (Osteobond). Los diámetros son de 3.5, 4 y 5 mm, así como también tres largos 8, 11 y 14 mm. (1)

La protección del implante durante la cicatrización es un aspecto importante de la filosofía del diseño Stryker. El implante es quirúrgicamente colocado 1 o 2 mm abajo de la cresta alveolar. Esto es más profundo y más protegido comparado con otros sistemas de implantes sumergible. El período de cicatrización es de aproximadamente 3 meses. (1)

El sistema Stryker ofrece 23 cabezas intercambiables. Cabezas fijas para coronas y puentes, algunas rectas y otras anguladas. También existen cabezas removibles para puentes removibles y sobredentaduras y cabezas en forma de bola para sobredentaduras. (1)

Los implantes en forma de raíz del sistema Stryker son utilizados como reemplazos de dientes únicos, como pilares de puentes y para sobredentaduras. (1)

Los implantes dentales Stryker en forma de raíz se presentan en distintos tamaños (diámetro y largo)



Fig. 2.14. Los implantes dentales Stryker en forma de raíz o lámina se presentan con aleación de titanio lisos o con cubierta de hidroxapatita.



Universal



Universal
doble
cabeza.



Universal doble cabeza.



Mandibular



Universal



Universal

Implantes dentales de lámina perforada



Mandibular



Maxilar superior

Los implantes en forma de hoja son utilizados para ser colocados sin riesgo en maxilares o mandíbulas severamente reabsorbidas y que son muy delgadas para la colocación de implantes en forma de raíz. (1)

Cap.3 Biomateriales. Biocompatibilidad y Biomecánica

3.1 Biomateriales

Por lo general, los implantes dentales endóseos son fabricados a partir de metales puros y de aleaciones. Las aleaciones comunmente utilizadas son la de titanio o de titanio-aluminio- vanadio. (3,29,31,32) Aunque también han sido utilizadas algunas aleaciones de acero inoxidable o de cobalto, en estos últimos casos sus aplicaciones han sido relativamente limitadas. (3,29) Los implantes dentales subperiódísticos están hechos casi de manera absoluta de aleaciones vaciables de cobalto-cromo-molibdeno. (3,12,29,30) Biomateriales como carbón y cerámica son utilizados a menudo para la construcción de reemplazos endóseos de dientes y, a veces, para implantes endóseos en forma de hoja. El carbón también ha sido utilizado como recubrimiento de los sustratos de aleaciones de cobalto-aluminio-molibdeno y titanio. Aunque en los últimos años fueron introducidos diferentes tipos de cerámica y carbón, el óxido de aluminio y los materiales de carbón-silicona son los más utilizados como implantes dentales. Las cerámicas de hidroxiapatita y las de fosfato tricálcico son utilizadas muchas veces como material de partículas de reemplazo óseo (1,3) y además algunos implantes son recubiertos con un plasma de hidroxiapatita durante su proceso de fabricación para lograr regiones de interfase tisular entre el implante cubierto con hidroxiapatita y el tejido óseo. (1,3,34,77,78,79,80,81,84,85,86,87)

Los polímeros como el polimetilmetacrilato (PMMA), politetrafluoretileno (PTFE), polietileno, caucho de silicona, polisulfuro, entre otros, han sido por lo general utilizados como

material de cubierta para la interfase de unión de los tejidos blandos u óseos con el implante, todos estos con excepción de algunos sistemas de sustitución radicular con el polimetilmetacrilato (PMMA), el cual ha sido considerado como un sistema completo de implante (corona y raíz). Los polímeros son utilizados tanto en forma porosa como sólida, teniendo mayor aceptación la porosa. (3)

Algunos de los biomateriales han sido combinados, como mezclas mecánicas o compuestos, en este caso un sustrato metálico es recubierto con polímero, cerámica o carbón, para formar la interfase con el tejido. (3) Sin embargo en los sistemas de implante dental, estos tipos de aplicaciones son relativamente limitados, excepto el uso de titanio cubierto con hidroxipatita. (1,3,34,77,78,79,80,81,84,85,86,87)

Los biomateriales están clasificados de acuerdo a sus propiedades físicas y su interacción con los tejidos o área primaria de la aplicación quirúrgica. Por ejemplo, la dental, la ortopédica o el campo cardiovascular. (30) Entre los biomateriales empleados para el implante quirúrgico dental cabe señalar algunos metales, polímeros, cerámica, carbón y combinaciones o compuestos de éstos. (1,3,12,29,30)

Biomateriales Utilizados para Implantes Dentales (1,3,29,30)

Metales y Aleaciones

Titanio comercialmente puro

Aleación de titanio 6-aluminio-4 vanadio

Cobalto-cromo-molibdeno (forma vaciada)

Hierro-cromo-níquel (316 L, acero inoxidable)

Cerámica

Oxido de aluminio (alúmina y zafiro)

Hidroxiapatita

Fosfato Tricálcico

Aluminatos de calcio

Carbón

Carbón vítreo policristalino

Carbón y silicio

Polímeros

Polimetilmetacrilato (PMMA)

Politetrafluoroetileno (PTFE)

Poliétileno (UHMW-PE)

Caucho de silicona

Polisulfuro

Propiedades de los Biomateriales

Metales: Los metales utilizados en implantología por lo general son fuertes y flexibles. (1,3,29,30,31) Debido a esto los metales y sus aleaciones representan la categoría más común de biomateriales usados en implantología oral. (1,31,32) Un implante debe de ser limpio, tanto química como mecánicamente, al momento de su colocación a fin de poder controlar y hacer más favorables las interacciones tisulares. (1,3,29) Los metales deben someterse a un baño de recuperación que pueda repetirse en caso de modificación, para asegurar una biodegradación mínima durante la exposición in vivo. Los metales pueden ser esterilizados con los sistemas habituales. (3)

Para que un metal sea resistente a la corrosión, debe de ser ya sea inmune o pasivo. Los metales nobles y el mercurio son inmunes en agua. Se dice que un metal tiene comportamiento pasivo cuando el metal se oxida espontáneamente, para producir un óxido insoluble en capa delgada, que actúa como una excelente capa protectora contra la corrosión. Una alta resistencia de polarización indica una buena resistencia a la corrosión. Uno puede ver que el grado de corrosión de metales resistentes como el acero inoxidable y el titanio es muy bajo: la corrosión remueve menos de una capa de átomos de metal por día, que significa que tomaría más de un millón de años para oxidar totalmente un implante dental de aluminio. La corrosión del tío es alrededor de 100 veces mayor que el titanio o acero inoxidable, debido a la presencia de agentes complejos (cloro, compuestos de sulfuro, etc.) en el tejido. (7,31)

La aleación de cobalto es relativamente inerte en condiciones pasivas con el complejo de superficie óxida de cromo, proveyendo una significativa reducción a la corrosión. (1)

La aleación de cobalto, es la menos maleable de todas las aleaciones. (1,3) Mientras que el acero inoxidable es el más propenso a la biocorrosión si se modifica la superficie y se elimina la capa protectora de óxido. Desde el punto de vista electroquímico, no debe de haber interconexión eléctrica entre las diferentes aleaciones en la misma arcada de un paciente. En comparación con las aleaciones de titanio y cobalto, el acero inoxidable es muy diferente, desde el punto de vista electroquímico, en cuanto al potencial estándar. Las aleaciones de cobalto-cromo-níquel-titanio y titanio-aluminio- vanadio no difieren mucho entre sí en cuanto a potenciales

galvánicos. El carbón y carbón-silicón son también conductores eléctricos y las mismas reglas se aplican en cuanto a no tener elementos eléctricos (galvánicos); también deben evitarse mezclas de carbón y acero inoxidable. (3)

El titanio ha sido utilizado con éxito en el tratamiento de fracturas y en ortopedia por más de 20 años sin haber ningún caso de incompatibilidad documentado. (7) El titanio ha sido demostrado de ser un material con una buena biocompatibilidad. (36)

Hay buenas razones para considerar al titanio ideal para implantes dentales andóseos: (7)

- 1) El titanio es un metal reactivo. Esto quiere decir que en el aire, agua o cualquier otra sustancia electrolítica, un óxido es espontáneamente formado en la superficie del metal. Este óxido es uno de los minerales más resistentes que se conozcan, formando una densa película que protege al metal de ataques químicos, incluyendo los agresivos fluidos corporales. (7,31,32,34) De hecho este óxido es considerado como un material cerámico por algunos autores.
- 2) El titanio es "inerte" en los tejidos. La capa óxida en contacto con el tejido es prácticamente insoluble; en particular ningún ión está libre para que pueda reaccionar con moléculas orgánicas. (7) La capa óxida se presenta en la superficie separando los iones del metal del tejido. (34)
- 3) El titanio posee buenas propiedades mecánicas. Su fuerza tensional es muy cercana a la del acero inoxidable usado para los implantes quirúrgicos que apoyan cargas. El titanio es por lo general más fuerte que el hueso cortical y/o la dentina, permitiendo que implantes dentales de forma delgada, sean sin embargo capaces de

soportar grandes cargas. La igual importancia es el caso que el metal es fuerte y maleable, que lo hace resistente a un encuentro violento y asegura que una carga pesada sobre un implante lo cometerá pero no fracasará. (7)

4) El titanio no se comporta pasivamente en tejido y hueso. (7.34) El hueso crece dentro de la superficie aspera y se une al metal. Una reacción que normalmente es solo atribuida a los llamados materiales bioactivos. La anquilosis, a menudo llamada osseointegración, forma la mejor base posible para un implante dental en funcionamiento, que puede soportar toda clase de cargas, tanto tensionales como compresivas. (7)

Parr, afirma que tanto el titanio puro como la aleación de titanio (Ti6Al4V), son fácilmente pasivos formando una superficie estable óxida de TiO_2 , que hace al metal fuerte a la corrosión. Branemark también afirma que el titanio adquiere rápidamente una superficie óxida equivalente a una superficie cristalina de TiO_2 . Zarb, con Branemark y Albrektsson, afirman que la superficie expuesta al hueso, consiste en una capa óxida metálica, no el metal, es el óxido el que gobierna químicamente en la interfase tejido-implante. Estudios a largo plazo hechos por Andersson a 10 años demostraron la misma interfase hueso-implante con titanio comercialmente puro y aleación de titanio. (Todo esto citado por Mizushima (19))

Albrektsson y Zarb, citado por Mizushima afirman que una interfase óxida hueso-titanio, una vez establecida, ofrece la oportunidad de una estabilización a largo plazo. (37)

El titanio y la aleación de titanio-aluminio-vanadio (Ti6Al4V) son usualmente de grano fino, relativamente fuerte y biomateriales

dúctiles. El titanio por lo general se utiliza para hacer implantes de hueso e implantes en forma de raíz. (1,29,31,32) Cuando se requiera de mayor fuerza, por el diseño del implante la aleación de Titanio-aluminio-vanadio (Ti6Al4V) es seleccionada. (1,10,29,31) Porque esta aleación contiene 6 partes de aluminio y 4 partes de vanadio, añadidas como elementos de aleación a aproximadamente 90 partes de titanio. La aleación de titanio al igual que el titanio comercialmente puro son fabricados bajo las normas de la ASTM (American Society for Testing and Materials). La adición de aluminio y vanadio es hecha para aumentar propiedades mecánicas específicas, incluyendo la fuerza tensional, la fuerza de ductibilidad y el módulo elástico. (33) El aluminio incrementa la fortaleza y disminuye el peso de la aleación. El vanadio actúa como limpiador del aluminio previniendo la formación de corrosión entre la mezcla del Ti y el Al. (31)

Aleación de titanio (Ti6Al4V)
vs.
Titanio comercialmente puro (TiCP)

Ti6Al4V

Resistencia de tensión	1.5 - 3.5 X Mayor que el TiCP
Límite elástico aparente	1.7 - 5.0 X Mayor que el TiCP
Módulo elástico	1.7 - 4.5 X Mayor que el TiCP

El titanio y sus aleaciones son frecuentemente seleccionados para implantes óseos, debido a su superficie óxida que se forma espontáneamente en aire y en suero fisiológico. (1,7,29,31,32) La pasividad se refiere a una capa de óxido (TiO) que no se rompe bajo condiciones fisiológicas. Quirúrgicamente la superficie de titanio o la aleación de titanio aparentemente mantiene la capa de óxido que

determina la interacción implante-tejido, no el metal por sí mismo. (7,31,32,24,36)

El comportamiento del Titanio en una sustancia electrolítica:

El titanio óxido es una sustancia mucho más estable que el metal de titanio o sus iones en solución. El óxido producido siempre forma una fina película en el metal de aproximadamente 3nm o 20 capas atómicas de grosor. El óxido es solo soluble en ácidos menores de un pH de 2 y en soluciones alcalinas fuertes. El comportamiento químico del titanio es determinado solamente por su superficie óxida. (7)

La razón por la que algunos implantes se recubren con una capa superficial pulverizada con plasma, es de producir una superficie del implante que mejore el anclaje en el hueso. El proceso es igual para metales y cerámicas. El proceso se realiza mediante un gas inerte que es soplado como un intenso arco eléctrico sobre el material a recubrir, en este caso el titanio. El gas inerte se rompe en iones y electrones en el arco; los físicos describen este estado como plasma. El titanio se descompone bajo el flujo de gas y forma gotas de metal fundido que son proyectadas en la superficie del implante para formar una cubierta. La capa es de 20-30 m de grosor con una aspereza de aproximadamente 15 m. La superficie de la capa es áspera, porosa pero continua. Las gotas de metal fundido se ponen en contacto con el aire entre la pistola de plasma y el implante y absorbe algo de oxígeno y nitrógeno. Un análisis químico del plasma demuestra que contiene aproximadamente un 9% de oxígeno, 3% de nitrógeno y 1.1% de carbón. El comportamiento electroquímico de la capa de plasma en una sustancia fisiológica salina a 40 °C. es muy similar al del titanio normal con respecto a su oxidación y propiedades de corrosión. Los

Potenciales en las series galvanicas son casi identicos. La cubierta de plasma tiene un área de superficie efectiva 12 veces que la de un pedazo de titanio sólido de igual forma. La naturaleza química de la superficie ha sido investigada por un espectroscopio (ESCA). Esta técnica da información en el estado del material a una profundidad de aproximadamente de 5 nm (aproximadamente unas 20 capas atómicas). El espectro del plasma y la superficie de titanio son virtualmente idénticas y son características de una película óxida conteniendo titanio tetravalente (IV-valent titanium). Las líneas espectrales del titanio son débiles: el grosor de la película óxida es de aproximadamente 3 nm. Todas estas observaciones llevan a la conclusión que la cubierta de plasma es químicamente compatible, y aún mas importante, que es biológicamente compatible y que es al menos igual de buena como el titanio normal. Los gases al titanio lo endurecen, un mejoramiento que es ventajoso para la superficie de un implante. Los gases también provocan que el titanio sea quebradizo, pero esto no tiene importancia, ya que los implantes dentales no son cargados con fuerzas que estén fuera del rango elástico. La fuerza de unión entre la cubierta pulverizada de plasma y el sustrato es limitado, pero un tratamiento muy brusco se requiere para causar que esta unión fracase, como por ejemplo, doblar el implante o exponerlo a un ultrasonido muy intenso (la punta de un limpiador de tartaro dental). En la práctica, la unión entre la capa que cubre y el volumen del metal solo debe soportar fuerzas débiles cortantes y tensionales generadas entre el implante y el hueso: experimentos han demostrado que tanto las fracturas de hueso y las roturas de la

cabas del implante se llevan a cabo antes que la cubierta pulverizada de plasma se separe de su sustrato. (7)

El proceso de la superficie pulverizada con plasma es caracterizado por un arco eléctrico con una temperatura de 15,000 a 20,000 C y una velocidad extrema de gas de más de 3,000 m/s. El polvo de titanio es introducido en una corriente de gas argón en la punta de la flama y es acelerado aproximadamente 600 m/s, como una gota de metal fundido, se impacta y se suelda a la superficie del implante de 15 a 20 cms. La capa tiene un grosor de aproximadamente 0.03 a 0.04 mm. (7.50)

Carbón: El compuesto de carbono y silicio tiene una capa rica en silicona únicamente en la region superficial. Por lo tanto, las modificaciones de forma y hechura son inaceptables en este biomaterial específico. Durante la manipulación y colocación, es muy fácil contaminar las superficies de carbón, se recomienda manipular con sumo cuidado este material. Esto es importante sobre todo porque los diseños de los implantes dependen a menudo de la transmisión de fuerzas a lo largo de las interfases ubicadas en direcciones de la carga del esfuerzo cortante. Por consiguiente, es indispensable que haya adaptación ósea directa en toda la superficie tisular. Esto es necesario para transmitir fuerzas a las superficies orientadas en dirección del esfuerzo cortante. Como el hueso no se adaptará a la interfase con carbón y otros materiales escogidos, a menos que dichas interfases sean absolutamente limpias, se recomienda utilizar autoclaves de vapor o sistemas de calor seco, para esterilizar los implantes de carbón. Aunque la mayor parte de estos dispositivos suelen estar ya esterilizados. (3) A diferencia de los metales y

abrasiones, este material es quebradizo (carante de aplicación) y no es susceptible de deformación mecánica; por tanto está sujeto a fracturas mecánicas y cargas mecánicas rápidas o de gran magnitud. (1,20) El carbono es un buen conductor eléctrico. (29)

