DESEMPEÑO DE PROTESIS FIJAS SOBRE IMPLANTES ADYACENTES: UNA COMPARACIÓN ENTRE PRÓTESIS UNITARIAS Y FERULIZADAS.

Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Especialista en Rehabilitación Oral

Residentes: Daniella Ahumada De Girolamo Del Mauro

Daniel Morales San Martín

Docente guía: Dr. Carlos Delpiano Mesina

Dr. Pedro Maldonado Cortés

Valparaíso – Chile
2021

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN **3**

MARCO TEÓRICO **5**

1. IMPLANTOLOGÍA **5**

- **a. Implantología** **5**
- **b. Diseño de implantes** **7**
- **c. Estabilidad primaria y torque de inserción** **8**
- **d. Adaptación a defectos anatómicos y alveolos postextracción** **9**
- **e. Mantenimiento de la cresta ósea marginal** **10**
- **f. Principales diferencias entre diente e implantes** **15**

2. REHABILITACIÓN **17**

- **a. Biomecánica clínica en Rehabilitación Implantológica** **17**
- **b. Rehabilitación atornillada y cementada** **19**
- **c. Fundamentos de la ferulización de implantes adyacentes.** **21**

3.COMPLICACIONES EN IMPLANTOLOGÍA **22**

4.CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS **23**

- **a. Estado periimplantario** **23**

5.CONSIDERACIONES MECÁNICAS **25**

6.TASA DE SUPERVIVENCIA /ÉXITO **26**

- **a. Tasa de Supervivencia en implantología** **26**
- **b. Parámetros clínicos del éxito** **28**
- **c. Parámetros protésicos de éxito** **28**

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN **31**

OBJETIVOS **31**

MATERIALES Y MÉTODOS **33**

RESULTADOS **37**

DISCUSIÓN **54**

CONCLUSIONES **61**

REFERENCIAS **62**

INTRODUCCIÓN

Los implantes dentales se han usado de manera frecuente en pacientes parcialmente desdentados mostrando una alta tasa de supervivencia (1). En muchas ocasiones, decidir qué tipo de rehabilitación usar, puede convertirse en un problema para el clínico, siendo las utilizadas más frecuentemente, las prótesis parciales implantosoportadas (2). Esta alternativa rehabilitadora sobre implantes adyacentes puede ser realizada de manera ferulizada o unitaria (2, 3). La ferulización de las prótesis fijas implantosoportadas se sustenta en las ventajas biomecánicas de distribución de cargas (4, 5) y una menor pérdida de hueso alveolar en el tiempo (2). Sin embargo, algunos estudios actuales indican que la ferulización debe ser evaluada caso a caso (6, 7), ya que no habría diferencias en el desempeño entre ambas opciones protésicas. Por esta razón, se hace necesario definir si la ferulización de las prótesis fijas de implantes adyacentes se asocia a una mejor tasa de éxito en la rehabilitación.

Actualmente, las alternativas para rehabilitar implantes adyacentes son múltiples, partiendo por definir el sistema de implantes y sus pilares asociados, luego un extenso listado de materiales protésicos, y por último la fabricación de la prótesis de forma ferulizada o unitaria (2, 3). Este gran abanico de opciones protésicas existentes se suma a la gran cantidad de estudios del tema con resultados controversiales (8). Algunos autores recomiendan la rehabilitación en forma de coronas unitarias, argumentando las diversas complicaciones que puede traer la ferulización (4, 9, 10), tal como es la dificultad de alcanzar un correcto ajuste pasivo de la estructura (11). Por otra parte, la individualización de las prótesis, se relacionan con un mejor perfil de emergencia, contactos proximales de tamaño adecuado (11) y permitir una correcta higiene como el mérito más importante (12).

Aquellos autores que indican la ferulización de implantes adyacentes sostienen que esta opción favorece la distribución de las fuerzas oclusales y por

ende disminuye la carga a nivel de los implantes, la que se relaciona con una menor reabsorción ósea en el tiempo (13, 14). Sumado a esto, podrían mejorar la retención general y la resistencia de la prótesis (15, 16), sin embargo, actualmente se habla de que no habría una diferencia estadística en los cambios del nivel óseo periimplantario (2), ni en las complicaciones protésicas entre prótesis individuales y ferulizadas (8).

Por otro lado, otros factores, como un correcto torque y al ajuste pasivo de la estructura protésica, contribuyen al éxito de las prótesis ferulizadas (11). Adicionalmente, estudios de elementos finitos y fotoelásticos, si bien corroboran la eficiencia en la distribución de cargas axiales, sostienen a su vez que son necesarios más estudios clínicos (4, 5).

Los fundamentos en que se basan los estudios que sustentan la ferulización de implantes adyacentes son en su mayoría teóricos, donde la evidencia clínica es aún débil (15). Entre ambas corrientes quedan dudas por resolver, y la decisión de ferulizar o no ferulizar es determinada por los beneficios e inconvenientes que tiene cada opción de rehabilitación. La importancia que el clínico le dé a cada una de las opciones, hace que se incline por uno u otro tratamiento protésico (2).

