

CONDICIONES Y FUNDAMENTOS GENERALES DE LA CARGA INMEDIATA SOBRE IMPLANTES

DRA. ALEJANDRA ANGLES

Miembro del Servicio de Implantología del A.A.O.

RESUMEN

En la actualidad, los cambios en el tratamiento de la superficie y diseño de los implantes, gracias a la capacidad del hueso de adaptarse a las cargas aplicadas a través de la morfología y de la densidad de las trabéculas (llamado turnover fisiológico), hace que, con adecuados diagnósticos y técnicas quirúrgicas-protésicas, la carga inmediata sea una opción que no difiere significativamente en el éxito o fracaso de los implantes de carga diferida.

PALABRAS CLAVE implantes, carga inmediata, estabilidad inicial, micro movimientos, osteointegración, conexión cónica.

ABSTRACT

The ability of bone to accommodate the loads applied by the morphology and density of trabeculae (called physiological turnover), along with changes in the treatment of the surface and design of the implants make currently adequate diagnostic and surgical-prosthetic techniques, immediate loading is an option that does not differ significantly in the success or failure of the implant afterloading.

KEYWORDS implants, immediate loading, initial stability, micro movements, osseointegration, conical connection.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas óseas sometidas a movimientos cíclicos se curan en tiempos más breves que aquellas no estimuladas (Goodship A y Kenwright J. 1985, Kenwright. J. et al, 1991).

Estos principios de la traumatología fueron aplicados a la implantología y comprobados en muchos estudios por grupos de científicos de diversas partes del mundo.

La densidad ósea disminuye por falta de función luego de la pérdida de una pieza dental. También sucede en las piezas dentarias que no ocluyen, como lo demostró Orban en su estudio sobre la disminución en el patrón óseo trabecular alrededor de un molar superior sin oclusión, comparado con su contra lateral en contacto oclusal.

Hay evidencia de mayor pérdida ósea en diversos sitios edéntulos, respecto a los sitios rehabilitados mediante implantes funcionando porque esta funcionalidad permite una soldadura óptima al tejido óseo (Reddy *et al* 2002)

El período sin carga fue establecido sobre una base empírica por la escuela sueca.

En los inicios de la implantología, los implantes cargados prematuramente mostraban interposición de tejido fibroso entre el hueso y el implante.

Linkov II *et al*, ya en 1977, pregonaban que la carga precoz o inmediata de moderada intensidad constituía un factor favorable a la oseointegración, acelerando la respuesta del tejido en la fase de cicatrización.

Rubin, McLeod K. en 1994, sostienen que una estimulación mecánica de 1 o 2 hz., provoca una leve deformación elástica y así, estimula la osteogénesis.

Estudios de Frost (Frost H.C. 1987, 1997) hablaban de las propiedades mecánicas del tejido óseo y la capacidad de adaptarse a las cargas, a través de la morfología y de la densidad.

Carga inmediata

El Consensus Conference de Barcelona (2002) considera carga inmediata a la que se realiza el día de la colocación de los implantes. El Consensus Conference Gaastad (2003), hasta 48 horas después. Todavía se sigue discutiendo el concepto de carga inmediata y precoz.

Los tiempos y conceptos son mayormente aceitados:

- Carga precoz: la que entra en función entre las 6 a 8 semanas
- Carga oclusal inmediata: entra en función a las 48 horas- mes
- Carga no oclusión inmediata: sin contacto ni función oclusal

Bases biológicas de la carga inmediata

La **osteointegración** es la rígida fijación, clínicamente asintomática, de un material heteroplástico al hueso.

Conocer la secuencia de cicatrización del hueso alrededor de los implantes es fundamental para elaborar criterios de cara a diseñar las pautas de la carga, no el tipo de prótesis, que es anterior a la planificación quirúrgica.

La cicatrización peri-implantaria del hueso se traduce en una osteogénesis de contacto por crecimiento óseo en la superficie del implante, que se puede subdividir en tres fases distintas.

Histología en la carga inmediata

Fases de la osteointegración

La primera fase u **osteokonducción** consiste en la migración de células osteogénicas diferenciadas a la superficie del implante a través de un andamiaje temporal de tejido conectivo. El anclaje de ese andamiaje a la superficie del implante depende del diseño de la superficie del mismo.