Estudios realizados han demostrado que el carbono y los compuestos carbono y silicio son inertes. (1,29,30) Esta clase de biomateriales pueden ser fabricados con propiedades elásticas similares al hueso. (1)

Cerámica: Los implantes cerámicos comúnmente usados para implantes dentales son el monocristal único de óxido de aluminio o policristal de óxido de aluminio o una combinación de ambos. (29) Tienen una alta rigidez y dureza comparada con la mayoría de otros biomateriales. (19,29,34) Al igual que el carbono y los compuestos de carbono y silicio son inertes y una consideración importante para las cerámicas es que son bajos conductores térmicos y eléctricos. (19,29)

La alúmina, no sufrirá corrosión galvanica en ácidas, soluciones alcalinas fuertes y fluidos corporales debido a que es un bajo conductor eléctrico. (19,29)

Por su estructura cristalina, la alúmina no se derrite o funde hasta alcanzar los 2050 C, es un material muy estable. (19)

Los implantes dentales de óxido de aluminio, hidroxiapatita y fosfato tricálcico también son quebradizos, en lo que se refiere a sus propiedades mecánicas y por tanto, los diseños utilizados para estos materiales deben incorporar características de resistencia a fin de evitar la fractura mecánica. Como las superficies de la alúmina suelen ser algo rugosas es preciso tratarlas con cuidado a fin de evitar la contaminación por abrasión. (2,19,29) Se recomienda

esterilizar con calor seco los dispositivos de cerámica. (1.1) Puesto que las cerámicas de óxido de aluminio son químicamente inertes y sus características de dureza a la indentación son casi iguales a las del diamante. (3.19.34) la superficie del material se contamina fácilmente por detritos, que deben eliminarse mediante limpieza de la superficie antes de utilizar el implante. (3)

Los implantes de zafiro (piedra de adorno sintética de un solo cristal) proporcionados por el fabricante, son lisos y transparentes. Se debe de tener cuidado de no rasgar la superficie de los implantes de cerámica y carbón, ya que son materiales quebradizos. (3.19.30)

Como se nota anteriormente, el monocristal único de Alúmina Alumina, tiene la misma estructura de una piedra de zafiro. (19.34) La propiedad física de este material es que tiene una fuerza compresiva de 30×10 kg/cm, una fuerza de flexibilidad de 13×10 kg/cm y un módulo de elasticidad de 40.000 kg/mm. Por lo general los implantes metálicos, demuestran casi el mismo valor a las fuerzas compresivas, fuerzas de flexibilidad y fuerzas tensionales. Pero para la alúmina (Kyocera Bioceram), la proporción entre la fuerza compresiva y fuerza de elasticidad es de 4 a 1 para el monocristal y de 10 a 1 para el policristal. Para el policristal el módulo de Young es dos veces al del metal. La dureza de la alúmina es de 5 a 10 veces que la de los metales, y por consiguiente es segundo en dureza a un diamante. (19)

Cuando comparamos los valores absolutos de fortaleza, los valores del monocristal de alúmina son mayores que el de los metales, sin embargo las fracturas y grietas pueden ocasionar una disminución en la fortaleza. (19)

La hidroxiapatita ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$) ha sido introducida particularmente para aumentar el hueso (1,3) y como un recubrimiento de superficie. (1,3,34,77,78,79,80,81,84,85,86,87)

El monocristal único de óxido de aluminio (zafiro) posee una excelente biocompatibilidad y una directa adhesión por fibroblastos, fibras colágenas y hueso. (34)

Polímeros: Por lo general, los polímeros han sido utilizados como capas de recubrimiento superficial. (1,29)

Los polímeros no pueden esterilizarse en autoclave ni por medio de calor seco. La mayor parte se esteriliza mediante radiación gamma o métodos con ciclos de óxido de etileno y vacío antes de entregarlos al dentista. Es difícil evitar la contaminación de los biomateriales poliméricos en el ambiente dental, ya que gran parte de los polímeros tienen cargas superficiales electrostáticas que atraen el polvo u otros detritos. Para evitarlo se pueden conservar los polímeros sumergidos en agua o solución salina fisiológica estéril antes de colocarlos. (3)

Para determinados usos dentales, se pueden modificar o cortar los polímeros para fabricar formas al momento mismo de la cirugía, sin provocar degradación importante de sus propiedades biomecánicas o bioquímicas. Los polímeros, como la cerámica, son aislantes eléctricos. (3) Por lo general, son mucho más blandos y flexibles que los demás biomateriales. (1,3,29,30) Aunque su módulo de elasticidad sea más bajo que el de las otras sustancias utilizadas para la mayor parte de los implantes, las resistencias mecánicas relativamente bajas de los sustratos poliméricos han limitado sus aplicaciones para los sistemas de reemplazo de las raíces de los dientes. Las fuerzas

mecánicas relativamente elevadas asociadas con las condiciones de carga intracanal impiden a menudo el uso directo de los sustratos poliméricos para reemplazo de raíz dental, debido a la posibilidad de fractura mecánica durante la función. (2)

Los polímeros, como las cerámicas y carbones no requieren un terminado superficial uniforme. (29)

3.2 Biocompatibilidad

La biocompatibilidad puede ser definida como la compatibilidad de cualquier material extraño con un organismo vivo. Los materiales biocompatibles son aquellos en los cuales la interacción entre el material y el tejido vital es tan mínima que el material no es perjudicial afectado por el tejido ni el tejido por el material. (7)

También la biocompatibilidad puede ser definida como la reacción y respuesta de las células vivientes y tejidos al biomaterial implantado y a su supuesta prótesis. De especial importancia es la cicatrización de estos tejidos después de la cirugía y los resultados a largo plazo entre los tejidos y el implante. (1)

Los factores que influyen en la biocompatibilidad son químicos, mecánicos, eléctricos y propiedades específicas de superficie. La biocompatibilidad de materiales considerados para implantes endóseos es evaluada principalmente por la reacción del hueso al material, también la reacción de la mucosa en el cuello del implante también es importante. (1,3,7,29)

El desarrollo de la interfase de los tejidos y estabilidad para los implantes dentales también pueden ser afectados por un amplio rango de factores. Estudios publicados indican que el material

y la condición de la superficie del material afecta fuertemente la respuesta del tejido. (1,3,7,12,29,31,50) Alteraciones del tejido se dan cuando los materiales se corroen, biodegradan, o son contaminados al momento de la colocación. Procedimientos quirúrgicos y los métodos de la zona de la preparación en el hueso son también críticos en la interfase implante-tejido. El trauma mecánico, químico y térmico ha sido documentado, y combinado con esta área se hacen las preguntas sobre cuál procedimiento si el de una fase o el de dos fases es mejor y que efecto tiene cargar mecánica y prematuramente en el desarrollo de la interfase del tejido. Muchos científicos están de acuerdo que cargar prematuramente los implantes causa una zona de tejido fibroso conectivo e investigadores siguen debatiendo las relativas ventajas o desventajas entre las interfases de tejido óseas y fibrosas. (3,12,29)

Se debe evitar durante la preparación de la zona donde va ir colocado el implante efectos térmicos permanentes que dañen el tejido. Usando un fresado a baja velocidad entre 1.500-2.000 rpm e irrigación se logró llegar a una temperatura máxima de 33,8 C nunca excediendo esta temperatura durante más de 5 segundos. La necrosis del hueso cortical por inducción térmica se alcanza a 47 C por un minuto. (38,78)

El diseño del implante, el plan restaurativo y los materiales de construcción son importantes para la maduración y estabilidad de la interfase biomaterial-tejido. (3,12)

La anatomía periodontal consiste en la unión natural, la unión dento-gingival consiste de epitelio gingival queratinizado, epitelio crevicular no queratinizado y epitelio de unión todo soportado por un paquete de fibras colágenas en un tejido conectivo.

Las fibras del tejido conectivo conectan al cemento del diente al hueso alveolar y gingiva. A nivel microscópico, hemidesmosomas unen al epitelio de unión a la superficie del diente natural por medio de una lámina basal (Fig. 3.1). (31,39,40)

La zona del surco peri-implante, es de importancia crítica, ya que es la línea divisoria entre la cavidad bucal (medio externo) contaminada desde el punto de vista bacteriológico y los elementos del tejido conectivo estéril (medio interno) que proporcionan alimentación a los tejidos. Por tanto, esta sellado impida que los contaminantes bucales penetren en el medio interno (Fig.3.2). (1,3,7,29)

Las condiciones ambientales básicas a nivel de esta transición peri-implante explican porqué existen concentraciones celulares diferentes a lo largo de la superficie del implante (p. ej., del hueso a los tejidos blandos y luego hasta las condiciones intrabucales). Estas condiciones someten al implante a fenómenos de corrosión o biodegradación. Por tanto, la biodegradación de los biomateriales podría desempeñar un papel importante en la estabilidad localizada a largo plazo del implante. Las cerámicas, el carbón y los metales del grupo reactivo (como el titanio) son relativamente insensibles al agrietamiento o a fenómenos de biodegradación de tipo de concentración celular. Por tanto, una de las razones que influye en la selección de estos materiales se refiere a su resistencia a la biodegradación en estas condiciones. (3)

Con los implantes endóseos, el epitelio y tejido conectivo están en contacto con el titanio. La similitud de la unión entre tejidos suaves y la dentición natural a la que hay entre tejidos

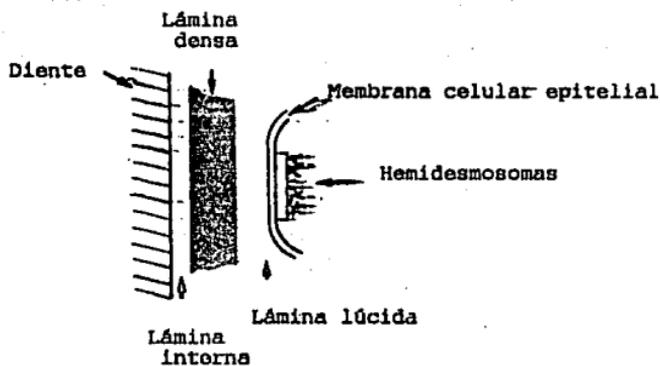


Fig. 3.1 Diagrama de la unión basal-hemidesmosomas entre células epiteliales y un diente natural a nivel microscópico.

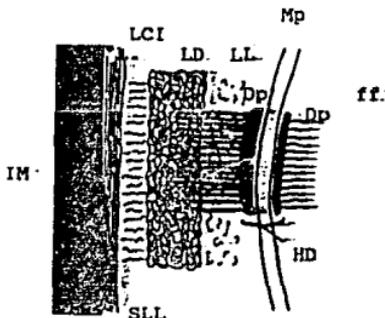


Fig. 3.2 Diagrama que demuestra las estructuras anatómicas que forma el mecanismo de unión entre el epitelio de unión regenerado y la superficie del implante. Este diagrama demuestra la membrana plasmática epitelial (Mp) conteniendo los hemidesmosomas (HD) con sus partes componentes, las densidades periféricas (Dp) y finos filamentos (ff), que se extienden dentro del citoplasma y la lámina basal. Los componentes de la lámina basal son la lámina lúcida (LL), lámina densa (LD) y sublámina lúcida (SLL), que contiene cadenas (líneas onduladas) de fibronectina.

LCI es la línea del cuerpo del implante, que se encuentra en la superficie del implante. (IM).

traves y a superficies de implantes encoaxiales de titanio dependan, en parte, en la naturaleza de la superficie del titanio. (1,3,7,12,29,31)

La unión entre epitelio y titanio ha sido demostrada en vitro y en vivo. Mientras que el preciso mecanismo de esta unión no se sabe, una unión entre la capa óxida superficial del pilar del implante y el epitelio adyacente frecuentemente ocurre. Esta unión es llevada a cabo por una glicoproteína similar a la que se ve entre el epitelio y superficies de dientes naturales. (29,31) Mientras que solo unas mínimas evidencias histológicas existen, la unión entre fibras de tejido conectivo y superficies de implantes de titanio, traen al tejido en fuerte aposición al implante sin una absoluta unión biológica. (3,29,31) Más bien, se ha sugerido el concepto de "sellado biológico" que delimita y separa el medio externo de la boca, con su microbiota y placa bacteriana, del medio interno formado por hueso y tejido conectivo y donde puede ocurrir y ocurre la verdadera oseointegración. Muy a menudo, en esta región, se observa un contacto directo entre las células epiteliales y el biomaterial sin una verdadera unión de tipo químico a nivel de la interfase. (1,3,7,29) Por esta razón, la mayoría de los biomateriales metálicos están preparados con una superficie pulida y con las marcas finales pulidas orientadas circunferencialmente alrededor de la región del cuello. (1,3,7,29) La presencia de microporosidades en la región del cuello, aún en un implante biocompatible fracasará. (29) Cavella, citado por McKinney usa el concepto de "sellado girativo". (1)

La reacción del tejido alrededor del borde del implante puede ser afectada por varias propiedades físicas del borde. Se sabe, que

el módulo de elasticidad puede ser un significativo factor en el éxito del implante y ha sido apoyado que mientras más parecido este módulo de elasticidad al del hueso, los resultados serán más favorables. La circunferencia del poste también influye en la salud del tejido. Es posible que el tejido rodeando una gran circunferencia pueda ser apartado por un objeto extraño, como un cacahuete o una cerca de cepillo dental, que pueda mover la unión epitelial con el riesgo de ser establecida más apicalmente. (29)

Gottlieb en 1921, citado por McKinney, fue el primero en utilizar el término de "unión epitelial". (29)

La reacción y reparación alrededor del implante por las células gingivales es muy similar a la que ocurre alrededor a la de un diente natural. Las células demuestran las características de células epiteliales de unión con organelos, tonofilamentos, emanando de la célula que esta en contacto con el implante. (1,3,7,12,29,31)

James y Schultz, citados por McKinney, fueron los primeros que empezaron un estudio científico sistemático sobre el sellado implante-encia, por medio de una combinación de microscopio de luz y microscopio electrónico. (1,29)

La presencia de hemidesmosomas epiteliales en las células gingivales en contacto con el biomaterial del implante fue inicialmente descrito por Listgarten y Lai y también por Swore y James (citado por R.V. McKinney). (1,29)

Con ayuda del microscopio electrónico, se han observado la lámina basal contra la membrana plasmática epitelial, se puede observar la membrana plasmática epitelial con los hemidesmosomas, las

capas que componen a la lámina basal y la línea del cuerpo de la superficie del implante. (1,7,29)

Combinando los resultados obtenidos del microscopio de luz y los microscopios electrónicos de barrido y de transmisión obtenemos en conclusión que los componentes de la unión del tejido gingival a los dientes también existe en el tejido epitelial regenerado sobre los pilares de los implantes. Este estudio esta resumido en la siguiente tabla. (1,29)

Resumen del estudio que da evidencia a un sellado biológico Implante-Tejido

-Microscopio de Luz

Verificación de la regeneración de epitelio crevicular
 Contigüidad de un epitelio de unión próximo al implante
 Presencia de un surco gingival

-Microscopio electrónico de barrido

Observación de células epiteliales involucradas en la regeneración de margen gingival libre, surco y epitelio de unión
 Maduración normal del epitelio gingival
 Interfase del epitelio de unión y el implante

-Microscopio electrónico de transmisión

Presencia de organelos celulares, lámina basal y otras estructuras constituyendo un complejo de unión
 Presencia de una capa molecular de glucosaminoglucanos en la superficie del implante
 Desarrollo de un dispositivo de unión celular compatible con la ciencia biológica celular común

Usando conceptos comunes de biología celular, es posible exponer como el complejo de unión del sellado biológico se lleva a cabo. La siguiente figura (Fig.3.3) sirve como guía para describir como el complejo de unión se realiza. Durante la regeneración de la encía insertada y la formación de el margen gingival libre, los fibroblastos producen glucosaminoglucanos que cubren la superficie del implante. Fibroblastos así como también nuevos brotes capilares en el área de cicatrización producen fibronectina. Un componente del tejido necesario para la adhesión de la lámina basal a otras estructuras del tejido. Las células epiteliales creviculares regenerativas producen la lámina basal con hemidesmosomas que se van regenerando alrededor del implante. Los hemidesmosomas unen la lámina basal a las células epiteliales. La fibronectina producida por los fibroblastos y capilares sirve como el material molecular de adhesión entre la cubierta de glucoaminoglucanos en el implante y la lámina basal. De esta manera el sellado biológico es completado. (1,29)

No hay una unión de fibras a la región del cuello del implante, una densa banda de fibras circunferenciales se desarrollan alrededor del cuello de cualquier implante propiamente colocado. Dicha banda de tejido conectivo es esencial para mantener la integridad de la encía alrededor del implante atrayendo el tejido en fuerte aposición con el implante. (29)

Trabajos realizados con superficies porosas han demostrado que bacterias han invadido el material poroso cuando se comunica con el surco, llevándolos al fracaso. (29)

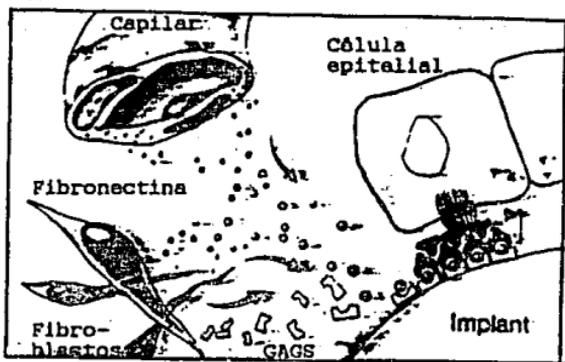


Fig. 3.3 Ilustración del desarrollo del complejo de unión y el sellado biológico del implante. La célula epitelial que se regenera alrededor del implante produce la lámina basal (LB) y hemidesmosomas. Los fibroblastos en la cicatrización producen glucosaminoglucanos (GAGS) que cubren la superficie del implante (bloques en forma de u). Los fibroblastos y los nuevos capilares, producen fibronectina (glóbulos) que sirve como la enzima adhesiva en el espacio de la sublámina lúcida.