Debido a esto, el siguiente trabajo de investigación, tiene por objetivo realizar una revisión crítica de literatura actualizada, que clarifique si es recomendable ferulizar las prótesis fijas implanto soportadas sobre implantes adyacentes, o por el contrario, mantenerlas como prótesis unitarias, con el fin de alcanzar una mejor probabilidad de éxito en el tratamiento rehabilitador.

MARCO TEÓRICO

1. **IMPLANTOLOGÍA**

    a. Implantología

El principal objetivo de la implantología es restablecer los contornos normales, la capacidad funcional, el bienestar, el aspecto estético, la fonación y la salud del paciente (17). Desde que Branemark hizo públicos sus primeros resultados en 1977 tras largos años de analizar el proceso de oseointegración, los implantes dentales han sido utilizados de manera cada vez más habitual para reemplazar dientes ausentes debido al aumento en la expectativa de vida y por constituir una alternativa conservadora que brinda comodidad y estética (18).

La necesidad y el uso crecientes de tratamientos implantológicos en el futuro se deben al efecto combinado de varios factores como (14):

1- Una población envejecida, aumento en la esperanza de vida.
2- La pérdida de los dientes como consecuencia de la edad
3- Las consecuencias del fracaso de las prótesis fijas
4- El rendimiento defectuoso de las prótesis removibles
5- Las consecuencias de las dentaduras parciales removibles
6- Los aspectos psicológicos de la pérdida de los dientes
7- Los resultados más predecibles a largo plazo de las prótesis implantosoportadas

Gracias a los avances tecnológicos y al énfasis en las investigaciones dirigidas a los medios de diagnóstico, a la planificación del tratamiento, a los diseños de los

materiales y las técnicas de los implantes, actualmente es posible conseguir unos resultados predecibles en la rehabilitación de muchos casos clínicos problemáticos.

La conservación y el cuidado del hueso alrededor de los implantes es un requisito fundamental para la longevidad del tratamiento implantológico. A pesar de las altas tasas de éxito reportadas en la literatura, la reabsorción ósea es un problema frecuente que afrontan estos tratamientos. La hipótesis que explica esta pérdida del tejido de soporte se relaciona con la acumulación de microtraumas en la unión hueso-implante, la deficiente vascularización que provee de nutrición al hueso y con ciertos esfuerzos que causan microfracturas en el hueso (19).

Es por esto que, un factor clave para el éxito o fracaso de los tratamientos implantológicos es la forma en la cual la fuerza es transferida al hueso. El diseño del implante y la correcta planificación de cada caso clínico es determinante en la transferencia de las cargas oclusales hacia el hueso de soporte (20).

En la actualidad las investigaciones de tipo experimental en seres vivos afronta problemas éticos evidentes en la manipulación de tejidos y complicaciones relacionadas con la particularidad de cada caso a estudiar, por lo mismo en las últimas décadas se han empleado las simulaciones por computador para diseñar y experimentar con dispositivos biomédicos, ya que constituyen una herramienta que permite realizar pruebas claras y objetivas de sistemas biológicos, obteniendo respuestas precisas y útiles para la toma de decisiones, ayudando a predecir el comportamiento de dispositivos o sistemas con gran aproximación.

Los modelos numéricos o computacionales son desarrollados a partir de ecuaciones matemáticas que incorporan características geométricas y físicas de un cuerpo y son ventajosamente utilizados en problemas con geometrías complejas difíciles de estudiar con otros modelos. El método de los elementos finitos ha sido utilizado en la implantología odontológica por más de veinte años, lográndose simular una variedad de situaciones clínicas de forma realista, influyendo en el mejoramiento de la práctica implantológica. El método de los elementos finitos consiste en la subdivisión del continuo o problema que se desea estudiar, en pequeñas regiones denominadas elementos, las cuales están conectadas entre sí por entidades

puntuales llamadas nodos y donde el comportamiento físico de esta colección de elementos puede ser determinado resolviendo una serie de ecuaciones que definen el sistema, logrando de esta manera la comprensión y el análisis del problema planteado.

b. Diseño de implantes

El diseño de los implantes dentales ha sido modificado continuamente en los últimos años con el objetivo de adaptarse y mejorar los resultados clínicos en procedimientos como la carga inmediata y precoz, además de buscar aumentar sus tasas de éxito en hueso de mala densidad (21).

En este sentido y en relación con el diseño de los implantes intraóseos, se han ido desechando una serie de diseños como los implantes transmandibulares y laminares por su dificultad técnica, complicaciones postoperatorias y mala distribución biomecánica, los implantes impactados por su transmisión biomecánica desfavorable al hueso. En la actualidad, es una opinión generalizada que los mejores resultados clínicos y de transmisión biomecánica se consiguen con una macrogeometría roscada en forma de raíz dental. El reto se encuentra ahora en buscar cuál es el diseño que consigue unas mejores propiedades biológicas y biomecánicas, modificando ese diseño inicial roscado (21)

La macrogeometría del implante va a influir directamente en tres aspectos clínico-biológicos (21):

1-Aumento de la estabilidad primaria y del torque de inserción.

2- Adaptación a defectos anatómicos y alveolos postextracción.

3- Mantenimiento o reabsorción de la cresta ósea marginal.

c. Estabilidad primaria y torque de inserción

La estabilidad primaria corresponde a la resistencia y rigidez de la unión entre el hueso y el implante antes de producirse la osteointegración. Es de suma importancia para evitar el micro movimiento inicial en la interfase hueso-implante. Va a depender de tres factores: el diseño del implante, el procedimiento quirúrgico utilizado y de la densidad y dureza del hueso.