La migración celular se produce sobre el coágulo de fibrina y se detiene cuando empiezan a formar la matriz ósea. A superficies rugosas tridimensionales, el mecanismo de adhesión y la disposición es en la de la red; en las superficies lisas, es paralela a la superficie.

El diseño del implante influye en el fenómeno de osteokonducción mediante el mantenimiento del andamiaje a través del cual llegan las células. El incremento de la superficie por tratamiento de ácido y *blasting* aumenta el área para la fijación de la fibrina. La composición química de la superficie de los implantes también aumenta la absorción y retención de macromoléculas del medio biológico, potencian-do la osteokonducción.

La segunda fase, la **formación de hueso nuevo**, consiste en una interfase de matriz mineralizada que se deposita en la superficie del implante. El hecho de que el hueso pueda yuxtaponerse a una superficie de implante por diferentes mecanismos, explica que no pueda existir una descripción universal de la interfase hueso-implante.

Las células osteogénicas diferenciadas, a su llegada, segregan inicialmente una matriz orgánica sin colágeno que proporciona zonas de nucleación para su posterior mineralización con calcio y fósforo. En esta fase aumenta la secreción de osteopontina y sialoproteína ósea.

El periodo de mayor riesgo para los implantes es el comprendido entre la segunda y la cuarta semana después de su colocación. En este periodo decrece temporalmente la estabilidad primaria lograda mediante el atornillado al hueso, porque los osteoclastos comienzan el proceso de reabsorción ósea. La etapa de formación del nuevo hueso en el que los osteoblastos aportan nuevos contactos óseos no está lo suficientemente avanzada para proveer al implante de gran estabilidad secundaria o bioestabilidad.

La tercera fase, o de **remodelación ósea**, ocurre a partir del tercer mes, con la aparición de osteoclastos y estructuras vasculares que nutren y son acompañadas de células perivasculares que rellenan la matriz orgánica, con láminas concéntricas de hueso, lo que da lugar a las osteonas. Es un proceso muy importante en la estabilidad a largo plazo del fenómeno de osteointegración.

La carga funcional convencional recomienda un periodo libre de carga de tres a seis meses después de la inserción de los implantes, dependiendo de si es en la mandíbula o en el maxilar superior. Estos conceptos evolucionan a los de carga precoz e inmediata.

Los estudios clínicos demuestran que es posible conseguir la osteointegración con menor tiempo de tratamiento.

Primero se consideró que la interposición de tejido fibroso era positiva. Luego se vio que, en el tiempo, llevaba a complicaciones. (Branemark *et al*, 1969; Unthoff H.K., 1978; SchazerJ. *et al*, 1975). A la carga precoz se la consideraba deletérea porque la interposición de tejido fibroso provoca excesivos micro-movimientos en la interfaz, afecta la estabilidad del implante e induce a la diferenciación de elementos estaminales en fibroblastos antes que en osteoblastos (Unthoff and Germain J.P., 1975).

Diferentes estudios rechazaron esta conclusión (Deportes D.A. *et al* 1986, 1986, 1988, 1990; Sagara m. *et al.*, 1993; Akatawa Y. *et al*, 1993.

Actualmente se acepta que, cargando adecuadamente los implantes, no hay diferencia significativa en los porcentajes de éxitos y fracasos con respecto a los implantes de carga diferida.

Existen numerosos estudios que demuestran que los implantes con buena estabilidad inicial, tras su adecuada puesta en función, la mantienen.(6)

Implantes con bajos valores de estabilidad después del primer o segundo mes de carga inmediata tienen un alto riesgo de fracaso.(7,8)

Cierto grado de micromovimiento es beneficioso para la estimulación de los osteoblastos, el hueso responde favorablemente a las cargas compresivas. Estudios experimentales encontraron entre un 60 y 80% de contacto hueso-titanio en la superficie de los implantes cargados de forma inmediata. Sin embargo, la prevención del micromovimiento es crítica para evitar la formación de tejido fibroso alrededor del implante, no debiendo ser mayor de 50 o 100 μm . rangos de movimiento superiores a 150 μm pueden comprometer la osteointegración. (9,10) En muchas ocasiones los protocolos clásicos de carga de implantes no satisfacen las exigencias de los pacientes por lo que la carga inmediata supone una importante línea de investigación en la implantología.