Se afirma que hay una unión de tejido suave o sellado biológico entre el epitelio crevicular y los implantes endoóseos de zafiro con buenos resultados. (29)

Las cerámicas han sido extensamente estudiadas a lo largo de la interfase peri-implante con reportes de fibras unidas a las regiones de hidroxiapatita. Hay condiciones de óxido de aluminio e hidroxiapatita que parecen ser favorables a la adaptación del tejido suave. (1)

Los polímeros en condiciones sólidas y porosas han sido investigados, pero ningún sistema ha sido desarrollado para un uso clínico desarrollado. (1)

Probablemente una de las consideraciones críticas sobre el mantenimiento de los implantes es la higiene oral y la habilidad de limpiar el surco entre la encía y el implante. (1,7,29)

La arquitectura de la unión de los tejidos a la superficie del implante depende en parte en la configuración de la superficie del implante. (1,3,7,12,29,31,30)

Varios autores han intentado clasificar los biomateriales con respecto a su compatibilidad en hueso. Un ejemplo de esta clasificación es la de Strunz (Fig. 3.4). (7)

Los metales, tales como el acero inoxidable (316L), aleaciones de Co-Cr-Mo, aleaciones de metales nobles, polimetacrilato (PMMA) y la mayoría de polímeros son tolerados por el hueso, pero no se puede decir que se integran por él. El hueso conserva su distancia. Hablamos en este caso del término "osteogénesis distante", para describir la situación en la que hay una capa de tejido conectivo fibroso entre el hueso y el implante. Este fenómeno se conserva aún

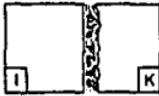
Material	I	K	Interfase histológica	Tipo de osteogénesis
1. Acero inoxidable aleación Co-Cr-Mo aleación de oro PMMA (biotolerable)			Cápsula de tejido conectivo (tejido fibroso)	Osteogénesis distante
2. Titanio. Tantalio Óxido de Aluminio Cerámica (bioinerte)			Contacto entre el hueso y la superficie del implante	Osteogénesis en contacto
3. Biocristales, Biocerámicas, fosfatos de Ca, apatita (bioactivo)			Unión química al hueso	Verdadera osteogénesis de unión
4. Titanio con superficie rugosa por ej. cubiertas pulverizadas con plasma (bioinerte)			Unión fisico-química al hueso	Osteogénesis de unión

Fig. 3.4 Posibles reacciones histológicas en la interfase hueso-implante de diferentes materiales para implantes (I= implante, K= hueso).

cuando una buena adherencia se desarrolla entre el implante y el hueso, y el implante no es cargado durante la fase de cicatrización. (1,7,29)

El titanio, el tantalio y otros metales, así como algunos polímeros y cerámicas de óxido de aluminio son catalogadas de ser bioinertes. Cuando un ajuste íntimo se desarrolla entre el hueso y el implante, nueva formación de hueso y remodelación de hueso ocurre en la superficie del implante; a esto se le llama "osteogénesis de contacto". Sin embargo, una unión real entre el hueso y el implante, no se forma normalmente, excepto bajo circunstancias que serán discutidas más tarde. (1,7,50)

Una total "osteogénesis de unión", en donde las reacciones químicas juegan un importante papel, es característica de los llamados materiales bioactivos; estos son descritos en la literatura bajo el nombre genérico de "glass ceramics" (bio-cerámicas). (1,7,29) También se demuestra esta osteogénesis de unión en superficies de implantes con hidroxiapatita. (1,29)

Hench y colaboradores desarrollaron bio-cristales a principios de 1970 e histológicamente demostraron una unión directa del material al hueso. Estos hallazgos animaron a Broemer y colaboradores (citado en Strunz) para desarrollar materiales con una composición química diferente a los del grupo de Hench, y los cuales están clasificados como materiales cerámicos debido al proceso de fabricación (Strunz). (7)

Estudios confirman que se deben de dejar inmóviles los implantes de bio-cristal por lo menos 10 días para producir la unión en la interfase. A los 30 días se ha observado un 100% de hueso en la

interfase con los bio-cristales. Se observa en la interfase entre el implante y el hueso una capa de SiO_2 , una capa de Ca y P y aparentemente hay osteocitos. (29)

Los elementos constituyentes de las superficies activas de cristal y cristales cerámicos son el SiO_2 (óxido de silicio), P_2O_5 (anhidrido fosfórico), $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ (fosfato tricálcico), CaO (óxido de calcio), MgO (óxido de magnesio), Na_2O (óxido de sodio), B_2O_3 (anhidrido bórico), CaF_2 (fluoruro de calcio), K_2O (óxido de potasio), Al_2O_3 (óxido de aluminio), TiO_2 (óxido de titanio) y Ta_2O_5 (óxido de tantalio). (7,29) Otros grupos de investigación trabajan en materiales bioactivos que están hechos enteramente de fosfatos de calcio (Denissan, De Groot, Osborn, etc.), por ejemplo, fosfato tri y tetra cálcico e hidroxiapatita. (7,29)

Este último grupo de materiales son similares en que no son solo tolerables como materiales extraños, sino que el crecimiento de hueso se origina en sus superficies y una unión se forma entre el implante y hueso, lo suficientemente fuerte para soportar las cargas fisiológicas. La unión se forma a nivel molecular y cristalino, y es muy diferente de un anclaje mecánico simple. (7,29)

Numerosos estudios en animales y humanos han demostrado una fuerza superior de unión entre la hidroxiapatita y el hueso comparado con el óxido de titanio y hueso. (78,31) Denissan et al, citado por L. Jensen, realizó un estudio en animales y humanos de cuatro años evaluando implantes cubiertos con hidroxiapatita, que incluyó 87 implantes colocados en la porción anterior de la mandíbula. Después de cuatro años observaron con estudios histológicos y

espectroscópicas que se presentaba una unión química en la interfase entre el hueso y la superficie de hidroxiapatita. (78)

Dichos materiales bioactivos serían de interés en la implantología oral si pudieran proveer implantes con suficiente fuerza mecánica o ser usados como recubrimiento de implantes mecánicos. (7)

Además, de estas consideraciones mecánicas, hay un problema único de los materiales bioactivos: es difícil llevar un balance entre la actividad del material requerida para la osteogénesis y la concurrente degradación del material involucrado en el proceso. Este fenómeno está en función de la composición del material. (7)

La unión osteogénica, desarrollada por el uso de un material bioactivo, produce una unión implante-hueso que no pueda ser separada mecánicamente. El fracaso al intentar sacar el implante o a cualquier prueba mecánica ocurra ya sea en el material del implante o en el hueso, pero no en la interfase original. Una unión "anquilótica" se forma entre el implante y el hueso. (7,29,30)

Sin embargo, debemos señalar que una unión anquilótica también puede desarrollarse en los materiales bioinertes (opuestos a los bioactivos), pero solo bajo circunstancias especiales. (1,7,29) En primera, el implante debe tener una superficie micromorfológica favorable (asperaza, porosidad), no solo para asegurar el ajuste del hueso a la superficie del implante, sino hacer posible actividad osteoinductiva. En segunda, el implante y el hueso deben de ajustarse perfectamente. (1,3,7,12,29,31,50)

En los implantes de titanio con superficie sulverizada con plasma (ITI), los osteoclastos están en contacto directo con la

superficie del implante. (7) En regiones que han sido altamente expuestas a grandes cargas, una parte de la superficie pulverizada con plasma ha sido separada del implante, pero no el hueso de la capa superficial del implante, demostrando así la efectividad anquilótica del implante. Se requieren cargas tensionales de 90 N/mm para separar la superficie pulverizada de plasma del implante. (7,50)

La capacidad de regenerativa del hueso es increíble. El hueso se regenera alrededor de las roscas y surcos de los implantes de tornillo, a través de los poros de implantes en forma de raíz porosos y a través de los poros de implantes de hoja e implantes cilíndricos huecos. (1)

Una interfase de aposición directa de hueso no es siempre el resultado en la colocación de los implantes y muchas veces una gran parte del implante es rodeado de tejido conectivo colágeno en la cicatrización. Muchas veces estos haces de colágeno corren del hueso al implante similar en morfología a un ligamento periodontal. (1,29,39) En la interfase de tejido suave y el remodelado que ocurre después de cargas oclusales sugiere que los implantes de dos fases que cicatrizan con una directa interfase de hueso pueden convertirse a una interfase de tejido conectivo después de la carga protésica. (1) Weiss, citado por McKinney y Alejandro González-Blanco considera la presencia de un ligamento peri-implante o membrana peri-implante, y que es importante para el mantenimiento de implantes en forma de raíz y en forma de hoja. El llama a esta interfase "integración fibro-ósea" y lo asigna como un amortiguador de fuerzas similar a un ligamento periodontal. (1,15,29,39)

El ligamento peri-implante esta hecho de hueso laminar, fibras de Sharpey y fibras principales del ligamento periodontal. Las fibras que forman el ligamento gingival pueden observarse en la zona parigingival originándose en parte en el ligamento peri-implante y por otro lado de la submucosa palatina y lámina propia bucal y también de la cresta ósea. Una presión impropia en hueso resultará en osteólisis. Mientras que la tensión en el ligamento periodontal lleva a una osteogénesis. Las fibras principales del ligamento periodontal se han observado pasar apicalmente en implantes de hoja endóseos y extenderse como fibras de Sharpey en hueso bucal y lingual al implante.(29) Este ligamento peri-implante contiene fibras principales distribuyéndose en los siguientes grupos: de la cresta alveolar, horizontales, oblicuo y apical.(29,39)

En el caso de implantes metálicos, la presencia de un ligamento peri-implante es universal; sigue la completa configuración del implante no sólo en la superficie de afuera, sino a través de áreas huecas. La dirección de componentes fibrosos dentro del ligamento peri-implante van paralelos a la superficie del implante.(29)

Implantes endóseos con superficies radiculares porosas o ásperas proveen una excelente adaptación ósea, pero una pobre respuesta gingival.(29) En cambio, implantes con una superficie radicular y crevicular pulida, demuestran la regeneración de epitelio crevicular con la presencia de células, organelos y una lámina basal similar a la que se observa en la interfase de dientes naturales. Los implantes con superficie pulida o suave presentaron varios grados de tejido fibroso, mientras que los implantes con superficie áspera

presentaban una apposición directa hueso-implante. (13,7 (12,13,31,59)
 Esto también se demostró en implantes sin cubierta de carbono e
 implantes con cubierta de carbono. (29)

En implantes dentales de zafiro se observó hueso cortical
 sano en contacto con el material de zafiro. Aunque en algunos
 implantes se observó que el hueso no estaba en apposición,
 presentándose fibras colágenas entre el hueso y el implante. Los
 haces de fibras estaban organizados en paquetes paralelos, similar a
 las fibras colágenas de ligamentos. Esto también sucedió en implantes
 porosos. El por qué implantes del mismo material e iguales técnicas
 de colocación desarrollan, ya sea una interfase de apposición directa
 de hueso o con la presencia de un ligamento es un enigma que parece
 no ser contestado en la biología de los implantes. Ambos tipos de
 interfaces dan evidencia de éxito funcional. (29)

El crecimiento de hueso en implantes porosos de cobalto-
 cromo-molibdeno fue evaluada. Tres tamaños de poros de 157 μ , 205 μ y
 346 μ , fueron fabricados con una, dos y tres capas de partículas
 esféricas. Estos implantes fueron colocados en el fémur de perro, y
 se dejaron por un período de 12 semanas. El tamaño de los poros, en
 el rango investigado, no pareció influir en la fuerza de la
 interfase. Aunque en el número de capas se observó, que en los
 implantes con tres capas la fuerza de la interfase era mayor que los
 que tenían una sola capa. Histológicamente, se observó que en todos
 los implantes había un extenso crecimiento de hueso alrededor de los
 implantes. Tejido óseo mineralizado fue observado en aparente
 contacto directo con la superficie del implante en algunas áreas,
 pero por lo general era separado por una membrana formada de tejido

fibroso. Tejido conectivo fue observado llenando lo restante de la estructura central porosa. Este tejido conectivo contenía macrófagos. Aunque también se observó una extensa infiltración de hueso mineralizado en la totalidad de los implantes porosos. Se demostró que un mejoramiento en la fuerza de la interfase era desarrollado incrementando la profundidad de la capa porosa en el implante. (29)

Una aparente citotoxicidad, existe con algunos metales por la presencia de productos corrosivos de aleaciones que contengan cromo, níquel y cobalto producidos por contacto con los fluidos que rodean al implante. Implantes no metálicos como el carbono, cerámicos y biovidrios han sido vistos como los más compatibles. (29)

La superficie de implantes metálicos con cubierta de carbón y los implantes de óxido de aluminio han sido demostrados de tener una alta biocompatibilidad. (29)

3.3 Biomecánica

La transmisión de las fuerzas mecánicas desde las regiones intrabucales hasta los dispositivos de sustitución de la raíz del diente y del biomaterial a la interfase tisular es de importancia crítica y depende de las propiedades básicas de los materiales y del diseño de las prótesis quirúrgicas e intrabucales. (1,3,4,7,12,29,30,31,48,50)

El control de la transmisión de fuerzas para que queden dentro de los límites fisiológicos es un requisito absoluto para que el dispositivo funcione durante un periodo largo. Muchos de los casos de destrucción clínica de los implantes dentales antes de los cinco años se deben a condiciones inadecuadas de transmisión de fuerzas mecánicas. (3,7,29,48,50)

El diseño del implante debe asegurar que las fuerzas laterales y axiales sean transmitidas gradualmente como sea posible del implante al hueso que lo rodea, cuando el implante es incorporado en el hueso y cicatriza. (7,50)

El hueso es capaz de remodelarse en respuesta a cargas aplicadas (estrés): después de todo, la manera en que los implantes endóseos transmitan las fuerzas (estrés) en la interfase de tejidos es importante cuando la estabilidad del tejido a la interfase del implante es considerada. (1)

Las fuerzas impuestas sobre los implantes dentales se pueden describir por magnitud, dirección, modo de la carga (estática, cíclica o intermitente) y duración. La fuerza de masticación ha sido demostrada que es menor conforme el aumento de edad de un individuo. La restauración protodóntica aplicada a un implante dental también puede alterar el carácter de la carga impuesta en el implante. (1)

El diseño de un implante dental debe acomodar cargas fisiológicas que no resulten en el fracaso del implante o de los tejidos de alrededor. Una tensión (estrés) debida a una alta aplicación de cargas, que exceda el campo de fuerza del material del implante puede provocar deformación y un posible fracaso. (1)

Muchos investigadores han reportado en individuos con denticiones naturales, fuerzas de masticación en los rangos de 98 a 716 N en la región molar y de 9.8 a 431.2 N en la región incisal. (1)

Los diseños de implantes endóseos por lo general son en forma de raíz o en forma de hoja. El cuello de un implante en cualquier sistema de implante es importante considerando la geometría del implante, debido a que la carga fisiológica es transmitida a través

del cuello al cuerpo del implante y los tejidos que lo rodean. Una ventaja clínica es que la cabeza y el cuello del implante pueden ser doblados para lograr un paralelismo durante la reconstrucción protodéntica. (1)

El cuerpo del implante debe tener una geometría para ser capaz de aceptar distintos niveles de transferencia de fuerzas a los tejidos que lo rodean, así como para la implantación en la zona del hueso de un tamaño anatómico particular. Los implantes cilíndricos han demostrado que producen una distribución favorable de cargas. Los implantes de hoja están diseñados para utilizarse en lugares donde el hueso es muy delgado para colocar un implante en forma de raíz. Mientras que el cuerpo de un implante de hoja generalmente demuestra menos resistencia a las cargas axiales comparado con los diseños en forma de raíz. Sin embargo falta literatura sobre el efecto de las fuerzas sobre los distintos diseños geométricos de implantes para evaluar la eficacia biomecánica de usar implantes de raíz contra implantes de hoja en algún lugar anatómico. (1)