La estabilidad secundaria es la suma de la estabilidad primaria y la estabilidad conseguida por la aposición ósea durante la cicatrización perimplantaria. Por lo tanto, un implante que no tenga una buena estabilidad primaria puede conseguir la oseointegración si el tiempo de cicatrización es suficiente, mientras que una buena estabilidad primaria reduciría el tiempo de cicatrización. Es por esto que un implante colocado en hueso de baja densidad consigue una estabilidad secundaria similar a los colocados en hueso de mayor densidad cuando el tiempo de cicatrización es aumentado.

Cuando nos encontramos con huesos de baja densidad (tipo IV) las tasas de supervivencia suelen disminuir a resultados entre un 50 y 94% (22), en comparación con otros tipos de huesos, es por esto que se están buscando diseños implantológicos que mejoren principalmente la compactación del hueso y al mismo tiempo eliminen la mínima cantidad. Es por esto que, en la actualidad la mayoría de los sistemas de implantes presentan un ápice autorroscante que evita pérdidas indeseables de hueso. Otro cambio en el macro-diseño para aumentar la estabilidad ha sido el diseño que presenta una geometría con cierta conicidad en el tercio cervical del implante permitiéndonos esto no utilizar avellanados corticales que eliminen hueso. (22)

Un estudio realizado por O'Sullivan y cols (23), analizó los diseños en huesos de cadáveres humanos en donde se comparó un diseño cónico con doble espira (Mk IV, Nobelbiocare) con dos diseños cilíndricos de paredes rectas (Osseotite, 3i;TiOblast,Astra-Tech). Se observaron datos significativamente mayores tanto en el torque de inserción como en la medición de frecuencia de resonancia, para el implante cónico en comparación a los dos implantes cilíndricos. El diseño cónico

también ha permitido aumentar la estabilidad primaria para proceder a aplicar protocolos de carga precoz o inmediata.

Autores como Payne y cols. (24), han puesto a prueba el diseño señalado anteriormente (Implantes autorroscantes con cuello cónico transmucosos) con seguimientos de 10 años y mediciones anuales en 10 pacientes a los que se colocaron 2 implantes cargados inmediatamente de manera progresiva y rehabilitados con sobre dentaduras retenidas por bolas a las 2 semanas. El índice de éxito fue del 100% observándose pérdidas de cresta ósea similares a las encontradas en los procedimientos de carga convencionales.

Otras modificaciones que se han realizado son el modificar el tamaño del perfil de la rosca a lo largo del implante con el fin de que la fijación no sea igual de agresiva en toda su longitud, sino que actúe condensando el hueso. También están los diseños con doble o triple espira que hace que aumente la distancia entre el paso de rosca que se ancla en el hueso con lo cual se elimina menos hueso, reduce el calor generado, y aumenta el torque de inserción en huesos de baja densidad.

d. Adaptación a defectos anatómicos y alveolos postextracción

Para mejorar la adaptación a alveolos postextraccion y a los defectos anatómicos normales u originados tras un proceso de atrofia de manera más fisiológica se han desarrollado geometrías especiales. Un alveolo post extracción podría sufrir reabsorciones de hasta 4mm en los 6 meses posterior a la exodoncia si no se realizan técnicas de regeneración adecuadas, para esto y con el fin de realizar una implantación inmediata del implante se han desarrollado macrogeometrías de implante que se adapten de la manera más íntima con el hueso y de esta manera el espacio con el hueso sea el menor posible favorece los procesos de osteogénesis y una disminución en el tiempo de cicatrización ósea. La perfecta adaptación del implante al alveolo va a evitar la necesidad de utilización de materiales de injerto o de colocación de membranas las que se colocan cuando el espacio es mayor a 1

mm. En el caso de alveolos afectados con una infección crónica periapical, no es recomendable la implantación inmediata, siendo deseable esperar durante tres o cuatro semanas después de la exodoncia para controlar el proceso infeccioso. Se debe favorecer un cierre primario de los tejidos blandos realizando, si es necesario, algún colgajo de translocación para cubrir el alveolo y reducir la reabsorción ósea. Se considera que es necesario un espesor mínimo de hueso de 1,5mm alrededor del implante para que se produzca una correcta regeneración ósea perimplantaria. La utilización de diseños cónicos, permiten la permanencia de este espesor óseo y evitan las fenestraciones y dehiscencias. Espesores menores de 1,5 mm de hueso en la zona vestibular del implante va a favorecer la reabsorción ósea en esa zona entre la primera y la segunda fase en los implantes sumergidos. También la distancia interimplante va a influir para aumentar la reabsorción de tal forma que en situaciones en la que ésta es menor de 3 mm, la reabsorción es significativamente mayor debido a la búsqueda del sellado biológico. Cuando el espacio entre implantes es menor a 3 mm se produciría una reabsorción horizontal de la cresta que influiría en la regeneración de la papila Inter implante, con importantes repercusiones estéticas.

e. Mantenimiento de la cresta ósea marginal

Como parámetro de éxito se ha determinado que en el primer año posterior a colocar el implante es normal que la atura de la cresta marginal pueda disminuir entre 1 y 1,5 mm. Es relevante preguntarse porque ocurre este fenómeno, pudiéndose encontrar casos en los que la pérdida puede llegar a 3 mm antes de cargar los implantes. Al parecer son varios los factores que influyen en esto y la sumatoria de estos podría explicar algunos casos más significativos.