Ventajas

- La posibilidad de tener dientes fijos inmediatamente
- No es necesario usar prótesis removibles
- Funcionales
- Estética
- Mejora la autoestima del paciente
- Permite hacer y terminar todo el proceso de una sola vez

Desventajas

- Hasta el momento es para algunos casos que puedan reunir las condiciones de garantizar la mayor probabilidad de éxito.

Contraindicaciones generales

- 1) Anamnesis para evaluar:

Hábitos incompatibles con implantología: drogadicción, ejecución de instrumentos de viento, mala hi-

giene, tabaquismo, alcoholismo.

Enfermedades generales, alteraciones fisiológicas o metabólicas conocidas por el paciente que afecten la osteointegración o los factores osteogénicos: embarazo, diabetes, enfermedades sanguíneas, osteoporosis, alteraciones hormonales, trastornos en médula ósea, quimioterapia o radioterapia, otras enfermedades de huesos, hipocalcemia.

Luego de la anamnesis se realizarán:

- 2) Estudios de los factores sanguíneos.
- 3) Análisis clínico: bruxismo- parafunción.
- 4) Radiografía panorámica y tomografías computadas de las zonas a implantar: analizar sitio del implante libre de infecciones, quistes, tumores o alteraciones de las imágenes del hueso y medición.
- 5) Estudios sobre modelos para ver la oclusión y anatomía del sitio de implante: ancho cotejado con TAC, tipo de cargas durante la función, mordidas cruzadas, mordida profunda. Confección de guía quirúrgica.

Contraindicaciones locales

1. Tipo de hueso muy blando, tipo IV
2. Bruxismo
3. Maloclusiones complejas – mordidas cruzadas unilaterales o céntrica larga

Indicaciones

1. Paciente en buen estado de salud
2. Rebordes óseos normales en espesor y altura y con hueso para implante no menor de 10 mm. de alto
3. Buena densidad ósea
4. Estabilidad inicial del implante durante su inserción
5. Implantes de plataforma regular con superficie tratada
6. Si son varios implantes, deben ser ferulizados con las prótesis provisionarias

Factores claves para la osteointegración en carga inmediata

1. Biocompatibilidad
2. Sitio del implante
3. Diseño y superficie del implante
4. Técnica quirúrgica
5. Condiciones de la carga
6. Dieta

1-Material Biocompatible

Material o sustancia natural, sintética o combinada que, en contacto con tejido vivo o fluidos orgánicos, no afecta en forma adversa a los constituyentes biológicos del organismo.

Pueden ser:

1. Bioinertes
2. Biotolerables: aluminio, cromo, titanio.
3. Bioactivos: biovidrios, vitrocerámicos
4. Cerámicas de fosfato de calcio (entre ellas hidroxapatita sintética)

2- Sitio del implante

Libre de procesos infecciosos.

Cantidad: volumen de los rebordes

Calidad: Como anteriormente menciono, la estabilidad primaria es el factor de éxito que más influye en la osteointegración. El tipo de hueso es fundamental por la estabilidad primaria que provee y por la distribución de tensiones provocadas en la función. La clasificación de Linkov nos da cuatro tipos óseos: I-II-III-IV. (4, 5 y 7)

La carga inmediata en la tuberosidad no es recomendable porque el hueso es muy esponjoso en esta región y en el maxilar superior en general. Se ha de tener el mayor cuidado diagnóstico respecto de la densidad para escoger o descartar esta posibilidad.

Para el protocolo Ilapeu en maxilar inferior, plano óseo de la región mentoniana, el hueso ideal es tipo II, pino blanco. En general se consideran óptimo el tipo II y III porque en esta zona nos encontramos con tablas de hueso muy compacto con trabeculado denso, sobre todo en la sutura media y la gruesa cortical de la sínfisis (11)

La calidad del hueso nos dará las propiedades biomecánicas (dureza y módulo de elasticidad) del hueso.

La carga inmediata es para el tipo I o II, según coincide la bibliografía hallada, más allá de las complicaciones clínicas que suelen comentarse en casos clínicos con el hueso tipo I por la insuficiente vascularización. (6,7)

El hueso tipo II tiene una combinación entre cortical densa (más delgada que el tipo I) y un trabeculado con trama de menor densidad en su interior. Posee suficiente cantidad de vasos sanguíneos, no necesita tratamientos especiales para la colocación de

implantes, aporta una buena estabilidad primaria y presenta la mejor cicatrización; es el más apto para esta técnica.