Las perforaciones en el cuerpo de un implante endóseo sirven para lograr un crecimiento de hueso dentro del implante resultando una estabilización del implante entre los tejidos. En los implantes de hoja, las perforaciones también sirven para aumentar la resistencia a las cargas axiales. No se han publicado trabajos que muestren explicaciones detalladas del efecto de diseño de perforaciones o distribución de la sección biomecánica de los implantes dentales. (1)

El logro de una buena interfase implante-tejido puede ser debido a los parámetros del tipo y tiempo de la carga que recibe el

implante, macrodiseño del implante y cualquier superestructura. las características biomecánicas y de biocompatibilidad del biomaterial del implante y los protocolos clínicos y técnicas utilizadas en la colocación y en la restauración intraoral. (1)

Una membrana interpuesta de tejido suave (comparado con una unión directa de hueso-implante) ha sido demostrado de reducir los niveles de tensión (estrés) en el hueso alveolar rodeando el implante. (1)

Comparando los implantes de titanio con una superficie lisa e implantes con una superficie pulverizada con plasma bajo cargas axiales y laterales, se observó que la superficie pulverizada con plasma se uniría con el hueso sin intervenir tejido conectivo y sería capaz de transmitir fuerzas tensionales y cortantes. Por otro lado, superficies de titanio lisas, solo se alojarían en contacto al hueso sin existir unión, una situación que transmite sólo cargas compresivas. (7,50)

Por medio de fotografías fotoelásticas se demostró la distribución de las cargas (estrés) bajo cargas axiales, entre un implante únicamente insertado, sin estar unido al hueso y otro implante unido al hueso (representando una unión anquilótica) y se observó que las altas tensiones se encuentran concentradas alrededor de la parte inferior del implante sin estar pegado al hueso. Las máximas tensiones (estrés) en el hueso fueron reducidas a la mitad en el implante unido al hueso. Los resultados para las cargas laterales aún fueron mejores; las tensiones (estrés) alrededor del implante unido al hueso fueron reducidas a sólo un cuarto a las observadas alrededor del implante sin unirse al hueso. En ambos tipos de

ordenaciones, cuando el hueso creció a través de las perforaciones del cilindro del implante, se encontró que este hueso toma parte en dirección de la transmisión de la carga. Estudios experimentales demuestran que la resistencia a cargas cortantes y de torsión es dos veces mayor para las superficies pulverizadas con plasma que para las superficies lisas de titanio y puede ser incrementada por un factor de seis combinando canales o ranuras con superficies pulverizadas con plasma. (7,50)

La oseointegración de un implante se logra cuando el hueso es capaz de cicatrizar alrededor de él en ausencia de cargas. Un tornillo que es oseointegrado durante un periodo de cicatrización sin carga no tendrá estrés interno. Un implante oseointegrado con la forma de tornillo es capaz de transmitir una carga compresiva al hueso que lo rodea en las caras inclinadas de las roscas del tornillo. (48)

Si se coloca un espiga con superficie rugosa en un hueso o zona ya preparada, la áspera superficie tocará al hueso únicamente en las partes más externas de ella y habrá concentraciones de estrés, abrasión bajo carga. Similarmente, si una capa fibrosa se forma alrededor del implante, la áspera superficie llevará a una degradación relativa del hueso. Para lograr los benéficos efectos de una superficie rugosa, se requiere de una verdadera oseointegración con el crecimiento de hueso dentro de las asperezas del implante. (48)

En este estudio se puede concluir: 1) La perfecta adaptación de hueso al implante de titanio es lo más notable para permitir la transmisión de estrés del implante al hueso sin un apreciable movimiento o abrasión. La ausencia de cualquier capa fibrosa

intermedia permite que las cargas sean transmitidas sin ningún cambio progresivo en la unión o contacto entre el hueso y el implante. 2) El uso de un tornillo proporciona que se interconecte con el hueso en una escala macroscópica que permite un completo desarrollo de la dureza del hueso en compresión. Un tornillo es capaz de trabajar durante bastante tiempo mientras la aposición del hueso y el implante sea cercana, habiendo o no habiendo una verdadera unión. 3) La distribución de una carga ya sea vertical o lateral aplicada a una dentadura parcial fija depende en el número, colocación y rigidez de los pilares que se utilicen, así como la forma y rigidez de la prótesis. En un puente parcial fijo volado la carga se hará mayor en el último implante colocado hacia distal. 4) Una fuerte conexión de la dentadura parcial fija a los implantes proporciona una estructura combinada que puede actuar con el hueso para proveer una mayor fuerza que la del implante o el hueso de la mandíbula únicamente. 5) El implante oseointegrado proporciona un contacto directo con el hueso y transmitirá cualquier carga o choque aplicado al implante. Por ésta razón se recomienda usar un material amortiguador de cargas tal como resina acrílica en forma de dientes artificiales de acrílico en la dentadura parcial fija. (48)

El método de análisis tri-dimensional del elemento finito fue utilizado para determinar el patrón y concentración de los estrés (carga) en el interior del implante endóseo Screw-Vent, y sus tejidos de soporte. Para este implante de titanio comercialmente puro, los estrés máximos fueron localizados dentro del cuello del implante inmediatamente abajo de la cresta ósea. Se determinó que los grados de los estrés fueron por lo menos 13 veces menores que el límite de

resistencia del titanio comercialmente puro (259.90 MPa). Los estrés máximos (19.57 MPa) en el hueso, estaban localizados lingualmente a la porción superior del cuello. Para el Screw-Vent, los estrés mesial y distal (máximo=0.39MPa) fueron mucho menores que aquéllos localizados bucal y lingualmente al implante. El significado clínico de la transferencia de estrés al hueso localizado bucal y lingualmente al implante, aún no se ha determinado. (41)

El sistema de implantes IMZ, tiene un elemento intranóvil viscoelástico de polioximetileno, cuya finalidad es simular la reacción de los dientes naturales ante las fuerzas oclusales generadas durante la masticación normal y las cargas de impacto encontradas de improviso cuando se mastican objetos duros. (1,5,21,22,45)

Diseños mecánicos en la forma del cuerpo del implante intentan proporcionar retención y antirotación mientras se disminuyen efectos de estrés. La protección contra el estrés ocurre cuando el hueso es protegido del estrés por un material de mayor módulo de dureza. El titanio es de 10 a 100 veces más duro que el hueso (dependiendo del tipo y calidad del hueso). Una protección contra el estrés puede ser creada diseñando un hueco a través del implante metálico o también un poro profundo entre cualquier material como la cerámica de fosfato de calcio. (47)

La respuesta del hueso puede ser una proliferación inicial de tejido óseo a la porción externa del área de protección (el hueco) seguido de una sana cicatrización y características de mineralización. Una disminución en la mineralización y características de maduración en las porosidades (entre el hueco)

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

que se observan. No se observa maceración entre el hueso debido a que no hay carga; Por técnicas es sabido que el hueso se mantiene vital únicamente bajo carga. (47)

El sistema de implantes dentales biointegrados recubiertos con hidroxiapatita Sustain contiene pequeñas cavidades para proporcionar rotación y antirotación. El hueso crecerá entre estas pequeñas cavidades cuando estén bajo cargas fisiológicas que mantienen al hueso vital. El cuerpo del implante del sistema Sustain no fue diseñado con huecos desde que el hueso no se mantiene vital entre grandes porosidades o en huecos. (47)

Las características de estrés de los implantes Core-Vent y los de Branemark fueron determinadas usando la técnica tri-dimensional fotoelástica. Con la suposición de lograr la oseointegración, fue demostrado que el implante de Branemark distribuye cargas axiales e inclinadas a las estructuras de soporte de una manera biológica equilibrada y potencialmente mejor. (42)

Tres tipos de situaciones de cargas son posibles con los implantes dentales: 1) Cargar un implante unitario. 2) Cargar un implante conectado con un diente natural y 3) Cargar dos implantes conectados entre sí. Por medios del análisis del elemento finito, cálculos fueron hechos sobre la distribución de cargas en el hueso alrededor de implantes con elementos amortiguadores de estrés y los resultados de este estudio sugieren: 1) Que un elemento amortiguador de estrés en un implante único debe funcionar como un elemento amortiguador pero no como un distribuidor de estrés. 2) Un elemento amortiguador de estrés en un implante que es conectado con un diente natural causa al hueso alrededor del implante de ser cargado más

uniformemente. 4) Cuando un elemento amortiguador de estrés en un módulo-F en un implante conectado con un diente disminuye la altura de la cima del maxilar estrés en el hueso cortical rodeando el diente natural. 5) Cambiando la forma del elemento amortiguador de estrés en un implante único produce únicamente pequeños cambios en la distribución del estrés en el hueso cortical. 6) Si hay un efecto biológico utilizando un elemento amortiguador de estrés en un implante conectado con un diente natural, los mayores efectos son de esperarse en el hueso trabecular. (43)

En la unión de un implante con un diente natural por medio de un puente parcial fijo, el fabricante del sistema de implantes IMZ sostiene que éste procedimiento puede ser acompañado exitosamente debido a las características de distribución de estrés del elemento intramóvil que acompaña al implante. Este estudio compara las diferencias de los patrones de estrés generados en un plástico fotoestático por un implante IMZ con el elemento intramóvil de polioximetileno y un elemento rígido de titanio. Bajo las condiciones estáticas del modelo de estudio, ninguna diferencia significativa fue encontrada entre las dimensiones de los patrones de estrés generados en un hueso simulado por un implante IMZ ya sea con un elemento rígido o un elemento intramóvil. (44)

La exposición razonada de los implantes IMZ está sostenida que el elemento plástico de polioximetileno y el diente natural se mueven 50 micrones bajo carga. Los movimientos de los dientes naturales varían considerablemente dependiendo de un número de factores, incluyendo densidad y volumen de el hueso de soporte, salud periodontal, forma, número y largo de las raíces. Los dientes

naturales a diferencia de los materiales tal como el elemento intramóvil IMZ, no sigue una línea de desviación recta proporcional a la carga. Sakina comparó características de movilidad de implantes oseointegrados a dientes naturales. Se reportó, que la movilidad de implantes oseointegrados fue en dirección proporcional a cargas hasta 2000 g; no se observó movimiento hasta ser quitada la fuerza. Esta tendencia fue distinta desde las características de movilidad de los dientes naturales que muestran un desplazamiento en dos fases. (45) El ligamento periodontal tiene propiedades viscoelásticas (39,40,45) y el mayor movimiento del diente ocurre en la primera fracción de segundo de la fuerza que es aplicada, mientras que el implante se mueve en proporción directa al tiempo de la carga. La movilidad del implante, diente y el elemento intramóvil IMZ son extremadamente variables con la compresión del elemento intramóvil siendo directamente proporcional a la carga. Además, cambios adicionales ocurrirán en el elemento intramóvil con el tiempo, tanto elástica como compresivamente, conforme al material se fatigue (el fabricante sugiere cambiarlo anualmente. (45)

El estudio de Skalak levanta muchas dudas sobre la necesidad de un amortiguador entre el implante, que demostró un movilidad de 17-66 micrones bajo 2000 gramos de carga y un premolar sano con una movilidad varias veces mayor. Notándose que el implante oseointegrado rígidamente conectado a un diente natural cargará una mayor proporción de la carga sin el elemento intramóvil interpuesto. Skalak afirma: esto puede ser una situación satisfactoria si el tornillo implantado es capaz de soportar la mayor parte de la carga. (45)

Branemark, en 1977 afirma, que se utilizó un amortiguador de nylon interpuesto entre el pilar y el puente durante el periodo de desarrollo. Sin embargo, se encontró que la unión permanente puede mantenerse, aun sin el amortiguador, y desde que causó algunos problemas con la higiene local y el diseño cosmético del puente, no lo hemos utilizado en el periodo de rutina. (45)

La exposición razonada de que el elemento IMZ sirve como un rompedor de fuerzas no se aplica a muchos casos clínicos ya que se han demostrado resultados satisfactorios con el uso de una combinación de implantes oseointegrados de titanio y dientes como pilares para reconstrucciones con puentes fijos, realizados por Ericsson y Lekholm. (45)

Babbush, Wheeler y otros han afirmado que el elemento intramóvil provee al sistema IMZ la propiocepción necesaria de prevenir al paciente de dañar el implante o la prótesis. Esto no es apoyado ya sea por estudios publicados o una amplia experiencia clínica. Branemark, concluye que la falta parcial o completa de receptores periodontales están compensados por otros órganos perceptivos, y que la terapia del puente implantado conforme al método de oseointegración contribuye a la rehabilitación de la sensibilidad oclusal. (45)

En conclusión, los fabricantes teóricamente proponen una ventaja del elemento intramóvil, que debe considerarse contra la realidad de problemas estéticos y de higiene causados por la necesidad de mantener el elemento intramóvil arriba del tejido. Esto elimina la posibilidad de una extensión subgingival de los márgenes de la restauración. Limitaciones protésicas están asociadas con la

características del sistema IMZ de aceptar cabezas anguladas e maleables, y la necesidad para la construcción de una estructura desmontable en todos los casos para permitir el cambio del elemento intranovil por lo menos una vez al año. Analizando estas consideraciones biomecánicas se observa que la necesidad de un rompedor de fuerzas construido en todos los implantes esta sin fundamento. Por lo contrario, puede resultar en una indeseable transferencia de carga cuando se fuerza al implante sin ninguna aparente razón justificada para su uso en otras aplicaciones. (45)

Un estudio se diseñó con el objeto de determinar el efecto del tiempo sobre la integración biomecánica de implantes dentales cilindricos en maxilares inferiores y superiores. Un total de 136 implantes dentales tipo IMZ con superficie de titanio recubierta de plasma fueron colocados bilateralmente en los maxilares superiores e inferiores edéntulos de 17 cabras. Se utilizaron pruebas de remoción para determinar la integración biomecánica en los intervalos de las 1 a las 24 semanas. Este estudio indica que hay un aumento progresivo dependiente del tiempo en relación a las fuerzas de remoción hasta las 24 semanas. Las fuerzas fueron consistentemente mayores en la mandíbula que en el maxilar superior. Además, no hubo correlación entre la estabilidad intraoperatoria del implante y la fuerza de remoción postoperatoria. (46)

Se colocaron implantes de titanio comercialmente puro (Vitalium (Nobelpharma AB, Göteborg, Sweden), en forma de tornillo, en la metafisis de la tibia del conejo. Después de un periodo de cicatrización de 3 meses, se demostró que existía la necesidad de ejercer una mayor torsión para retirar los implantes de titanio

comercialmente puro (promedio 14.9 Ncm), comparado con los implantes de Vitallium (promedio 11.7 Ncm). La fase histomorfométrica del estudio reveló que existía un mayor contacto del hueso con el metal en el caso de los implantes de titanio comercialmente puro (promedio 34.7%), comparado con los implantes de Vitallium (promedio 21.7%). Las diferencias en la topografía o biocompatibilidad de los metales o la combinación de estos dos factores, podrían explicar los resultados obtenidos en este estudio. (49)

Las cargas funcionales de la mandíbula producen estrésés tensionales y compresivos y el hueso se orienta acordemente a ellas. Además, se sabe que la mandíbula tiene una considerable flexibilidad de absorber fuerzas de masticación. Cuando un cuerpo extraño en la forma de un implante endóseo es colocado en esta flexible arquitectura ósea, es esencial que el defecto óseo sea tan pequeño como se pueda. La estructura de una jaula abierta así como el material de los implantes de cuerpo hueco (implantes ITI) producen ventajosas propiedades elásticas. Esto quiere decir que el contacto entre tejido óseo y la superficie del implante se mantiene bajo cargas funcionales. El hueso que crece a través de las perforaciones del implante funciona como un amortiguador de cargas y disminuye las fuerzas SHEAR entre el hueso y el implante. El riesgo de resorción del hueso a la presión después de la fase de cicatrización es altamente reducido. (7.50)

Una prueba mecánica de la capa superficial de plasma es donde en experimentos la capa superficial de plasma era separada del implante, bajo carga axial. demuestran que cuando se aplica correctamente, el procedimiento de la colocación de la capa

superficial de plasma produce una capa que es adecuadamente unida (soldada) al sustrato. Se encontró que la fuerza de separación era entre 75 y 90 N/mm (7,50)

Cap.4_Oseointegración_y_Biointegración

El fenómeno del contacto directo del hueso con el titanio, llamado oseointegración, fue reportado por primera vez por Leventhal en 1951. (10)

Branemark y colaboradores, fueron los primeros en señalar la posibilidad del anclaje óseo de los implantes bucales. (5,85) Branemark dice: "la oseointegración es una conexión funcional y estructural directa entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante que soporta cargas. (1,3,5,7,12,28,29,33,35,37,81,85)

A la oseointegración se la conoce también como una unión anquilótica. Histológicamente, la oseointegración se reconoce por la presencia de hueso regenerado en contacto a la superficie del implante. (1,3,5,7,12,15,28,29,33,35,37,81,85)