En primer lugar, encontramos el sellado biológico, está comprobado que la pérdida de este o su tamaño insuficiente podría explicar la disminución de la cresta ósea marginal. En casos en donde el sellado biológico tenga espesores menores a 3 mm

el tejido blando podría reabsorber el hueso hasta conseguir un espesor de 3mm y conseguir el sellado biológico.

Cuando existe este espesor fino de mucosa, se va a producir siempre una reabsorción ósea independientemente del diseño del implante. Para disminuir este fenómeno se pueden realizar dos precauciones:

- Utilizar diseños con cuellos pulidos, esperando que el tejido blando se adapte a esa zona pulida, cuando se produzca la reabsorción.

- Modificar el protocolo quirúrgico sumergiendo un poco más el implante, de tal manera que al aumentar el espesor de mucosa el nivel de cresta ósea se quede a nivel de la plataforma.

Esta pérdida del sellado también puede ocurrir cuando los implantes sumergidos exponen su tornillo de cierre al medio oral de manera prematura antes de realizar la etapa de conexión, ya sea por dehiscencia de la sutura o porque la encía es muy fina. Con el objetivo de facilitar este sellado biológico entre otras cosas se está estudiando cuál debe ser la rugosidad y el espesor ideal de los pilares de cicatrización de los implantes. En relación a la rugosidad se ha observado que los pilares más rugosos pueden acumular cantidades hasta 25 veces mayores de bacterias. De esta manera se considera que la zona donde va a ir insertado el epitelio debería ser electro-pulido (2 mm), por la mayor adhesión de los hemidesmosomas de las células epiteliales a las zonas pulidas; mientras que la zona en donde se unen los tejidos conectivos debería ser parcialmente rugoso (1-1,5mm) por la mejor proliferación y diferenciación fibroblástica. Tanto las células epiteliales como los fibroblastos se unen a las superficies a través de integrinas. Con el fin de que las fibras colágenas se adapten mejor a los cuellos transmucosos, se está investigando cuál es la rugosidad ideal en esta zona sin llegar a una rugosidad tan importante como para favorecer la contaminación bacteriana.

En segundo lugar, se encuentra una posible invasión bacteriana del micro-gap, esto se observa en la interfase pilar-implante y su posible invasión bacteriana podría ser la responsable de la reabsorción de la cresta ósea, tras producción de infiltrado inflamatorio en la mucosa a nivel de esa interfase. Hay que tener en cuenta que los implantes sumergidos (dos fases) tienen dos interfases (pilar-implante y pilar-prótesis) mientras que los no sumergidos (una fase) tienen solo una interfase (implante-prótesis). Hermann y cols (25) observaron en un estudio experimental en implantes sin cargar, que los implantes sumergidos presentaban una pérdida ósea de 2 mm apicalmente a la interfase implante-pilar, mientras que esto no se producía en implantes no sumergidos. Por otro lado, los rangos de anchura de esta interfase (pilar-implante) varían según los sistemas desde 5 a 49 micrómetros, teniendo en cuenta que esta interfase pude aumentarse por el aflojamiento de los tornillos del sistema.

Debido a que el diámetro promedio de una bacteria es de 2 micrómetros es fácil pensar la colonización de esta zona directamente o también a través de las estructuras internas del sistema. Por otro lado, hay estudios clínicos que demuestran radiológicamente una pérdida ósea media en el primer año de tratamiento con implantes no sumergidos de 0,78 mm que rebatiría la hipótesis de la colonización bacteriana de la unión implante-pilar como justificante único de la reabsorción crestal. Hay que tener en cuenta, que los implantes no sumergidos presentan una dificultad para obtener buenos resultados estéticos en el sector anterior con los perfiles de emergencia más adecuados, debido a que es difícil predecir al nivel que van a quedar los tejidos blandos después de la cicatrización. A favor de esta teoría existen evidencias en donde sistemas que utilizan una conexión interna cónica, existiría una reducción del microgap con menor colonización bacteriana, observándose reabsorciones de la cresta ósea en el primer año (0,4 mm) menor a la observada en sistemas con conexión externa. Las reales repercusiones clínicas con respecto a la invasión bacteriana en el micro-gap deben seguir siendo estudiadas para conocer de mejor manera su participación en la pérdida del sellado biológico (25).

Como tercer punto se encuentran las cargas axiales o no axiales en especial cuando estas son excesivas y la influencia que tienen estas sobre el implante, estas fuerzas excesivas pueden producir una fractura por fatiga en la unión entre el hueso y el implante. Esto se debe a un aumento en la velocidad de remodelado óseo siendo la fase reabsortiva superior a la formativa de hueso (26).

Un estudio que evaluó esta situación por medio de la simulación de elementos finitos sostiene que la calidad del hueso tiene mayor relevancia para la distribución del estrés, y por lo tanto en la producción de micro-deformaciones, que la altura crestal (26).