En el hueso tipo I los implantes deben ser autorros-cantes ya que si no, tenderán a trabarse en el hueso. En este hueso habrá que colocar implantes cilíndricos de paredes paralelas ya que generan menos compresión sobre las paredes óseas y cuidar el correcto fresado. En este tipo de hueso hay buena estabilidad primaria y gran área de contacto, por lo que sería apto también para la carga inmediata, además permite colocar implantes más cortos. (9, 10)

De la bibliografía consultada pocos autores dicen que la contraindicación es solo para la clase IV.

La evaluación por TAC o por la imagen radiológica de la densidad no es precisa, son observaciones que nos inducen a un diagnóstico posible, hasta llegar a la cirugía.

3-Condicion de la carga

La carga con la restauración provisional se deberá realizar antes de 48 horas. (14)

Antagonistas

Biotipo

Tipo de antagonista

Tipo de oclusión

Se debe trabajar la oclusión sin grandes intercuspidaciones, eliminando los contactos excursivos y se deben evitarán los cantilevers. (10)

Entidad de la carga

Desde el punto de vista mecánico, según un artículo publicado por el ingeniero Ken Keating en Agosto del 2001, las fuerzas que actúan sobre una prótesis implanto soportada pueden ser: verticales, inclinadas (se resuelven en dos componentes, uno horizontal y otro vertical), fuerzas laterales y de torsión. Estas fuerzas varían en intensidad de acuerdo a la localización en la boca. Las fuerzas verticales tienden a ser mayores en las regiones posteriores (aproximadamente unos 800N; Van Eijden, 1991) y las fuerzas laterales son de unos 20N. En los sectores anteriores son verdaderamente apreciables los componentes laterales de las fuerzas inclinadas. La parte más débil del sistema de implantes se presenta en la unión entre la fijación intra-ósea y el pilar protésico, sea el

tornillo de fijación o un cono Morse. El estudio físico de distribución de fuerzas indica que, si la carga es axial en el eje central del implante, las fuerzas que recibe la parte protésica se transmiten directamente a la fijación y de aquí al hueso. Las fuerzas axiales no son favorables, pero nunca hay fuerzas axiales puras en boca y son nocivas porque serán absorbidas totalmente por la parte más débil del sistema, la conexión pilar-implante, aumentando drásticamente las posibilidades de fractura. Este es el principio que dicta que la carga inmediata se practique con conexión conométrica.

En un implante de tipo Branemark de 3,75 mm de diámetro, el tornillo de fijación tiene un diámetro de 1,4 mm y un área de corte de 1,54 mm². El ingeniero Luigi Paracchini y colaboradores en 1999 realizaron un estudio comparativo de la acción de las fuerzas sobre implantes de cono Morse y sobre un sistema con conexión atornillada de hexágono interno. En el análisis microscópico de las muestras es evidente la ausencia total de grietas o roturas del implante de conexión conométrica, mientras que cargas idénticas llevaron a la rotura de la fijación atornillada, aún de hexágono interno.

La unión (*splinting*) de los implantes a la carga (Salak en 1983 relaciona carga –implantes), sin tornillo de conexión entre pilar e implante, aumenta la seguridad del acoplamiento que, en caso de fallar por fatiga durante el proceso de osteointegración, sería muy complicado de solucionar.

Fatiga es el proceso de modificación progresiva y localizada que sufre un material sujeto a tensiones y deformaciones tras un número suficiente de ciclos de esfuerzos repetidos (**fluctuación**) y que conduce a la rotura o deformación del cuerpo. La rotura por fatiga tiene su origen en pequeños defectos o **concentradores de tensión**. Cada ciclo produce un avance del frente de grieta hasta que la sección no es capaz de soportar la carga estática. En la fatiga de un sistema influye la resistencia del material del que se componen las partes, su estructura cristalina, el tratamiento al que se somete en su proceso de fabricación, la geometría —forma— y las dimensiones. En mecánica se puede realizar un **cálculo de vida**: intervienen los factores de influencia, tensiones equivalentes, recuento de ciclos -Rainflow- y el Principio de Pareto. Desde el inicio y propagación de la grieta, vendrá luego la presencia de incisiones, hasta el colapso por fatiga. El tipo de esfuerzo al que se somete es el que hace que ese fenómeno superficial se inten-

sifique. La propagación de las grietas se reorientan perpendiculares al campo tractivo y es directamente proporcional a la intensidad de tensión. En el colapso por fatiga la pieza es incapaz de soportar el nivel de sollicitación. (26)

La conexión de cono Morse ha demostrado ser desde el punto de vista biomecánico, la de elección, garantiza un acoplamiento adecuado, una buena redistribución de la carga, evita picos de tensión, posibles roturas y provoca, según algunos estudios, menor reabsorción en la cresta o craterización en la zona (posiblemente por la mejor distribución de cargas). Algunos artículos dicen que evita la filtración bacteriana por su sellado de soldadura con menores zonas muertas. Este es el sistema recomendado mayormente por la bibliografía de carga inmediata.