El concepto de biointegración fue introducido por primera vez por John F. Kay et al en el Journal. of Prosthetic Dentistry en 1997. (85) La biointegración fue definida como: " la unión bioquímica de hueso a la superficie de un implante que es independiente de un mecanismo de fijación mutua e identificable observándolo con microscopio electrónico. (81,85)

En 1981, R. Adell et al realizó un estudio durante un tiempo de 15 años (1965-1980) donde 2768 implantes tipo Branemark fueron colocados en 410 maxilares y mandíbulas edéntulas de 371 pacientes. A Todos los pacientes se les preparó prótesis removibles y fueron examinados en continuos controles anuales. Se concluyó que la oseointegración puede obtenerse en implantes colocados con una delicada técnica quirúrgica y se les permite cicatrizar sin cargas funcionales por periodos no menores de 3 a 4 meses en inferior y 5 a

de hueso en superior. En los maxilares superiores el 11% de los implantes originalmente colocados se mantuvieron estables y soportaron puentes después de 3 a 9 años. La continua estabilidad de los puentes fue desarrollada en el 39% de estos maxilares. En las mandíbulas el 91 % de los implantes originales fueron estables y soportaron puentes después de 5 a 9 años. Una continua estabilidad de los puentes fue obtenida en el 100% de estas mandíbulas. La principal pérdida ósea fue de 1.5 mm durante el periodo de cicatrización y en el primer año después de la conexión del pilar. Después únicamente 0.1mm del hueso marginal fue perdido anualmente en el grupo observado de 3 a 9 años. Los implantes y sus pilares fueron rodeados por tejido duro y suave que se mantuvo sano durante los 15 años. Los pocos implantes que se perdieron y los bajos valores de la pérdida principal del hueso marginal en el periodo del estudio indicaron que un pronóstico confiable pueda hacerse después de que haya pasado el primer año. Los puentes soportados en los implantes han demostrado estéticamente, fonéticamente y funcionalmente que pueden restaurar el sistema masticatorio de pacientes adéntulos a lo largo de 15 años. El método en todos los aspectos llena y sobrepasa las exigencias por la conferencia de Harvard en 1978. (28)

En 1982, A. Mishima et al realizó un estudio clínico con implantes de zafiro de óxido de aluminio demostrando lo siguiente: 1) Que los implantes de óxido de aluminio producen buenos resultados en todos los experimentos animales y casos clínicos. 2) Los implantes de zafiro deben tener una superficie de contacto mayor al hueso y la presencia de huesos se encontró de ser un importante factor promoviendo un crecimiento sano de tejido óseo a través de estos

huesos. Este diseño ayuda a distribuir el estrés mas uniformemente durante un mayor tiempo. 3) La alúmina porosa unida al monocristal único de zafiro produce excelentes resultados por tejido óseo penetrando internamente en los poros. (19)

En 1983, D.L. Koth et al realizó un estudio donde se colocaron 29 implantes de tornillo de zafiro monocristalino en la mandíbula de 18 pacientes. De estos implantes 23 fueron usados como pilares distales⁷ de dentaduras parciales fijas. Los parámetros utilizados para la evaluación clínica fueron: sangrado gingival, cantidad de placa, volumen del fluido crevicular, movilidad, estudio radiográfico y comodidad del paciente. Al final de un año del estudio proyectado a cinco años, el éxito clínico de los implantes sirviendo como pilares fue del 91%. El éxito a un año fue el mismo o mejor que el reportado por otros investigadores en el uso de implantes de lámina endóseos. (18)

En 1984, J.N. Kent et al realizó un estudio donde los hallazgos clínicos y radiográficos de 160 pacientes en un periodo de 8 años (1975-1983) de tres diferentes prácticas privadas tuvieron un éxito del 90.9%. El éxito se obtuvo debido a una cuidadosa selección del paciente, buena técnica quirúrgica, prótesis bien realizadas, dando una buena educación al paciente y una revisión continua de los pacientes. El criterio establecido en la conferencia de Harvard en 1978 fue usado para evaluar los resultados. (73)

En 1984, P.I. Branemark et al realizó un estudio donde se colocaron implantes en el maxilar de tres perros de manera que penetráran la pared del hueso de la cavidad nasal. Los perros fueron sacrificados un año después y el tejido suave y duro alrededor de los

implantes colocados fueron analizados. Estudios radiográficos e histológicos no demostraron ninguna reacción del tejido. Los implantes fueron todos integrados al hueso sin la formación de tejido fibroso en la interfase. Un total de 139 implantes que atravesaron el seno o cavidad nasal, fueron colocados en maxilares de 101 pacientes. 44 implantes penetrando en seno y 47 implantes penetrando la cavidad nasal fueron observados de cinco a diez años. El éxito fue de 70% y 72% respectivamente. Para 25 implantes penetrando en seno y 23 implantes penetrando la cavidad nasal que fueron observados de dos a cinco años, el éxito fue de 88% y 96% respectivamente. La pérdida en casi todos los casos clínicos ocurrieron durante los primeros dos años de funcionamiento. (70)

En 1984, R.V. McKinney et al realizó un estudio de implantes de zafiro monocristalino in situ en mandíbulas de perro con microscopio electrónico de barrido y se encontró que la topografía superficial de los tejidos libres de la encía son aparentemente normales y se relaciona perfectamente bien con la porción coronal del implante. La formación de el margen gingival libre y el surco crevicular se asemeja al que se observa alrededor de los dientes naturales y una transición del epitelio queratinizado estratificado escamoso de la encía libre, a las células no queratinizadas del epitelio del surco pueda demostrarse. Observaciones del epitelio de la parte más baja crevicular demostraron un canal de epitelio revuelto con proyecciones celulares superficiales; posiblemente relacionándose con un zona de contacto directo crevicular con el implante endóseo y contribuyendo con la formación de una zona donde se une al tejido. (68)

En 1986, I.A. Small y D. Yisiek realizaron un estudio retrospectivo donde 1,515 pacientes que tenían implantes de grapa fijado en placa ósea mandibular durante el periodo de 1968 a 1984. Los resultados indicaron que el 91.75% de las grapas estaban funcionando sin complicaciones, el 2.70% estaban funcionando bien siguiendo la reparación o el reemplazo; el 1.98% presentaban movilidad y pérdida de hueso requiriendo el uso de sobre-centaduras y el 3.57% han sido removidas. El promedio total de éxito fue de 94.84% de cinco a seis años y de 90.89% de diez a 16 años. (16)

En 1986, L.B. Lum y O.R. Beirne realizaron un estudio donde se determinó, si en realidad los implantes Core-Vent forman una interfase hueso-implante sin intervenir tejido fibroso. Los implantes Core-Vent fueron colocados en cuatro perros y la cicatrización fue evaluada histológicamente a 15,30,60 y 120 días después de la colocación. Se observó que creció hueso a través de las perforaciones y los implantes se pusieron en contacto con el hueso sin la intervención de una capa de tejido fibroso. (51)

En 1987, P.J. Henry realizó un estudio donde el microscopio electrónico de barrido y un análisis superficial de espectro fueron utilizados para comparar la microestructura de dos sistemas de implantes oseointegrados. Diez implantes de titanio puro (Biotes System) fueron comparados con diez implantes de aleación de titanio Ti-6Al-4V (Core-Vent Implant System). El sistema de implantes de titanio puro demostró un gran terminado superficial, geometría y composición. El sistema de implantes de aleación de titanio demostró una alta variabilidad e inconsistencia en el terminado de la superficie y composición. (24)

En 1997, M.S. Block et al realizó un estudio donde se compara la respuesta histológica de implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita, con dos tipos de implantes de titanio en perros. Los implantes que se utilizaron fueron los siguientes: 1) Implantes de titanio comercialmente puro con superficie lisa. 2) Implantes de titanio comercialmente puro con arenilla (superficie irregular). 3) Implantes de titanio comercialmente puro cubiertos con hidroxiapatita (Calcatite). Todos los implantes fueron cilíndricos y sin rosca. Los resultados obtenidos fueron que los implantes con superficie lisa y arenosa presentaron una capa de tejido suave entre el hueso y los implantes, aunque esta última superficie en menor cantidad. Una cercana aproximación de hueso a la superficie arenosa de titanio (oseointegración de adaptación) no se observó sino hasta los cuatro meses. Esta capa de hueso no fue continua del todo a los 10 meses. En el caso de los implantes cubiertos con hidroxiapatita demuestran que hay una biointegración donde hay una unión directa de hueso a la superficie de hidroxiapatita al mes. Hueso ya maduro se ha visto en los implantes cubiertos con hidroxiapatita a los cuatro meses. La unión del hueso con la superficie de hidroxiapatita aumenta la estabilización del implante en periodos más cortos. La unión de los implantes cubiertos con hidroxiapatita al hueso puede definirse como "biointegración". la cual se puede definir como la unión bioquímica del hueso viviente a la superficie de un implante que es independiente de cualquier mecanismo mecánico encadenado y que se puede identificar a nivel del microscopio electrónico. Esto es en contraste con la oseointegración, que se define como un contacto directo, a nivel de microscopio de luz, entre el hueso viviente y el

implante. Basándose en los hallazgos animales de este estudio, los implantes cubiertos con hidroxiapatita una superior unión al hueso, una reintegración en corto tiempo, una capa más completa de hueso laminar rodeando la cubierta y se presenta un mejor mantenimiento de la cresta ósea. (61)

En 1987, S.D. Cook et al realizó un estudio donde las características mecánicas de la interfase e histológicas del titanio comercialmente puro e implantes cubiertos con hidroxiapatita (CalciTak, Inc.) fueron investigados. El sistema de cubierta con hidroxiapatita desarrolló cinco a ocho veces la fuerza de la interfase, que los implantes de titanio comercialmente puro. Evaluaciones histológicas revelaron mineralización de hueso directamente sobre la superficie de los implantes cubiertos con hidroxiapatita, convirtiéndose parte de todo el sistema del implante. Los implantes sin cubierta tuvieron una delgada capa fibrosa entre el hueso y el implante en la mayoría de la zona de la interfase, con proyecciones de hueso en aposición a la superficie del implante en un determinado número de zonas. Los resultados de este estudio indicaron que los implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita pueden utilizarse para aplicarse como implantes dentales. (67)

En 1988, L.B. Lum et al realizó un estudio donde se compara la respuesta del hueso antes y después de cargarlos de los implantes Core-Vent y los implantes de Branemark a nivel del microscopio de luz usando un primate no humano como modelo. El estudio histológico reveló que ambos implantes desarrollan oseointegración y mantienen el contacto directo con el hueso después de 3 meses de carga oclusal. (72)

En 1989, D.A. Buzar et al. llevo a cabo un reporte donde se discuten los requisitos clinicos que condujeron al desarrollo del nuevo concepto de implante ITI. Este concepto consiste de un sistema de implantes de cilindros huecos y de tornillos huecos de una y dos piezas, con los cuales se pueden tratar la mayoría de las indicaciones en implantología oral. Los implantes de una pieza tienen como fin el ser utilizados en mandíbulas descentadas, como anclajes retentivos para reconstrucción de dentaduras dento-soportadas tipo barra. Los implantes de dos piezas tienen como fin el ser utilizados en maxilares parcialmente edéntulos como pilares para reconstrucciones de coronas y puentes. (52)

En 1989, H.W. Denissen et al. realizó un estudio a 11 años que fue conducido con implantes de hidroxiapatita puros e implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita. Un total de 102 implantes sumergibles de hidroxiapatita pura fueron colocados después de la extracción de dientes para mantener el volumen del proceso alveolar por su presencia física. 21 implantes bajo dentaduras parciales fijas y 51 de 81 implantes bajo dentaduras inferiores completas se mantienen bajo la mucosa. Un total de 71 implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita fueron conectados con superestructuras utilizando el método de dos fases. Modificaciones en el diseño y en la técnica de colocación de los implantes fue requerida. Este estudio a largo plazo indica que los implantes cilindricos de hidroxiapatita son dispositivos confiables como sustituto de raíces de dientes naturales que se unen directamente al hueso en lugar de simplemente osseointegrarse. (56)

En 1989, la compañía Interpore, junto con un laboratorio privado estudiaron el grado de disolución de las cubiertas superficiales de hidroxiapatita del sistema IMZ y los implantes Integrales (Integral Implants), cuando están sometidos a un medio ácido. Como resultado se observó que tanto la cubierta superficial de hidroxiapatita de los implantes IMZ como la de los implantes Integrales son sometidos a disolución cuando son expuestos a un medio ácido. Las diferencias en el grado de disolución de las cubiertas superficiales con hidroxiapatita entre el sistema IMZ y los implantes integrales no fueron estadísticamente significativos. Basándose en los resultados obtenidos se concluye que las cubiertas superficiales con hidroxiapatita deben utilizarse con precaución en pacientes que presenten las siguientes situaciones clínicas: 1) Colocación inmediata de zonas donde hubo extracciones. 2) Colocación en combinación con el procedimiento de aumento utilizando: Interpore 190 u otro material de hidroxiapatita, médula ósea y hueso congelado seco. 3) Procesos alveolares que no permitan las cubiertas superficiales con hidroxiapatita para ser totalmente sumergido en hueso autógeno. (77)

En 1989, M.S.Block et al realizó un estudio donde se evaluó la respuesta del hueso mandibular de perros con implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita e implantes de titanio con aleación de titanio (Ti-6Al-4V) (superficie lisa) sometidos a cargas. Los implantes fueron proporcionados por la compañía Geacite, Inc. Cuatro perros fueron parcialmente resdentados tanto en el maxilar como en la mandíbula. Dos implantes soportando prótesis individuales fueron colocadas en cada cuadrante. Se observaron los

implantes evaluándolos de 1 a 10 veces. Los implantes cubiertos con hidroxiapatita estadísticamente tuvieron significativamente una mayor cantidad de hueso en oposición a sus superficies axiales y apicales comparado con los implantes con arenilla. (20)

En 1989, R.L. Jensen et al menciona en base a estudios hechos por otros autores (Cook S.D., Thomas K.A., Magee P.P., DeGroot K., Kay J.F.) numerosos estudios en animales y humanos que han demostrado una superior fuerza de unión entre hidroxiapatita y hueso comparada con titanio y hueso. Kay, mencionado por Jensen, realizó estudios donde se demostró una mayor fuerza de unión entre la hidroxiapatita y el titanio que la del hueso por sí mismo. Cuando se utilizan fuerzas excesivas para examinar la fuerza necesaria para remover implantes integrados, las últimas evaluaciones de las cubiertas de hidroxiapatita más recientes demostraron todos los fracasos en el hueso, comparadas a trabajos menos recientes demostrando algunos fracasos en la cubierta o en la interfaz cubierta-metal. Jensen et al afirma que la cubierta superficial de hidroxiapatita puede mejorar el éxito de los implantes en situaciones que involucran el maxilar o en la parte posterior de la mandíbula donde disminuye la densidad ósea y se ha observado que el éxito de los implantes de titanio de tornillo a disminuido. La cubierta con hidroxiapatita también puede mejorar grado de éxito en situaciones donde en el antro del maxilar se han utilizado procedimientos de injertos (bone-grafting). (21)

En 1989, J.W Schweiger realizó un estudio donde implantes de titanio fueron colocados en las mandíbulas de perros que previamente habían sido irradiados a 60 Gy. Los resultados demostraron que la oseointegración fue desarrollada en la mitad de los especímenes

irradiados. Estudios en el futuro deben hacerse en una mayor escala utilizando animales más viejos y/o en diferentes modelos de animales. Un examen de pronóstico no invasivo es necesario que pueda predecir la habilidad del hueso irradiado para soportar la oseointegración. (91)

En 1989, D. Patrick et al llevó a cabo un estudio durante un periodo de cinco años (1982-1987), donde 1732 implantes dentales Cora-Vent fueron consecutivamente colocados en arcadas superiores e inferiores, parcial y totalmente edéntulas. De los 1732 implantes colocados, 1605 fueron descubiertos después de un periodo de 3 a 6 meses de cicatrización. Los implantes no oseointegrados fueron removidos y los implantes estables fueron puestos en función. Ninguna diferencia significativa de oseointegración se observó entre las arcadas superiores e inferiores, ya sea de pacientes parcial o totalmente edéntulos. Los implantes soportando coronas individuales en este estudio tuvieron un 100% de éxito tanto en el maxilar como en la mandíbula. Los implantes soportando puentes fijos tuvieron un 97.1% de éxito en el maxilar y un 97.6% en la mandíbula. La mayoría de los implantes que fracasaron lo hicieron durante el primer año de instalación. Arriba del 96% de los 1605 implantes desarrollaron y mantuvieron oseointegración durante este tiempo. (23)

En 1989, H.B Kay concluyó que el implante IMZ ha tenido resultados favorables como implante oseointegrado y clinicamente fácil de usar. Cuando la selección del paciente se escoge atinadamente, los resultados de la terapia han sido con éxito a largo plazo. El tiempo ha demostrado que el sistema IMZ se puede aplicar en una gran variedad de situaciones con éxito. (21)