Cuando se evaluaron huesos de menor densidad (con gran porosidad) y sin la presencia de hueso cortical al aplicarle una carga axial de 150N, la distribución de las deformaciones se distribuyó de manera homogénea a lo largo de todo el implante. Cuando existe una zona cortical esas cifras elevadas solo se consiguen en la zona cervical del implante, mientras que en el resto del cuerpo se encuentran en rangos de sobrecarga media.

Además, ya se ha establecido de forma experimental que la sobrecarga biomecánica es un factor más importante para la reabsorción ósea que la infección bacteriana. Un estudio realizado en hueso mandibular de monos se evidenció que implantes sometidos a una sobrecarga con una buena higiene periimplantaria, presentaron una pérdida de la osteointegración, mientras que los casos que tenían mala higiene sin sobrecarga, no la perdían (27).

Dicho esto, podemos decir que el principal factor en la perdida de la oseointegración son estas microfracturas por fatiga que se producen en el hueso que sobrepasan la capacidad de reparación y formación que tiene el hueso. Los estudios de elementos finitos y fotoelásticos que han estudiado este fenómeno han demostrado que la mayor transmisión y concentración de fuerzas se encuentran en la zona cervical del implante seguido por la zona apical de este. En este sentido la macrogeometría del implante cobra relevancia ya que podría mejorar la disipación y distribución de estas

fuerzas a lo largo de la interfase hueso implante, todo esto con el fin de reducir las cargas excesivas y microfracturas en la zona cervical del implante.

Se han probado nuevos diseños como lo son el uso de un anillo de polietileno en la zona cervical que busca actuar como un rompe fuerzas, un estudio de elemento finito encontró disminuciones en las fuerzas recibidas en la zona crestal ante fuerzas axiales y horizontales (9,8 MPa ante carga vertical, y de 89,5 MPa ante carga horizontal, frente a la distribución 12,1 MPa y 134,6MPa en los implantes sin anillo (28).

El diseño del cuello pulido del implante en comparación a uno poroso también podría afectar ya que en cuellos pulidos no existiría una suficiente unión hueso implante para distribuir las fuerzas, lo que originaría un fenómeno de desuso de esa zona induciendo una reabsorción por modelado catabólico o remodelado con aumento de fase de reabsorción. Esta hipótesis justificaría los casos de perdida rápidamente progresiva en los implantes impactados una vez que se someten a carga.

A fin de conseguir una mayor unión y transmitir las cargas de manera más favorable al hueso de la zona cervical, hay diseños que no tienen el cuello pulido sino que inician directamente su superficie roscada (hilo) en la cabeza del implante, otros diseños tampoco tienen el cuello pulido, sino que en esa zona siguen teniendo la zona rugosa aunque sin espiras.

Hansson S.(29) realizó un estudio de elementos finitos en donde observo que los diseños con roscas más pequeña en la zona cervical permitirían asimilar mayores cargas axiales, mejorarían la distribución de las cargas de manera axial a lo largo del implante y disminuirían mejor el estrés de cizallamiento que los diseños con cuello pulido. La desventaja de este diseño se podría plantear cuando la zona rugosa es expuesta al medio oral por causa bacteriana.

Existen diversos diseños del perfil de rosca que varían en cuanto a su forma e inclinación con la finalidad de mejorar la transmisión de las fuerzas al hueso. Se considera, cualquiera que sea la carga, que la distribución del estrés en las roscas es heterogénea, de tal manera que la máxima concentración de las cargas se

produce en la parte exterior de la rosca y disminuye hacia la región interior de la rosca. La forma de la rosca va a afectar la distribución del estrés, siendo más favorables los perfiles redondeados que los perfiles afilados (21).

Se han diseñado pasos de rosca discontinuos que teóricamente permitirían una mayor penetración del hueso con mejores propiedades biomecánicas (entrada completa de una osteona secundaria) entre las roscas, esto no está demostrado ni experimental ni clínicamente.

Los pasos de rosca discontinuos permitirían un mejor crecimiento del hueso con la penetración de la osteona secundaria completa con unas propiedades biomecánicas mejores. Sin embargo, la existencia de menos roscas en este diseño discontinuo por superficie del implante tendría un peor resultado a la hora de distribuir el estrés biomecánico al hueso adyacente y además existiría menor posibilidad de estabilidad primaria (29).

Por otro lado, hay que pensar que no hay ningún diseño de implante en el que se obtuviera in vivo una unión hueso-implante del 100%, considerándose de manera teórica un porcentaje de 36% de unión hueso-implante adecuado para resistir las cargas (21)

f. Principales diferencias entre diente e implantes

Un error profesional común en la actualidad es considerar a los implantes como un sustituto ideal del diente, pudiendo generar expectativas incorrectas tanto en el paciente como en el pronóstico del mismo tratamiento, el concepto de “ideal” no es lo más correcto, teniendo en cuenta las grandes diferencias que se presentan entre dientes naturales e implantes. Estas diferencias hacen que el implante presente un comportamiento biomecánico que no puede compararse al regulado equilibrio funcional que ostenta un diente integrado en el sistema estomatognático.

La gran diferencia biomecánica se debe al hecho de que el diente consta de un elemento amortiguador por excelencia que es el ligamento periodontal. Este ligamento le entrega una capacidad de resiliencia ante las fuerzas oclusales, de manera que pueda compensar el estrés oclusal mediante pequeños movimientos que se han cifrado entre las 200 y las 300 micras ante fuerzas masticatorias fisiológicas.