Características biomecánicas de las prótesis (ajuste pasivo)

Los implantes, si son más de uno, deberán estar ferulizados para conseguir una absoluta rigidez de la prótesis y la reducción de micro movimientos. El macro movimiento provocará tejidos fibrosos que se interpondrán entre la superficie del implante y el hueso. (15)

4-Diseño y superficie del implante

Dijimos que los elementos de fibrina adheridos favorecen la migración guiada de elementos osteogénicos hasta la superficie del implante. Algunas sustancias han demostrado ser osteoconductoras, es decir, facilitadoras del proceso.

Cuando un biomaterial entra en contacto con el sistema biológico se forma una película compuesta por agua, iones hidratados, biomoléculas y células cicatrizales. Es muy importante la tensión superficial de la superficie del implante para mejorar las interacciones iónicas de las biomoléculas y adherir los precursores del hueso.

La forma, la superficie a osteointegrar (diámetro y largo, número y forma de las espiras) y el tratamiento de superficie del implante son fundamentales.

El porcentaje de **hueso-implante** que se osteointegra es de 56% a 85%. La superficie restante estaría cubierta por tejido adiposo sin capa fibrosa. La respuesta y diferenciación de osteoblastos varía de acuerdo con la micro-topología de la superficie del implante en ausencia de tejido fibroso. Las distintas superficies de recubrimiento pueden activar los genes reguladores

de la osteogénesis como son los Cbfal y BspII.

Características de las superficies

*maquinadas

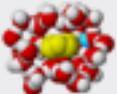
*tratadas (características hidrofílicas por carga iónica y tensión superficial)

Recubiertas por proyección de plasma

Recubiertos con hidroxiapatita

Tratamientos ácidos (aumentan el número de plaquetas por inducción). El ácido fluorhídrico y el sulfúrico provocan aumento de la tensión superficial del implante (generan variaciones de los campos electromagnéticos) y adherencia de la capa de fibrina que se forma en el proceso de coagulación alrededor del implante. El alejamiento del tejido, durante la retracción del coágulo, se ve impedido. No hay unión química. Son interacciones no covalentes.

Los cuatro grandes grupos de interacciones no covalentes son:

	Interacciones electrostáticas Entre grupos cargados e iones
	Fuerzas intermoleculares de Van der Waals Entre moléculas neutras
	Puente de hidrógeno Parcialmente covalente
	Interacciones hidrofóbicas Dependen de la entropía del agua

Un buen modelo del comportamiento cooperativo de estos enlaces lo suponen las tiras de Velcro® y otros sistemas de unión basados en ganchos y lazos. La unión de dos pequeños segmentos es muy débil, pero, al ir aumentando la superficie de contacto entre la tira con ganchitos y la tira con lazos, la fuerza total de la unión aumenta.

Los grupos iónicos de las biomoléculas son generalmente ácidos o bases débiles cuyo grado de ionización depende del pH. Está claro que no se puede dar un valor preciso para la energía de este tipo de

interacciones. Son importantes en la unión de restos cargados de aminoácidos y fundamentales para la unión de iones inorgánicos.

Las interacciones iónicas son las únicas que se transmiten a distancia, aunque sea muy corta de inducción.