En 1989, D. Dahlin et al realizó un estudio aplicando el principio de regeneración guiada de tejido. Un volumen óseo insuficiente puede ser un problema significativo en relación con los implantes dentales. Dicha técnica se caracteriza por su habilidad para producir hueso alrededor de los implantes de titanio. Implantes de titanio comercialmente puro de 10 mm (Nobelpharma, Gothenburg, Sweden) fueron insertados en la tibia de conejos. Alrededor de las partes expuestas del implante se colocó una membrana porosa de Teflón (Gore-Tex). Para así crear un espacio aislado para la osteogénesis y para prevenir el crecimiento del tejido blando hacia adentro. Los filamentos del implante fueron completamente cubiertos con cantidades significativas de nuevo hueso, en donde se había usado la membrana. Este estudio indica que la regeneración guiada de tejido es una técnica de reconstrucción quirúrgica que pueda ser utilizada para crear nuevo hueso alrededor de las partes expuestas de los implantes de titanio, en un medio clínico. (65)

En 1989, D. Thomson-Neal et al analizó los efectos de varios tratamientos profilácticos en implantes de titanio, zafiro y cubiertos con hidroxapatita. Los procedimientos profilácticos se realizaron con: 1) Raspadores de titanio de la marca Hu Friedy. 2) Unidad ultrasónica (Cavitron, Dentsply Int. Inc.). 3) Raspador ultrasónico (Titan-S, Syntex Dental Products). 4) Pulido abrasivo por aire (Prophy-Jet, Dentsply International Inc.). 5) Pulido con copas de mule (Pasta de profilaxis Nupro, Johnson & Johnson). Los procedimientos personales de higiene fueron: 1) Enjuagues bucales (Pericex). 2) Cepillado Interproximal (Proxabrush, John O. Butler Co). 3) Cepillo rotatorio (Interplak). 4) Cepillo rotatorio (Rota-dent). El

zafiro mostró los menores cambios. Los tres procedimientos que produjeron los mayores cambios en el zafiro fueron el Prophyl-Jet, Interdian y raspadores de titanio. Los implantes de titanio de lámina manufacturada comercialmente puro de Linkow son los segundos más resistentes a los cambios superficiales. Los procedimientos que produjeron los mayores cambios fueron el Cavitron, con el Titan-S y los raspadores de titanio ambos raspando la superficie. En los implantes de titanio comercialmente puro (Startanium) también el Cavitron y el Titan-S fueron abrasivos. En los implantes de titanio cubiertos con hidroxiapatita la mayor remoción de partículas fue evidente con el Cavitron y Prophyl-Jet. En conclusión, el agua, unidades ultrasónicas, así como también el Titan-S dejan aspera la superficie de los metales y zafiro y pueden provocar la retención de placa. De este estudio, se observó que el Rota-dent y el Peridex son seguros para la higiene en casa para la superficie de todos los implantes estudiados y las copas de hule con pasta para profilaxis fueron el menor procedimiento abrasivo utilizado en todos los implantes. (34)

En 1990, W. Becker, realizó un estudio donde se aplica el principio de regeneración guiada de tejido a implantes colocados en alvéolos donde se realizaron extracciones y para el tratamiento de osteoporosis de los implantes. El propósito de este reporte fue presentar técnicas quirúrgicas para mejorar la regeneración ósea después de la colocación de los implantes. Se describe un técnica quirúrgica que ofrece la posibilidad de lograr un colgajo que cubra los implantes que han sido colocados sobre implantes que han sido colocados en alvéolos donde se realizaron extracciones y son

sumergidos con un material de politetrafluoroetileno. Este reporte cubre cuatro casos distintos donde se concluye que el principio de regeneración guiada de tejido puede tener importantes aplicaciones en la implantología oral. (92)

En 1990, J.J. Dmytryk et al realizó un estudio donde se examinó la habilidad de los fibroblastos de unirse a la superficie de implantes de titanio puro, después de la instrumentación de la superficie del implante con curetas de composición distinta. Los implantes de titanio puro fueron tratados con curetas de plástico, de aleación de titanio y de acero inoxidable, y después sumergidas en una suspensión celular de 3T3 fibroblastos. Los conteos de las células unidas fueron hechas a las 24 y a las 72 horas; los implantes después fueron procesados para ser analizados en el microscopio electrónico de barrido. A las 24 horas, solo las superficies raspadas con curetas de acero inoxidable presentaron una significativa reducción en el número de células unidas. A las 72 horas, las superficies instrumentadas con curetas de acero inoxidable y de aleación de titanio presentaron una significativa minoría de células unidas, con una mayor reducción de unión de células observadas en las curetas de acero inoxidable sobre las superficies instrumentadas. Observaciones con el microscopio electrónico de barrido demostraron que los fibroblastos en las superficies instrumentadas con acero inoxidable tienden a presentar una morfología algo redonda, un grado relativo de reducción de desarrollo mientras que los fibroblastos en las superficies instrumentadas con plástico y aleación de titanio presentaron un buen desarrollo, una morfología poligonal. Estos

hallazgos pueden tener implicaciones clínicas para el propio mantenimiento de los implantes de dentales de titanio. (93)

En 1990, S.C. Fox et al realizó un estudio in vitro donde se comparó la aspereza de las superficies de los implantes de titanio puro después de ser raspadas con curetas de plástico, acero inoxidable y aleación de titanio, 30 veces en una extensión de 2 mm. Los instrumentos de plástico produjeron una insignificante alteración de la superficie del implante de titanio después de la instrumentación, mientras que los instrumentos metálicos alteraron significativamente la superficie del titanio. (94)

En 1990, J.N. Kent et al describe un estudio que por vez primera describe resultados clínicos de 772 implantes de titanio con cubierta de hidroxiapatita biointegrados (Integral implants) colocados en humanos con el periodo más largo de 5 años. El éxito obtenido fue del 95% durante los 5 años. (79)

En 1990, H.S. Malmstron et al reportó un caso donde describe la colocación de implantes oseointegrados en un paciente con un historial de parodontitis rápida progresiva. El estudio se realizó durante 12 años. Las secuelas post-operatorias de colocar implantes en una maxilar totalmente edéntulo y la mandíbula parcialmente edéntula fueron las peores vistas por el equipo de implantología en la Universidad de Emory. La hipótesis presentada es que los pacientes con formaciones agresivas de enfermedad parodontal deben someterse a una terapia mecánica y antimicrobiana para producir un sana flora oral antes de que cada implante sea colocado. (69)

En 1990, G.A. Zarb y A. Schmitt realizaron un estudio donde 46 pacientes edéntulos que tenían dentaduras tradicionales, fueron

tratados con implantes osseointegrados de acuerdo con la técnica quirúrgica descrita por P.I. Branemark. 174 implantes fueron colocados en 49 arcadas - 43 en mandíbula y 6 en maxilar. De los 4 a 9 años después de la colocación de los implantes, 144 o el 82.75% mantenían osseointegración. De los 262 implantes en su sitio durante más de 5 años, 232 o el 88.55% seguían integrados. El criterio desarrollado para el éxito de los implantes en este estudio describe lo favorable que es la técnica de Branemark. (27)

En 1990, R.J. Lazzara afirma que el reemplazo de un diente individual usando el implante tipo Branemark con pilar tipo UCLA permite la aplicación de una terapia de implante en muchas áreas nuevas de odontología clínica. Estos procedimientos son ahora predeciblemente exitosos y los pacientes, particularmente los parcialmente edéntulos se pueden beneficiar sin necesidad de comprometer su estética. (26)

En 1990, D. Buser et al realizó un estudio cuyo fin fue examinar el proceso de cicatrización alrededor de los implantes de titanio en la presencia de restos radiculares cuyo periodonto puede servir como recurso de células que pueden participar en el proceso de cicatrización. Implantes cilíndricos huecos de titanio con superficie pulverizada con plasma fueron colocados en la mandíbula de monos donde las porciones apicales de dientes previamente extraídos fueron retenidas. Después de un periodo de cicatrización de 12 meses, libre de cargas funcionales, los implantes con tejido alrededor de ellos fueron removidos y se analizaron los especímenes. Este reporte describe hallazgos histológicos de seis de estos implantes. Un análisis microscópico que en regiones donde los implantes estaban

terceros a las raíces dentales. Un ligamento periodontal se formaba alrededor de grandes porciones del implante. Además había una capa distintiva de cemento en la superficie del implante y un ligamento periodontal con fibras colágenas orientadas perpendicularmente a la superficie del implante, implantadas en el cemento en la superficie del implante como también en el hueso. Esta observación propone que puede lograrse una unión de ciertos implantes dentales con un periodonto simulando al que se encuentra alrededor de un diente normal. Además, estos hallazgos proporcionan las bases para estudios futuros en la regeneración de todos los componentes del aparato periodontal incluyendo al cemento, ligamento periodontal y hueso. (39)

En 1990, S. Nyman et al realizó un estudio donde se aplicó el principio biológico de la regeneración guiada de tejido, para regenerar hueso alveolar en conjunto con la colocación de implantes dentales de titanio enroscables perforados con superficie sulfurizada con plasma ITI. En un caso, se efectuó la osseointegración completa de un implante, por medio de la colocación de una membrana de teflón sobre un implante que había sido colocado en un alvéolo inmediatamente después de la extracción dental. En el segundo caso se utilizó el mismo principio biológico para aumentar el volumen (altura y ancho) de una cresta alveolar edéntula reabsorbida, para proveer dimensiones óseas adecuadas para la colocación de un implante. En ambos casos, parece que las membranas evitaron la repoblación del área perdida con células que no fueran las derivadas de los tejidos óseos circundantes. Estas dos aplicaciones diferentes del principio de regeneración tisular guiada sobre nuevas avenidas para la cirugía ósea reconstructiva. (61)

En 1990 C.A. Sabouni et al llevó a cabo un análisis comparativo. Mientras que los implantes IMZ se han utilizado en Europa desde 1977 con gran éxito, la pregunta que se hace, es que si también esto se puede lograr en E.U.A. Un análisis comparativo de datos a corto y a largo plazo reportados por nueve centros de E.U.A., indicaron el mismo nivel de éxito con pocos fracasos y fracturas del elemento intramóvil. Comparaciones a largo tiempo de Europa y E.U.A. mostraron un éxito del 98.0% y 97.1% respectivamente. (22)

En 1990, A. Kirsch y K. Ludwig Ackermann realizaron un estudio donde de septiembre de 1978 a diciembre de 1989 un total de 4269 implantes IMZ colocados en 1806 casos consecutivos para restaurar arcos parcial y totalmente edéntulos. Del número total de implantes colocados 459 implantes o el 10.8% de ellos se perdió su continuidad (por muerte del paciente, etc.). Si estos implantes se excluyen de el total de implantes colocados, 3810 implantes IMZ siguen el periodo de estudio. Durante el periodo reportado un total de 99 implantes IMZ fueron removidos principalmente debido a complicaciones con el tejido suave. Después de todo, el promedio total de éxito de los implantes colocados y estudiados durante este periodo de 11 años es de el 97.4%. (55)

En 1990, D.Buser et al realizó un estudio donde el propósito era evaluar la integración del tejido a implantes de titanio hechos intencionalmente no sumergibles colocados en una sola fase. Se ha postulado que la cicatrización de una herida en una zona sumergida cerrada es uno de los prerequisites para lograr la oseointegración de los implantes dentales. 100 implantes ITI fueron colocados en 70 pacientes parcialmente edéntulos. Después de un periodo de

estabilización sin carga alguna si por lo menos 3 meses. Los implantes fueron examinados. No se detectó movilidad o infección peri-implante en todos los implantes. Después cilindros prostéticos fueron colocados y se restauraron con dentaduras parciales fijas. A todos los pacientes se les examinó en periodos de 3 meses. Además los 100 implantes fueron reevaluados a los 12 meses. 99 implantes fueron considerados como exitosos, un implante falló. El implante que suada presentó una infección peri-implante. Los resultados de este estudio a corto plazo indicaron que los implantes ITI hechos intencionalmente no sumergibles presentan éxito en la integración al tejido. (59)

En 1991, W.B. Burchard et al evaluó, in vitro, la inserción de los fibroblastos gingivales a los implantes dentales con características superficiales diversas, tratadas con clorhexidina al 0.12%, fluoruro estañoso al 1.64%, o con solución salina esterilizada. Las muestras fueron divididas en tres grupos, cada uno compuesto de 18 implantes dentales. Cada grupo tenía una textura superficial diferente, es decir titanio liso, superficies atomizadas con polvo (plasma) de hidroxiapatita, o atomizadas con polvo (plasma) de titanio. Luego de la absorción de la película salival, se trataron seis implantes de cada grupo con clorhexidina, fluoruro estañoso o solución salina esterilizada. Los implantes fueron luego cultivados con fibroblastos por un periodo de 24 horas y se realizaron conteos celulares después de tomar fotografías a través del microscopio de barrido. El análisis de los resultados indica que el número de fibroblastos insertados en los especímenes tratados con solución salina o clorhexidina fue significativamente mayor que en aquellos tratados con fluoruro estañoso. Además, es más probable que los

histométricos se comparan en los especímenes con superficies ásperas que en los que presentan superficies lisas. (75)

En 1991, G. Schlisphake et al desarrolló un estudio cuyo propósito fue el de realizar una técnica de cuantificación histométrica automatizada de crecimiento óseo hacia el interior de los troncos de los implantes porosos: que pueda reducir los errores de determinación del volumen originados del espesor de los cortes histológicos. Se provee una deducción teórica y experimental, para el cálculo del espesor del implante y de la capa ósea, a partir de los niveles gris de las microradiografías fabricadas de cortes gruesos. El método que se presenta permite generar grandes cantidades de información histométrica rápidamente, mediante el uso de un sistema de video asistido por una computadora. Se sugiere la preparación histológica de los especímenes que permita la reconstrucción espacial del volumen del implante examinado y el análisis de la distribución tridimensional del crecimiento óseo hacia el interior. (76)

En 1991, L. Krump et al. realizó un estudio donde se reporta la seguridad y eficacia de la colocación de implantes endóseos en la región anterior de la mandíbula en el momento de las extracciones dentales con las alveolotomías radicales apropiadas (implantes inmediatos). Los resultados se compararon a un grupo de pacientes que sirvieron como controles. Los resultados positivos para el grupo por los implantes inmediatos fueron de 99.1%. La diferencia entre los dos valores no fue significativa a un nivel de $P < 0.05$. (89)

En 1991, J. Barzilay et al. reporta un procedimiento piloto sobre la colocación inmediata de un implante de titanio puro en un

alvéolo inmediatamente después de la extracción. El procedimiento convencional de la oseointegración aconseja esperar hasta doce meses para dar paso a la osificación de un alvéolo después de la extracción, antes de colocar un implante endóseo. En este estudio se investigó la posibilidad de colocar un implante de titanio puro directamente en el alvéolo, inmediatamente después de la extracción dental. Se colocó un implante de titanio puro, de 10 mm. de la casa Nobelpharma en el alvéolo que correspondía a un incisivo central de un mono de cola corta. Luego de un período de cicatrización de seis meses el implante fue puesto en función. El implante se oseointegró de acuerdo al análisis clínico y al histológico. Este estudio piloto indica que los implantes de titanio puro tienen el potencial de integrarse cuando son colocados inmediatamente después de la extracción de los dientes, lo cual justifica la necesidad de efectuar investigaciones adicionales. (90)

En 1991, D.E. Tolman et al reporta un estudio preliminar de seis años sobre la colocación de implantes endóseos colocados inmediatamente después de realizar extracciones dentales y alveoloplastias. La filosofía que predica la retención de los dientes naturales el mayor tiempo posible para permitir la preservación del hueso alveolar ha sido un concepto fundamental del tratamiento dental. Con la introducción de prótesis implanto-soportadas oseointegradas con buen pronóstico, se puede considerar la colocación de un implante inmediatamente después de la extracción dental. Se colocaron en 61 pacientes un total de 101 implantes de titanio de la casa Nobelpharma. Los resultados del tratamiento muestran que este procedimiento provee iguales resultados a aquellos con un mayor prove-

de los pacientes de los autoras en donde los alvéolos donde se realizaron las extracciones se dejaron cicatrizar completamente antes de colocar los implantes. (59)

En 1991, L. Zetterqvist et al realizó un estudio experimental donde se comparó el efecto de dos diferentes modalidades de tratamiento relacionadas con la integración de los implantes Frialit (implantes de Al2O3 cerámico) en el tejido. Se extrajeron los incisivos centrales superiores de diez monos. Inmediatamente después de realizara la exodoncia, en lugar de la extracción, se colocó un implante Frialit, penetrando la mucosa oral. El implante fue escogido al azar. En el lado contralateral, luego de la extracción, se colocó un implante Frialit de forma modificada, pero esta vez el implante fue dejado bajo el colgajo mucoperióstico. Ninguno de los implantes utilizados en este estudio fueron puestos en funcionamiento durante el período de observación. Después de los periodos experimentales de 1, 3, 6 y 8 meses, los implantes fueron evaluados y los monos fueron sacrificados. La evaluación histológica y la in situ no mostraron diferencias significativas entre las dos modalidades de tratamiento (sin poner en funcionamiento a los implantes). En ambos casos la cicatrización de los implantes fue normal y se logró la correcta integración del tejido. (60)