En contraparte, el implante, no posee ligamento periodontal. Se habla de una serie de fibras que, durante la fase de osteointegración, rodean al implante y se insertan en el hueso, un "pseudoperiodonto", y en algún momento se llegó a pensar que los implantes presentaban una cierta movilidad merced a estos fenómenos, pero finalmente se ha visto que dichas fibras no pueden considerarse ni mucho menos como un sustituto del ligamento periodontal y, en consecuencia, las fuerzas originadas por el implante ante el hueso sólo pueden considerarse de compresión y cizallamiento.

Esto genera una gran diferencia en la forma en que diente e implante pueden soportar las cargas mecánicas, ya que los dientes al estar suspendidos en el alvéolo con tejidos periodontales; pueden desplazarse 25-100 µm en sentido vertical y 56-108 µm en sentido bucolingual y mantener el alvéolo en respuesta a la carga funcional habitual. La carga excesiva causa trauma en el sitio de compresión con la subsiguiente reparación y ensanchamiento del ligamento periodontal. Los dientes con soporte normal responden a las fuerzas de sobrecarga oclusal con reabsorción, reparación, espacio periodontal ensanchado y mayor movilidad; en ausencia de inflamación periodontal, no hay pérdida apical de inserción. Este es un proceso reversible. Sin embargo, la combinación de una lesión traumática con periodontitis puede provocar un aumento de la pérdida ósea irreversible.

Los implantes están adheridos al hueso de forma más rígida y pueden desplazarse 3 a 5 µm verticalmente y 10 a 50 µm lateralmente. La integridad de la interfaz se mantiene en un estado estable mediante la remodelación ósea como un proceso continuo de microtraumatismo y reparación. Los implantes no tienen la capacidad de adaptación de los dientes para desarrollar una movilidad reversible cuando se

cargan, esto condiciona completamente la respuesta periimplantaria a la sobrecarga oclusal. Algunos autores proponen que esto corresponde a un fenómeno de microtraumatismo por fatiga como el proceso de pérdida ósea cervical y progresiva como modelado óseo debido a una carga oclusal excesiva, y esto tiene como resultado que cuando la tasa de microdaños por fatiga excede la tasa de reparación, el hueso cervical se pierde de forma irreversiblemente (30).

2. **REHABILITACIÓN**

a. Biomecánica clínica en Rehabilitación Implantológica

La ingeniería biomédica aplica los principios de la ingeniería a los sistemas vivos y ha dado origen a una nueva era en el diagnóstico la planificación del tratamiento y la rehabilitación de los pacientes (14). Uno de los aspectos de este campo es la biomecánica que se dedica al estudio de la respuesta de los tejidos biológicos a las cargas aplicadas la biomecánica utiliza los métodos y las herramientas de la ingeniería mecánica aplicada para investigar las relaciones estructura función y los materiales vivos, gracias a estos estudios se han podido realizar avances en el diseño de la prótesis, los implantes y el instrumental, centrados en la aplicación de la teoría y la práctica para mejorar los diseños mecánicos.

Los implantes dentales siempre van a estar sometidos a cargas durante el cumplimiento de su función, la magnitud, frecuencia, y duración de estas cargas son los parámetros que pueden variar para cada implante de forma individual, pudiendo ser estos cambios bastante considerables dependiendo por ejemplo de los hábitos para-funcionales del paciente.

Además, los implantes dentales deben soportar cargas mecánicas pasivas durante la fase de cicatrización como consecuencia entre otras cosas de la flexión

mandibular, el contacto con el tornillo de cierre, la fuerza muscular de la lengua y la musculatura orbicular pueden generar cargas horizontales de baja intensidad, pero frecuentes sobre los implantes. Estas fuerzas generalmente son menores, pero pueden ser de mayor magnitud en ciertas situaciones como el uso de prótesis removibles mal adaptadas o con sobre compresión en la zona del implante o pacientes con hábitos para-funcionales en el empuje lingual (14).

Las complicaciones más frecuentes en la rehabilitación con implantes se deben a las condiciones biomecánicas(31), de esta manera un implante podría presentar problemas en su cicatrización como consecuencia del micro movimiento que producen en él una tensión excesiva, de esta manera se puede producir una pérdida ósea crestal prematura como consecuencia de una sobrecarga oclusal. Además, tanto los tornillos protésicos como los pilares pueden soltarse como consecuencia de la flexión o los momentos de fuerza.

Los problemas implantológicos provocados por situaciones biomecánicas pueden ser aún más importantes como la fractura de alguno de sus componentes como consecuencia de la fatiga. La misma prótesis también puede fallar por todo lo anterior o por su resistencia a la fractura por flexión. Además, la salud a largo plazo de la interfase hueso-implante depende de la manifestación de las cargas biomecánicas que soportan los implantes dentales, por consiguiente, es importante que el odontólogo conozca bien a los principios biomecánicos fundamentales para poder llevar estos conocimientos al momento de planificar y realizar una rehabilitación implanto soportada o retenida en un paciente (31).

b. Rehabilitación atornillada y cementada

Una de las decisiones relevantes a realizar en la planificación de un tratamiento implantológico tanto para coronas unitarias como plurales es la forma en la cual vamos a unir nuestra corona al implante. Las ventajas y desventajas de las restauraciones cementadas y atornilladas sobre implantes establecen las principales diferencias entre unas y otras (10).