Los restantes tipos de interacción no-covalentes requieren prácticamente el contacto directo entre los grupos que interactúan. La distribución de cargas en la superficie de las macromoléculas puede crear campos eléctricos de importancia para la orientación y acercamiento de otras moléculas sobre su superficie. En sistemas biológicos acuosos (alta entropía), las interacciones iónicas dejan de tener importancia a distancias superiores a 1 mm más o menos. El conjunto de fuerzas que se establecen entre moléculas o átomos y que no se pueden considerar como enlaces covalentes o enlaces puramente iónicos se conoce colectivamente como “fuerzas de Van der Waals” y pueden ser de atracción o repulsión. Requerirá mucha energía que dos átomos se aproximen más que la suma de sus radios de Van der Waals, si no están enlazados covalentemente entre sí, por lo que los átomos se pueden considerar como esferas rígidas con bastante precisión. Para el caso de dos iones de distinta carga la situación es similar a la descrita, aunque la atracción entre ellos es mayor, ya que puede establecerse un enlace iónico. El radio iónico no coincide con el radio de Van der Waals del átomo neutro, generalmente es mayor en el caso de los aniones y menor en el caso de los cationes.

Estos procesos interatómicos e intermoleculares se optimizan con el baño de ácidos.

Tratadas por oxidación anódica

Tratadas por superficie arenada (Blasting)

El tratamiento de superficie aumenta de 500% a 1000% el área de contacto de la superficie del implante. Se obtienen rugosidades y microporos. Las rugosidades ideales van de 25 a 75 U y aumentan 6 a 7 veces la superficie del implante. Las superficies porosas arenadas parecen particularmente aptas para ser utilizadas en carga temprana gracias a su capacidad de inducir crecimiento óseo en tiempo breve y acelerar la osteointegración. (17)

Microporos de 2 a 4 U permiten una óptima adherencia celular con respecto a las superficies lisas. En el

Blasting se obtienen estos microagujeros (micropits) de una medida aproximada que va de 3 a 11 U.

Superficies híbridas

Tratamiento de chorro de arena y bi-ácido (99% de éxito en carga inmediata).

5- Técnica quirúrgica

Se deben confeccionar guías quirúrgicas para cirugías precisas, si son varias piezas, y posicionar a los implantes como para recibir fuerzas axiales.

a- Correcto fresado

La reducida irrigación sanguínea del hueso tipo I aumenta también el tiempo de cicatrización, sumada a las dificultades para la preparación (existe mayor riesgo de recalentamiento por lo cual hay que asegurar una buena irrigación).

b- Torque entre 60 y 80

Es discutido el torque exacto. Habría un mínimo de alrededor de 32 hs. en arcadas completas y un máximo no recomendable de 80, con un rango de satisfacción hasta 70 hs.

c- Micromovimientos (18, 19, 20, 21)

Szmukler-Monkler *et al*, 1998, verifican que con implantes cilíndricos de superficie porosa, láminas o tornillos lisos, si hay micromovimientos mayores a 150U, la interfaz hueso implante conduciría a una cicatrización con formación de tejido fibroso.

Estos micromovimientos son preferentemente laterales. El límite inferior ideal de micromovimiento es menor de 100 a 150U. (Brunski J.B., 1991)

La precocidad de la carga no es el factor que impide la oseointegración cuando fracasa el implante, sino la incapacidad de mantener —por debajo de un valor mínimo— los movimientos inducidos por la carga misma.

En los micromovimientos interviene la forma y la superficie del implante. Debe haber estabilidad primaria al grado de mantener los micromovimientos en un rango mínimo, mediante el contacto directo hueso implante, y se aconseja como dijimos, los de superficies híbridas. Estos conceptos son *conditio sine qua non*.

El Coeficiente de Estabilidad del Implante (ISO, siglas

en inglés) es una escala de medición desarrollada por Osstell, para ser utilizada con el método de Análisis de Frecuencia de Resonancia (RFA) en la medición de la estabilidad de un implante. Es un estándar objetivo. El coeficiente de la estabilidad del implante es una representación casi lineal, desde la frecuencia de la resonancia medida en Khz a la escala clínica de mayor motilidad de 1-100.

Dieta

Después de la carga se recomienda dieta blanda por seis semanas. El paciente deberá cumplir con rigor esta premisa.

CONCLUSIONES

-Hay evidencias que una leve carga aplicada precozmente puede acelerar los procesos de reparación ósea en traumatología. (Godina S. & Aspenberg 1993, Sarmiento *et al* 1997)

-En 1997 Chiapasco y cols. presentan un amplio estudio sobre 904 implantes sometidos a carga inmediata obteniendo un 96,9% de éxito.

-Tarnow y cols., en ese mismo año, publican un estudio sobre 107 implantes, 69 sometidos a carga inmediata y 38 a carga retardada. Tras un seguimiento de 12 a 60 meses, obtuvieron un éxito del 97,1% en la carga inmediata y del 97,4% en la retardada.