En 1991, U. Bragger plantea la radiografía digital de sustracción como un posible instrumento de diagnóstico para la investigación de implantes y para el monitoreo del paciente. Se ofrecen ejemplos de la aplicación de esta técnica, observando los cambios en la densidad peri-implantar, durante la fase temprana de cicatrización y durante la peri-implantitis inducida a base de

litaduras en el modelo animal. Por medio de casos adicionales se documenta la pérdida de densidad ósea peri-implantar asociada con una infección y el aumento en la densidad causada por la remodelación luego de la restauración funcional de un implante por medio de una sola corona. La radiografía digital de sustracción podría ser uno de los métodos más sensitivos no invasivos para determinar cambios tenues en la densidad de los tejidos peri-implantares, proporcionando así información diagnóstica adicional en los estudios referentes a la integración de tejidos implantares y a su mantenimiento. (74)

En 1991, T. Jemt et al realizó un estudio donde se colocaron 107 implantes dentales para soportar restauraciones de dientes individuales de 92 pacientes que participaron en una investigación multicéntrica perspectiva. Solo se perdieron tres implantes (2.8%) después de un año de función clínica. La mayoría de las restauraciones remanentes tuvieron buenos resultados estéticos debido al uso de componentes modificados. La encía se caracterizó por su aspecto sano alrededor de las coronas individuales, lo cual coincidió con las condiciones clínicas alrededor de los dientes permanentes. El problema más obvio que se presentó durante el primer año fue el aflojamiento de los tornillos de los pilares. Durante el periodo de observación se volvieron a apretar 26% de los tornillos retenedores de coronas, pero a medida que el estudio progresó los tornillos se aflojaron menos frecuentemente. (56)

En 1991, L.S. Lum et al realizó un estudio comparativo. Se ha indicado que el éxito a largo plazo de los implantes de hueso podría ser mejorado colocando los implantes basados en un protocolo quirúrgico consistente en dos etapas, para así permitir que el

implante desarrolla una interfase ósea directa en lugar de una interfase tisular fibrosa. Este estudio comparó en primados no humanos, las interfases de los implantes en los casos en que los implantes fueron cargados inmediatamente y en los casos en que se esperó. El segundo objetivo del estudio fue el de comparar los efectos de la cubierta de hidroxiapatita sobre la acción de cargar inmediatamente a los implantes, o cuando este hecho se demora. En los casos en que se demoró el funcionamiento de los implantes de cuchilla de titanio con y sin cubierta de hidroxiapatita; se pudo establecer su oseointegración. Este estudio también indica que los implantes de cuchilla cubiertos con hidroxiapatita pueden formar una interfase ósea directa aún cuando estos sean cargados inmediatamente después de su colocación, siempre y cuando que estos sean unidos a un diente natural firme. Los implantes utilizados para este estudio fueron implantes de la casa Calcitek, Inc. (57)

En 1991, J. Breme et al desarrolló un implante endóseo que daba permitir la oseointegración lo mismo que la fijación de tejido conjuntivo bajo carga funcional, imitando la unión de la dentición natural a hueso. Por esta razón, por medio de la unión a base de difusión se produjo una estructura de superficie especial consistente en alambre de titanio enrollado sobre un implante de titanio comercialmente puro. La medida de las propiedades mecánicas de la zona soldada es suficiente para la aplicación de implantes con estructura superficial, así como la fuerza tensional de el alambre de titanio enrollado es mayor que la medida de la fuerza fisiológica de masticación. Experimentos en animales se han iniciado. En investigaciones que se realicen después el implante enrollado se

fabricación de una aleación de TiTa20. Esta aleación proporciona mejores propiedades de fuerza y debido a su coeficiente térmico de expansión es similar al Al₂O₃. Una unión a base de difusión de la aleación a la alumina es posible. (59)

En 1991, D. Buser et al realizó un estudio donde se examinó por un periodo de tres años la integración tisular de los implantes ITI los cuales requieren un sólo procedimiento quirúrgico. Cincuenta y cuatro implantes fueron colocados en 38 pacientes parcialmente edéntulos. En el examen clínico de todos los 54 implantes después de un periodo de cicatrización de por lo menos 3 meses, no se detectaron signos de infecciones peri-implantares o de movilidad. Las radiografías tampoco presentaron signos de radiolucencias peri-implantares, y los implantes estaban en posiciones favorables para la restauración protésica. Luego de la incorporación de las restauraciones parciales fijas, los pacientes fueron examinados anualmente, e inscritos en un programa de mantenimiento de higiene con intervalos de 3 meses. El éxito o fracaso de los implantes se basó en un criterio pre-establecido. Después del periodo de 3 años de observación, se consideró que 51 de los 53 implantes (96.2%) presentaban una integración exitosa. Un paciente a quien se le había colocado un implante decidió abandonar el estudio. Dos implantes presentaron infecciones peri-implantares recurrentes y se clasificaron como fracasos tardíos. Estos resultados indican que los implantes ITI pueden alcanzar pronosticablemente una integración tisular exitosa, la cual se puede mantener por un periodo de por lo menos 3 años. (52)

En 1991, H.C. Wachtel et al realizó un estudio cuyo propósito fue el de evaluar la técnica de regeneración tisular guiada a nivel clínico e histológico, para la creación de nuevo hueso adyacente a implantes oseointegrados. Se modificaron implantes cilíndricos IMZ, prensados, de titanio con cobertura de plasma por medio de un disco atornillado sobre el implante. Después de la inserción del implante, el ensamblaje del disco con el implante fue cubierto con una membrana de politetrafluoroetileno expandida. En un grupo, el espacio por debajo de la membrana se relleno con granulos de hidroxiapatita; en el grupo de control no se utilizo a membrana. Los resultados clinicos e histologicos demuestran que el principio de la regeneración tisular guiada es aplicable a la osteogénesis en humanos.(54)

En 1991, C.M. Barnes et al realizó un estudio cuyo propósito fue el de determinar los efectos de un sistema de pulido abrasivo a base de aire sobre las diversas superficies de implantes. Se obtuvieron de las casas fabricantes, cuatro de cada uno de los tipos de implantes que se enumeran a continuación: Stryker DB (un implante de aleación de titanio), Denar Steri-Oss (un implante de titanio puro), IMZ (un implante con cuello de titanio puro pulido y cuyo cuerpo ha sido atomizado con plasma), y extensiones de implante transmucoso IMZ (titanio puro altamente pulido). Se colocaron cuatro muestras de cada tipo de material del que estaba fabricado cada implante (16 en total). en un grupo que incluía el tratamiento con un sistema de pulido abrasivo con presión de aire por 0.5, 1, 5 o 10 segundos. Tres examinadores que desconocían las condiciones de tratamiento analizaron las fotografías de cada muestra tomadas del

microscopio de barrido antes y después del tratamiento. Los examinadores determinaron si la abrasión de la superficie tratada era mayor, igual o menor a aquella del control antes del tratamiento. No se notaron diferencias perceptibles entre las fotomicrografías tomadas antes y después del tratamiento en cuanto a la integridad superficial de los materiales de los implantes. (66)

En 1991, M. Zablotsky et al colocó 56 implantes óseos cilíndricos en mandíbulas de perro, 12 semanas después de la extracción de todos los premolares y primeros molares mandibulares. En cada perro se colocaron ocho implantes, cuatro de estos cubiertos con 50 μ m de hidroxiapatita (HA), y cuatro tratados con arenilla y cubiertos con una superficie de titanio. Los lugares elegidos para la colocación de los implantes fueron modificados por medio de la creación de dehiscencias faciales estandarizadas, de 3 x 5 mm. La mitad de las dehiscencias fueron tratadas con una membrana expandida de politetra fluoroetileno modificada; el resto de las dehiscencias sirvieron como controles. Luego de ocho semanas de cicatrización, los animales fueron sacrificados y se efectuaron medidas para determinar en términos de porcentaje la reparación de las dehiscencias. En el grupo experimental en el cual se utilizó el principio de la regeneración tisular guiada (RTG) los implantes cubiertos con HA presentaron un relleno del 95.17% en promedio y los implantes tratados con arenilla tuvieron un relleno del 82.8%. Por otra parte los implantes que sirvieron de control presentaron un relleno del 55% y 39% en el grupo cubierto con HA y en el grupo tratado con arenilla respectivamente. Se encontraron diferencias significativas ($P < 0.05$) entre el grupo experimental y el grupo control donde se utilizó el

titonio: lo mismo para arena el grupo experimental y el control cubiertos con HA. La evaluación histológica descubrió un grado de reparación significativamente mayor en los implantes cubiertos con HA; al igual que una pérdida ósea significativa, asociada con las membranas expuestas clínicamente. Se concluye que dentro de los límites del estudio, el principio de la RTG es una opción aceptable para el tratamiento de los defectos asociados con los implantes dentales. (71)

En 1991, R.A. Jaffin y C.L. Berman realizaron un estudio donde se demostró que el hueso tipo IV puede llevar los implantes al fracaso. El pronóstico de los implantes de Branemark ha sido bien documentado. Un gran éxito en el maxilar y en la mandíbula en pacientes parcial y totalmente edéntulos puede esperarse. Una gran cantidad de factores pueden atribuirse a la etiología de la pérdida de implantes. El hueso tipo I, II, III ofrecen buena consistencia. El hueso tipo IV tiene una orteza muy delgada y pobre fuerza medular con baja densidad trabecular. El 90% de 1,054 implantes colocados fueron en hueso tipo I, II y III. Únicamente el 3% de estos implantes se perdieron; del 10% de los implantes colocados en hueso tipo IV, el 35% fracasaron. La determinación prequirúrgica de hueso tipo IV pueda ser un método para disminuir el fracaso de los implantes. (62)

En 1991, D.T. Altay et al colocaron cinco cápsulas de titanio en las mandíbulas de cinco perros. Tres cápsulas contenían imanes de Sm-Co y dos cápsulas estaban vacías. El propósito de este estudio fue el de determinar si estos campos magnéticos, tendrían algún efecto biológico sobre los tejidos óseos de los perros. Luego de 1413 meses, los animales fueron sacrificados y se removieron los

segmentos de tejido que contengan implantes, lo mismo que los segmentos del lado opuesto a los implantes para utilizar como control. Se efectuaron secciones de los especímenes, y no se reportaron hallazgos patológicos durante el examen microscópico. (63)

En 1991, D.E. Steflik et al realizó una investigación donde debido al aumento en el uso de sistemas de implantes dentales, se ha observado que también existe un aumento en el número de implantes extraídos de pacientes. Esta investigación intenta aclarar algunas causas determinantes implícitas en relación al fracaso de los implantes, utilizando el análisis a base de microscopio de luz. De esta manera es posible obtener información valiosa de los implantes extraídos de pacientes. El éxito de los implantes está basado en la selección apropiada del paciente, en el plan de tratamiento, en los procedimientos quirúrgicos cuidadosos, en el manejo protodéncico adecuado, y en el mantenimiento continuo de higiene oral. (64)

En 1991, A. Yukna realizó un estudio donde se comparó la colocación de implantes cubiertos con hidroxiapatita en alveolos frescos donde se realizaron extracciones con implantes colocados en zonas cicatrizadas adyacentes en 14 pacientes. Una documentación sistemática se obtuvo considerando la salud periodontal, nivel del hueso radiográficamente y estabilidad del implante a partir de la colocación, al descubrirlo y de los 8 a 24 meses después de cargarlos. No hubieron diferencias significativas en cualquier parámetro clínico entre los implantes colocados en los alveolos frescos y aquellos colocados en áreas cicatrizadas. La salud periodontal, el mantenimiento de los niveles de la cresta ósea y estabilidad de los implantes fue excelente para los implantes

colocados en ambas zonas de zonas receptoras. Los resultados de este estudio muestran que los implantes dentales cubiertos con hidroxiapatita pueden ser colocados con éxito en alveolos frescos donde se realizaron extracciones al igual que en zonas cicatrizadas. (87)

En 1991, T.W. Sudo et al realizó un estudio donde por medio de la transmisión lumínica y el microscopio electrónico de barrido se efectuó la evaluación de la osteointegración en las superficies extrínsecas de los implantes de titanio, tratados por medio de uno de los siguientes métodos: esterilización en autoclave, luz ultravioleta, o por descarga fulgurante con radiofrecuencia. Los implantes tratados con la luz ultravioleta y la descarga tuvieron una cicatrización más rápida en el período inicial de 5 semanas y 3 meses. A los 6 meses de cicatrización no se encontraron diferencias estructurales en la interfase hueso-implante entre los diferentes tratamientos. Se concluyó que el tratamiento de las superficies de los implantes a base de luz ultravioleta o por medio de descargas fulgurantes con radiofrecuencia, puede acortar el intervalo de tiempo entre la colocación del implante y su puesta en funcionamiento. (82)

En 1991, M. Gottlander y T. Albrektsson realizaron un estudio donde se colocaron implantes de titanio comercialmente puro, en rosca, cubiertos con hidroxiapatita (HA); en la metafisis de la tibia del conejo. En la pierna contralateral se colocaron implantes de titanio comercialmente puro, en tornillo, sin cubierta de HA, los cuales sirvieron de control. A los seis semanas y al año después de colocados los implantes, se analizaron histomorfométricamente aquellos que habían sido puestos en funcionamiento parcialmente.

Aunque no se consideró un hallazgo significativo, se observó un mayor contacto directo del hueso con los implantes cubiertos con HA después de 5 semanas de control. Un año después de la colocación de los implantes de control, de titanio comercialmente puro sin cubierta de HA, se pudo observar un contacto más directo del hueso con el implante, lo cual fue significativo. (36)

Conclusiones

Después de haber analizado parte de las investigaciones que se han realizado con los distintos materiales, podemos llegar a la conclusión, aunque no definitiva, que hasta ahora los implantes que han tenido mayor aceptación en general en cuanto su unión al hueso son los implantes de titanio comercialmente puro, implantes de aleación de titanio, implantes cubiertos con cubierta pulverizada de plasma, de implantes cerámicos de zafiro e implantes cubiertos con hidroxiapatita.

Existe mucha controversia entre los diferentes autores, los distintos tipos de interfase que se pueda presentar entre el hueso y los diferentes materiales utilizados para los implantes, pudiéndose presentar una fibrointegración, oseointegración o biointegración, dependiendo del material del implante.

Existen autores (15) que están a favor de una interfase de fibrointegración entre el implante y el hueso debido a que el tejido colágeno fibroso que se forma entre el hueso y la superficie del implante afirman que puede actuar como un ligamento parodontal y tener la capacidad de amortiguar las fuerzas. Hay autores (1,7,8,23,27,28,29,50,51,53,90) que no están de acuerdo con esto y afirman que es mejor que se lleve a cabo una oseointegración entre el implante y el hueso sin la intervención de tejido fibroso, desarrollándose así un contacto directo entre el hueso con el implante con el resultado de un mayor anclaje del implante al hueso existiendo así una mayor retención. Actualmente los implantes oseointegrados han tenido una gran aceptación debido a los buenos resultados que se han presentado en estudios, demostrando una buena

funcionalidad al ser colocados en boca curando varios años. Por los resultados ya descritos los implantes oseointegrados son los que se están utilizando con mayor éxito y en mayor cantidad en estos últimos años.

En cuanto a la biointegración que es la interfase que se presenta entre los implantes cubiertos con hidroxiapatita y el hueso se tienen menos estudios y son más recientes, aunque los resultados obtenidos en estos han sido muy satisfactorios, siendo aceptados por varios autores (1,29,36,67,73,79,80,81,85,86) demostrando una unión físico-química entre la superficie de hidroxiapatita del implante y el hueso. afirmando también que esta unión se lleva a cabo en menor tiempo y es más fuerte que una simple oseointegración. Por esto los implantes cubiertos con hidroxiapatita han sido utilizados recientemente con buenos resultados. Aunque falta por estudiar más este tipo de superficie ya que no se han realizado suficientes estudios que con los implantes fibrointegrados y los oseointegrados.

Bibliografía

- 1) R.V. McKinney, Jr. Endosteal Dental Implants. Mosby Year Book. 1991.
- 2) C.A. Babbush. The Dental Clinics of North America. Implants. V.24, No.3. W.B. Saunders Company. July 1980.
- 3) L.H. Guernsey. The Dental Clinics of North America. Reconstructive Implant Surgery and Implant Prosthodontics I. V.30, No.1. W.B Saunders Company. 1986.
- 4) L.H. Guernsey. The Dental Clinics of North America. Reconstructive Implant Surgery and Implant Prosthodontics II. V.30 No.2. W.B Saunders Company. 1986.
- 5) C.L. Berman. Clinicas Odontológicas de Norteamérica. Oseointegración. V.33. No.4. Editorial Interamericana. 1989.
- 6) G. Muratori. El Implante Endóseo. 1969.
- 7) A. Schroeder/ F. Sutter/ G. Krekeler. Oral Implantology Basics ITI Cylinder. Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. Thieme Medical Publishers, Inc., New York. 1991.
- 8) T. Albrektsson/ G.A. Zarb. The Branemark Osseointegrated Implant. Quintessence Publishing Co., Inc. 1989.
- 9) B.E. Balkin. Implant Dentistry: Historical Overview with Current Perspective. Journal of Dental Education. Vol. 52, No. 12. 1988. 683-685.
- 10) G.A. Niznick. Osseointegration. Destinations/Dental Issue. Summer 1986.
- 11) E.J. Greenfield. Implantation of Artificial Crown and Bridge Abutments. The Dental Cosmos. Historical Review. Int. J. Oral Implantology. Vol. 7 No. 2, 1991. 63-68.