	Rehabilitación cementada	Rehabilitación Atornillada
Ventajas	- estética Oclusal - Control de la oclusión - Facilidad en el acceso a zonas posteriores - Mayor solidez estructural de la cerámica - Corrección de la angulación del pilar	- Posibilidad de retiro y mantenimiento - Espacios interoclusales limitados - Facilidad para controlar y ajustar el torque - No requiere remoción de cemento - Facilidad para corregir o reparar forma y color de cerámica. - Menor discrepancia marginal
Desventajas	- Imposibilidad en espacios interoclusales limitados - Mayor Costo (pilar más cofia) - Dificultad en remoción de cemento	- Compromete la estética oclusal - En prótesis múltiples dificultad de ajuste pasivo. - Chimenea alcanza el 20 a 30% de la mesa oclusal

Tabla 1. Ventajas y desventajas de rehabilitación cementada y atornillada.

Cuando los factores de riesgo biomecánico son considerables es preferible la utilización de la prótesis atornillada en vez de la cementada; en la primera las señales de alarma son más fáciles de detectar y las complicaciones más fáciles de manejar (32, 33).

Una vez instalada la rehabilitación sobre el implante hay algunas razones que pueden indicar la remoción de las restauraciones y dentro de estas podemos mencionar las siguientes(34) :

- La evaluación de los implantes y la inspección del tejido blando periimplantar en caso de sangrado o infección de los tejidos periimplantares.
- Para realizar modificaciones de la prótesis para facilitar la limpieza, si es que fuese necesario.
- Para la adecuación de los nichos proximales o la corrección de los contornos coronarios.
- Para reparación en caso de fractura de la porcelana.
- Para cambiar el color de la cerámica y el re-apretamiento o la reposición del tornillo de fijación suelto o fracturado.

Por parte de las restauraciones atornilladas Rosenstiel (34) el año 2001 estableció que la mayor posibilidad de aflojamiento de la corona ocurre en las siguientes situaciones clínicas:

- Coronas individuales.
- Coronas en el sector posterior.
- Prótesis a extensión (en cualquier sentido).
- Inadecuada relación corona-implante.
- Ausencia de contactos proximales.
- Contactos oclusales excesivos durante los movimientos laterales.
- Morfología oclusal muy pronunciada (cúspides altas y fosas profundas).

Además, posterior al estudio en el tiempo de las restauraciones cementadas establece que estas, facilitan una mejor oclusión, estética y pasividad cuando son comparadas con las atornilladas (34).

c. Fundamentos de la ferulización de implantes adyacentes.

Ferulización o no ferulización

La decisión clínica de ferulizar implantes adyacentes, es la consecuencia tanto del conocimiento de sus principios teóricos como de un minucioso estudio del caso clínico al cual nos enfrentamos, en este sentido, ya sea ferulizar desde la estructura protésica en caso de prótesis atornillada o la ferulización de las restauraciones en el caso de prótesis cementadas, está basada en razones principalmente biomecánicas. Este enfoque de rehabilitación ferulizada se sustenta en la teoría de que la carga oclusal sobre los implantes adyacentes será mejor distribuida y compartida.

Cabe destacar que la mayoría de los argumentos para ferulizar implantes múltiples adyacentes se basan en opiniones clínicas y estudios experimentales, mas no en estudios científicos clínicos con los seguimientos en el tiempo necesarios para avalarla.

El objetivo de ferulizar los implantes adyacentes para algunos autores, es el de distribuir de manera más favorable las fuerzas aplicadas y para minimizar la transferencia de las cargas horizontales a la interfase implante-hueso (14).

En base a la misma escasa evidencia se han establecidos algunos criterios como guías para la decisión de ferulizar implantes los cuales son(15) :

- Cuando existen hábitos parafuncionales.
- En calidad de hueso tipo IV.
- Implantes en área de seno maxilar en donde se ha realizado elevación.
- Implantes inclinados o angulados.
- Implantes muy separados entre si.
- Implantes colocados en hueso injertado (no nativo).
- Cuando existe una guía anterior muy "empinada" (Sobre mordida vertical aumentada)

- Implantes en área de caninos.

Por otra parte se ha evaluado la efectividad de la ferulización mediante el uso de un modelo de elementos finitos tridimensional y se ha observado que el efecto de la ferulización de las restauraciones disminuye la tensión bajo cargas horizontales en el tejido óseo periimplantar de implantes colocados en hueso de pobre calidad, por lo tanto recomiendan la ferulización de los implantes cuando estos son colocados en hueso de pobre calidad (35).

3. COMPLICACIONES EN IMPLANTOLOGÍA

Gracias a los avances científicos y nuevos alcances en la tecnología de la implantología se ha logrado llegar a altas tasa de éxito en los implantes dentales, a pesar de esto aún ocurren fallas y errores en función de problemas mecánicos o biológicos, generalmente como consecuencia de la falta de planificación, la impericia para aplicar de forma correcta las secuencia de las etapas quirúrgica y protésica o aún la falta de mantenimiento de los tratamientos realizados. Las tasas de éxitos además deberían incluir las informaciones relacionadas con la estabilidad de las rehabilitaciones, información de la estabilidad ósea alrededor de los implantes, ausencia de sintomatología o infección de los tejidos periimplantares, entre otras (36) .