-La estabilidad primaria es el factor de éxito que más influye en la osteointegración (25)

-En los implantes con estabilidad primaria, una carga inmediata puede favorecer el proceso de cicatrización y la sucesiva modificación del hueso periimplante.

-80% de fracasos de carga inmediata se pueden identificar en los primeros 6 meses (Smukler Monker *et al*). Del Fabbro *et al*. encontraron que el 95 % de fallas en carga oclusal inmediata ocurren dentro del primer año.

BIBLIOGRAFÍA

- 1- Alberto Horacio Vercelli: Carga inmediata en implantología oral, cap.III capV y VI
- 2- Carga inmediata en prótesis implanto asistidas. Bases biológicas y aplicaciones. terapéuticas- Cap V- Miguel Troiano, Joé María Closas- Ed. Providence.
- 3- Misch, C.E.; Implantología contemporánea; Elsevier Mosby, 2009.

- 4- Misch C E: Densidad ósea, Cirugía, Planificación y Carga progresiva. *International Journal Oral Implant.* 6: 23-31 1990 y 6: 23 32 1990.
- 5- Wonjae Yu, Yoon-Je Jang, Hee-Moon Kyung; Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach; *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 14:88-95.
- 6- Mish Carl.Carga ósea progresiva/ *Implantología Contemporánea* .Doyma 1995.
- 7- Malo P, Rangert B, Dvårsäter L. Immediate function of Brånemark implants in the esthetic zone: A retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Impl Dent Rel Res.* 2000.
- 8- Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Branemark System implants with enhanced initial stability: a prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003.
- 9- Jo HY, Hobo PK, Hobo S. Freestanding and multiunit immediate loading of the expandable implant: an up-to-40-month prospective survival study. *J Prosthet Dent.*
- 10- Trueta J. The role of blood vessels in osteogenesis. *J Bone Joint Surg Br* 1963;45:402.
- 11- Protocolo Ilapeu – Sistema Neodent.
- 12- Hugo Esquiaga García-Anatomía relacionada a la implantología Passeig- Sant Salvador, 10, baixos17430 – Santa Coloma de Farners (Girona).
- 13- Dr. Hugo Esquiaga García Conexión Cónica Marzo de 2008.
- 14- Degidi M, Piatelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants:A 2-to 60-months follow-up of 646 titanium implants. *J Periodontol* 2003; 74.
- 15- Chiapasco, Matteo. Atlas de Cirugía oral. Editorial Masson, España, 2004.
- 16- Gherlone E, Paracchini L, Distribuzione degli sforzi nella mandibola sollecitata da cinque differenti impianti, *Il dentista moderno*, 2001, 103:110.
- 17- (Klakevos P.R. et ál 1997 Davis J.e. 1998, Davis & Hosseini M.M. 2000, Davis J.E. 2000).
- 18- Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res* 1997.
- 19- Alonso A., Albertini J., Bechelli A. Oclusión y Diagnóstico en rehabilitación Oral . Editorial Médica Panamericana.
- 20- Bidez MW: transmisión de fuerzas en implantes odontológicos. *Journal Oral Implant* 18:264/274 . 1992.
- 21- EricsonI, Nilson H. , Lindhe, K.K., Randow K. 2000 “Immediate functional loading of Branemark singles Toth implantes. An 18 month follow- up study” *Clinical Oral Implants Research*, II 26-33.
- 22- Jaffinr.a, Kurman, Berman C.L.(2000) “Immediate loading of implants in partially and fully edentulous Jans: as series of 27 case reports” *Journal of periodontology*, 71: 833-833.
- 23- Cavallaro,J, Greenstein,B, Greenstein,G.; Metodologías clínicas para conseguir estabilidad primaria en implantes dentales. Efectos de la densidad ósea del reborde alveolar; *JADA*, Vol. 5 no. 1, febrero 2010.
- 24- Evolución en el tratamiento del desdentado de maxilar superior -Carga inmediata en prótesis implanto asistidas Cap-VI- Jorge Galante Ed. Provicence.
- 25- Jo HY, Hobo PK, Hobo S. Freestanding and multiunit immediate loading of the expandable implant: an up-to-40-month prospective survival study. *J Prosthet Dent* 2001.
- 26- Teoría de las máquinas- Tutorial Universidad de Navarra – Web.