- 12) M. J. Fagan, Jr. Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants. Year Book Medical Publishers, Inc. 1990.
- 13) T. Albrektsson/ B. Carl/ P. Worthington/ A.R. Eriksson. The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Vol.1, No.3. 1986. 11-25.
- 14) M.L. Perel. Dental Implantology and Prosthesis. J.B. Lippincott Company. 1977.
- 15) Sr. Alejandro González Blanco B. Terapia con Implantes. Revista adm. Vol. XLVII/5. 1990. 284-287.
- 16) I.A. Small/ D. Misiek. A Sixteen-year Evaluation of the Mandibular Staple Bone Plate. J. Oral Maxillofacial Surg. 44:60-66. 1986.
- 17) L.I. Linkow. Mandibular Implants. Glarus Publishing of Connecticut, Inc. 1978.
- 18) D.L. Koth/ R.V. McKinney/ Q.B Davis. The single-crystal sapphire endosteal dental implant. A longitudinal human study: One-year results. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol.50. 1983. 72-80.
- 19) A. Mishima/ T. Yamane/ H. Yamanouchi. Alpha Alumina Sapphire Implant: Clinical Development & Its Historical Background. This paper was presented at the 31st A.A.I.D. Convention in Las Vegas, November 1982.
- 20) A. Yamagami/ S. Kotera/ Y. Ehara/ Y. Nishio. Porous alumina for free-standing implants. Part I: Implant design and in vivo animal studies. The Journal of Prosthetic Dentistry. Japan.

- 21) H.B. Kay. Osseointegration - Beyond Tooth Replacement: The Intramobile Cylinder (IMZ) as a Stabilizing Abutment in Periodontal-Prosthesis. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. Vol.9, No.6. 1989. 395-416.
- 22) C.A. Babbush/ A. Kirsch/ K. Ackerman/ P.J. Mentag. The Intramobile Cylinder (IMZ) Two-Stage Osteointegrated Implant System with the Intramobile Element (IME): Short- and Long- Term Clinical Data. The Implant Report 1990. PP&A. Vol.2, No.5. 1990. 24-32.
- 23) D. Patrick/ J. Zosky/ R. Lubar/ A. Buchs. The Longitudinal Clinical Efficacy of Core-Vent Dental Implants: A Five-year Study. Journal of Oral Implantology. Vol.XV, No.2. 1989.
- 24) P.J. Henry. Comparative Surface Analysis of The Osseointegrated Implant Systems. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. Vol. 2, No. 1. 1987. 23-27.
- 25) M. Barrachina Mataix y R. Martínez Corría. Importancia de la Fase Quirúrgica en el Tratamiento con Implantes Osteointegrados. Revista de actualidad Estomatológica Española. AÑO XLVIII, Enero-Febrero 1988. Numero 370.
- 26) R.J Lazzara. Uso de los Implantes Osseo-Integrados para el Reemplazo de un Solo Diente. Artículo No. 7 de Educación Continua. Año 6 - No. 1. 1990.
- 27) G.A. Zarb and A. Schmitt. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: Surgical results. The Journal of Prosthetic Dentistry. Vol.63. 1990. 451-457.

- 29) R. Adell/ U. Lekholm/ B. Rockler and P.I. Branemark. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981. Vol.10. 387-416.
- 29) R.V. McKinney, Jr./ J.E. Lemons. *The Dental Implant. Clinical and Biological Response of Oral Tissues.* PSG Publishing Company, Inc. USA. 1985.
- 30) J.E. Lemons. Dental Implant Biomaterials. *JADA.* 1990. Vol. 121. 716-719.
- 31) T.G. Donlay and W.G. Gillette. Titanium Endosseous Implant-Soft Tissue Interface: A Literature Review. *Journal of Periodontology.* 1991. Vol.62. No.2. 153-159.
- 32) T.W. Budd. Microscopic Observations of the Bone/Implant Interface of Surface-Treated Titanium Implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 1991. Vol.6, No.3. 253-258.
- 33) The Sustain HA-Biointegrated Dental Implant System. Technical Monograph 8. Titanium Alloy vs. Unalloyed Titanium In Dental Implant Use.
- 34) D. Thomson-Neal/ G.H. Evans/ R.M. Meffert. Effects of Various Prophylactic Treatments on Titanium, Sapphire, and Hydroxyapatite-Coated Implants: An SEM Study. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 1989. Vol.9, No.4. 301-311.
- 35) T.S. Golec. What and When. *CDA Journal.* April 1987. 49-54.
- 36) M. Gottlander/ T. Albrektsson. Histomorphometric Studies of Hydroxylapatite-Coated and Uncoated CP Titanium Threaded Implants in Bone. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1991. Vol.6. No.4. 399-404.

- 37) S. A. Niznick. Osseo Odyssey. Reprint from Dental Management Letter. September 1986.
- 38) R.A. Eriksson and R. Adell. Temperature during Drilling for the Placement of Implants Using Osseointegration Technique. J. Oral Maxillofac. Surg. 1996 Vol.44. 4-7
- 39) F.A. Carranza. Periodontología Clínica de Glickman. Quinta edición. Nueva Editorial Interamericana. México. 1982.
- 40) J.F. Prichard. Enfermedad Periodontal Avanzada. Segunda edición. Editorial Labor, S.A. Barcelona España. 1971.
- 41) N.L. Clelland/ Y.H. Ismail/ H.S. Zaki/ D.Pipko. Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1991. Vol.6, No.4. 391-398.
- 42) M.E. Kinni/ S.N. Hokama/ A.A. Caputo. Force Transfer by Osseointegration Implant Devices. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1987. Vol.2, No.1. 11-14
- 43) I.P. van Rossum/ L.H. Braak/ C.D. Putter/ K. de Groot. Stress-absorbing elements in dental implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1990. Vol.64, No.2. 198-205.
- 44) E.A. McGlumphy/ W.V. Campagni/ L.J. Peterson. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989. Vol.62, No. 5. 586-593.
- 45) IMZ Intramobile Stress-Absorbing Element: Rationale vs. Reality. Letter to the Editor.
- 46) R.A. Kraut/ J. Dootson/ A. McCullian. Biomechanical Analysis of Osseointegration of IMZ Implants in Goat Mandibles and Maxillae. The

- International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6. No. 1. 127-128.
- 47) The Sustanon 40-Biointegrated Dental Implant System. Technical Monograph 9. Surgical Instrumentation and Implant Biomechanics.
- 48) R. Skalak. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989. Vol. 61. No. 6. 343-348.
- 49) O.S. Johansson/ L. Gennery/ T. Albrektsson. A Removal Torque and Histomorphometric Study of Bone Tissue Reactions to Commercially Pure Titanium and Vitallium Implants. The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 1991. Vol.6. No. 4. 427-441.
- 50) F. Sutter/ A. Schroeder/ D.A. Buser. The New Concept of ITI Hollow-Cylinder and Hollow-Screw Implants: Part 1. Engineering and Design. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1988. Vol. 3. No. 3. 161-172.
- 51) L.B. Lum/ O.R. Beirne. Viability of the Retained Bone Core in the Core-Vent Dental Implant. J. Oral Maxillofacial Surg. 1986. 44:341-345.
- 52) D.A. Buser/ A. Schroeder/ F. Sutter/ N.P. Lang. The New Concept of ITI Hollow-Cylinder and Hollow-Screw Implants: Part 2. Clinical Aspects. Indications, and Early Clinical Results. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1988. Vol. 3. No. 3. 173-181.
- 53) L. Buser/ H.P. Weber/ G. Bragger/ J. Palstiger. Tissue Integration of One-Stage ITI Implants: 3-Year Results of a Longitudinal Study With Hollow-Cylinder and Hollow-Screw Implants. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6. No. 4. 405-412.

- 54) H.C. Wachtel/ A. Langford/ J-P Bernimoulin/ P. Reichart. Guided Bone Regeneration Implants in Humans. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 2. 127-135.
- 55) A. Kirsch/ K.L. Ackermann. An Eleven Year Retrospective Analysis of the IMZ Implant System. 1990.
- 56) T. Jant/ W.R. Laney/ D. Harris/ P.J. Henry. Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacements: A 1-Year Report From a Multicenter Prospective Study. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 1. 29-36.
- 57) L.B. Lum/ O.R. Beirne/ D.A. Curtis. Histologic Evaluation of Hydroxylapatite Coated Versus Uncoated Titanium Blade Implants in Delayed and Immediately Loaded Applications. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 4. 456-462.
- 58) J. Brene/ B.d'Hoedt/ W. Schulte/ V. Wadewitz. Contribution to the Functional Surface Structure of Endosseous Implants. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 1. 37-41.
- 59) D. Buser/ H.P. Weber/ N.P. Lang. Tissue integration of non-submerged implants. Clin. Oral Impl. Res. 1990. Vol. 1. 33-40.
- 60) L. Zetterqvist/ G. Anneroth/ A. Nordenram. Tissue Integration of Al₂O₃-Ceramic Dental Implants: An Experimental Study in Monkeys. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 3. 285-293.
- 61) S. Nyman/ N.P. Lang/ D. Buser/ U. Bragger. Bone Regeneration Adjacent to Titanium Dental Implants Using Guided Tissue Regeneration: A Report of Two Cases. Int J. Oral Maxillofacial Implants. 1990. Vol. 5, No. 1. 9-14

- 62) R.A. Jaffin/ C.L. Berman. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis. Journal of Periodontology. 1991. Vol. 62, No. 1. 2-4.
- 63) O.T. Altay/ T. Kutkum/ O. Koseoglu/ S. Tanyeri. The Biological Effects of Implanted Magnetic Fields on the Bone Tissue of Dogs. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 3. 345-349.
- 64) D.E. Steflik/ R.V. McKinney/ A.L. Sisk/ G.R. Parr/ B.L. Marshall. Dental Implants Retrieved From Humans: A Diagnostic Light Microscopic Review of the Findings in Seven Cases of Failure. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 2. 147-153.
- 65) C. Dahlin/ L. Sannerby/ U. Lekholm/ A. Linde/ S. Nyman. Generation of New Bone Around Titanium Implants Using a Membrane Technique: An Experimental Study Rabbits. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1989. Vol. 4; No. 1. 19-25.
- 66) C.M. Barnes/ L.S. Fleming/ L.A. Muenninghoff. An SEM Evaluation of the In-Vitro Effects of an Air-Abrasive System on Various Implant Surfaces. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 6, No. 4. 463-469.
- 67) S.D. Cook/ J.F. Kay/ K.A. Thomas/ M. Jarcho. Interface Mechanics and Histology of Titanium and Hydroxylapatite-Coated Titanium for Dental Implant Applications. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1987. Vol. 2, No. 1. 15-22
- 68) R.V. McKinney, Jr/ D.E. Steflik/ D.L. Koth. Ultrastructural Surface Topography of the Single Sapphire Endosseous Dental Implant. Oral Implantology. 1984. Vol. XI, No. 3.
- 69) H.S. Malmstrom/ M.E. Fritz/ D.P. Timmis/ T.E. Van Dyke. Osseo-Integrated Implant Treatment of a Patient With Rapidly Progressive

Periosteitis. *Journal of Periodontology*, 1990. Vol. 61, No. 7, 391-398.

70) P.L. Branemark/ B. Adell/ T. Albrektsson/ L. Lekholm/ G. Lindstrom/ E. Rockler. An Experimental and Clinical Study of Osseointegrated Implants Penetrating the Nasal Cavity and Maxillary Sinus. *J. Oral Maxillofacial Surg.* 1984. 497-505.

71) V. Izbitsky/ R. Jeffert/ R. Caucill/ G. Evans. Histological and Clinical Comparisons of Guided Tissue Regeneration on Dehided Hydroxylapatite-Coated and Titanium Endosseous Implant Surfaces: A Pilot Study. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*. 1991. Vol. 6, No. 3. 294-303.

72) L.S. Lun/ D.R. Beirne/ M. Dillingas/ T.A. Curtis. Osseointegration of two types of implants in nonhuman primates. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988. Vol. 60, No. 6.

73) J.N. Kent/ D.J. Misiak/ H. Silverman/ K. Rotskoff. A Multicenter Retrospective Review of the Mandibular Staple Bone Plate. *J. Oral Maxillofacial Surg.* 1984. Vol. 42. 421-428.

74) U. Bragger/ M. Bürgin/ N. P. Lang/ D. Buser. Digital Subtraction Radiography for the Assessment of Changes in Peri-Implant Bone Density. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*. 1991. Vol. 6, No. 2. 160-166.

75) J.S. Burzard/ G.M. Good/ G.L. Drisko/ W.J. Killoy. The effects of chlorhexidine and Stannous Fluoride on Fibroblast Attachment to Different Implant Surfaces. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*. 1991. Vol. 6, No. 4. 418-426.

76) H. Schliepshaker/ L. Klotz/ F.W. Neukam. Automated Microdensitometric Quantification of Bone Ingrowth Into Porous

- Implants. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1991. Vol. 1, No. 2, 168-176.
- 77) Dr. A. Kinson. A Comparative Analysis of the Hydroxylapatite Coating of the IMZ and Integral Implants. Technical Bulletin. 1990
- 78) R.L. Jensen/ J.H. Jensen/ J.T. Krauser/ J.K. Schulte. Hydroxylapatite Coated Dental Implants. Reprinted from Northwest Dentistry. 1989. Vol. 68. No. 45.
- 79) J.N. Kent/ M.S. Block/ I.M. Finger/ L. Guerra/ H. Larsen/ D.J. Misiak. Biointegrated hydroxylapatite-coated dental implants: 5-year clinical observations. JADA. 1990. Vol. 121. 138-144.
- 80) M.S. Block/ I.M. Finger/ M.G. Fontenot/ J.N. Kent. Loades Hydroxylapatite-Coated and Grit-Blasted Titanium Implants in Dogs. Int. J. Oral Maxillofacial Implants. 1989. Vol. 4, No. 3. 219-225.
- 81) M.S. Block/ J.N. Kent/ J.F. Kay. Evaluation of Hydroxylapatite-Coated Titanium Dental Implants in Dogs. J. Oral Maxillofacial Surg. 1987. Vol. 45. 601-607.
- 82) P.D. Ledermann. El nuevo tornillo Ledermann. Quintessence (Ed. Española) 1989. Vol. 2. No. 1
- 83) L.I. Linkow. Without Dentures. The Miracle of Dental Implants. Compact Books. Hollywood, Florida. 1987.
- 84) The Sustain-HA Biointegrated Dental Implant System. Technical Monograph 2. Mechanical Testing Demonstrating Biointegration. Technical Monograph 4. Chemical and Physical Characteristics.
- 85) The Sustain-HA Biointegrated Dental Implant System. Technical Monograph 1. Background: Osseointegration vs. Biointegration.

- 85) M.W. Lonissen/ W. Walk/ G.A.P. Valchuis/ A. van der Hoff. Eleven-year study of hydroxyapatite implants. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1989. Vol. 61. 706-712.
- 87) Raymond A. Yunka. Clinical Comparison of Hydroxyapatite-coated Titanium Dental Implants Placed in Fresh Extraction Sockets and Healed Sites. Journal of Periodontology. 1991. Vol. 62. No. 7. 468-472.
- 88) J.L. Krump/ B.G. Barnett. The Immediate Implant: A treatment Alternative. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1991. Vol. 6. No. 1. 19-23.
- 89) D.E. Tolman/ E.E. Keller. Endosseous Implant Placement Immediately Following Dental Extraction and Alveoloplasty: Preliminary Report With 6-Year Follow-up. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1991. Vol. 6. No. 1. 24-28.
- 90) I. Barzilay/ G.N. Graser/ B. Iranpour/ J. R. Natiella. Immediate Implantation of a Pure Titanium Implant Into Extraction Socket: Report of a Pilot Procedure. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 1991. Vol. 6. No. 3. 277-284.
- 91) J.W. Schweiger. Titanium implants in irradiated dog mandibles. The J. of Prosthetic Dentistry. 1989. Vol. 62. 201-205.
- 92) W. Becker/ B.E. Becker. Guided Tissue Regeneration for Implants Placed into Extraction Sockets and for Implant Densities: Surgical Techniques and Case Reports. The Int. J. Periodontics and Restorative Dentistry. 1990. Vol. 10. No. 5. 377-391.
- 93) J.J. Smytryk/ S.C. Fox/ J.D. Moriarty. The Effects of Scaling Titanium Implant Surfaces with Metal and Plastic Instruments on Cell Attachment. J. of Periodontology. 1990. Vol. 61. No. 3. 491-496.