La tasa de fracaso de los implantes dentales, opuesta a la tasa de supervivencia suele oscilar entre el 1% y el 19%. Estas fallas pueden clasificarse según el momento en que se conectó el pilar pudiendo ser fallas tempranas o tardías.
Las fallas tempranas ocurrieron antes de la aplicación de la carga funcional y las fallas tardías ocurrieron después de aplicar la carga oclusal.
Revisar los factores asociados con el fracaso temprano y tardío de los implantes dentales (37).
El fracaso temprano, por lo tanto, representa un fracaso para establecer la osteointegración de los implantes dentales, mientras que el fracaso tardío es el

fracaso de la osteointegración ya establecida o de la función de los implantes dentales. Si bien el fracaso temprano es únicamente una complicación biológica, el fracaso tardío puede tener complicaciones tanto biológicas como mecánicas(37).

La principal complicación biológica que observamos en los tratamientos implantológicos es la periimplantitis que implica la reabsorción de tejidos duros y blandos. Las complicaciones mecánicas por otra parte suelen deberse a un incorrecto diseño protésico, provocando un aumento en la carga del implante y pudiendo provocar la fractura del cuerpo del implante, el cuerpo del tornillo o la supraestructura del implante (38).

Por lo tanto, las fallas biológicas son todas las veces en que el huésped (paciente/hueso) presenta algún tipo de insuficiencia para establecer o mantener la osteointegración, esta falla puede ser temprana en el caso en que nunca se logró la osteointegración del implante o tardía cuando la perdida de esta es al momento en que el implante es sometido a cargas funcionales. Las fallas biológicas ocurren cuando la osteointegración no se mantiene después de la instalación de los implantes o cuando no es mantenida a través de los años (39).

Es indispensable prevenir las complicaciones biológicas con el consiguiente fracaso de los implantes por medio de una planificación adecuada que facilite el establecimiento de la oseointegración y preserve la misma que ya ha sido conseguida.

4. CONSIDERACIONES BIOLÓGICAS

a. Estado periimplantario

Los antecedentes de periodontitis en un paciente siguen siendo considerado como el principal factor de riesgo de general una inflamación y perdida del tejido periimplantario.

Existe un nivel moderado de evidencia de que los pacientes con periodontitis tienen un riesgo significativamente mayor de falla del implante y pérdida progresiva de hueso alrededor de los implantes. La mayoría de los pacientes reportados tenían periodontitis avanzada o agresiva, lo que sugiere una mayor susceptibilidad en formas más progresivas de la enfermedad.

En un estudio a largo plazo de Anner et al. (40), publicado el año 2010, que evaluó a pacientes con periodontitis y cofactores, se investigaron los efectos del tabaquismo, la diabetes mellitus y el tratamiento periodontal de apoyo en relación con la supervivencia del implante.

El estudio concluyó de manera similar a estudios realizados en forma anterior que el tabaquismo se asocia de forma estadística con las tasas de fracaso de los implantes, por otra parte, la diabetes no se logra relacionar de manera estadísticamente significativa con el fracaso (40).

Además, los pacientes con periodontitis logran presentar altas tasas de supervivencia de los implantes siempre y cuando están bajo un alto nivel de cuidados de mantenimiento y tienen muy buen control de la placa. Por lo tanto, la terapia con implantes debe realizarse en pacientes con antecedentes de periodontitis solo después de una atención quirúrgica o no quirúrgica complementaria exitosa seguida de un compromiso con el mantenimiento periodontal a largo plazo (40).

La evidencia actual discute el vínculo entre periodontitis y falla del implante varía y si bien el nivel de evidencia para relacionar la periodontitis con el fracaso del implante no es débil, la periodontitis pertenece a un grupo de enfermedades multifactoriales en las que los patógenos desencadenan respuestas inmunitarias e inflamatorias crónicas del huésped, es por esto que el poder predecir que pacientes tendrán una reacción patológica periimplantaria sea complejo y requiera aún de una mayor cantidad de evidencia científica a largo plazo para poder vincular diversos

factores asociados con la periimplantitis y el posible fallo del implante producto de esta (41)

5. CONSIDERACIONES MECÁNICAS

Con respecto a las fallas mecánicas, se ha visto que en ellas participan diversos factores como posibles causantes de que un implante dental presente complicaciones que puedan afectar el éxito del tratamiento, dentro de estos agentes causantes podemos encontrar la inadecuada adaptación de la estructura protética, el bruxismo, desajustes oclusales, un incorrecto diseño de las estructuras protéticas, posición de los implantes, diámetro de los implantes, etcétera.

En los implantes dentales se pueden presentar desde pequeñas complicaciones mecánicas hasta la pérdida total del implante producto de estas. Dentro de las complicaciones mecánicas más frecuentes se encuentran el aflojamiento de los tornillos o la fractura de estos, fractura de implantes y la fractura o rotura de los materiales de restauración generalmente resinas o cerámicas (34).

Sin embargo, algunos autores consideran casos de fracturas de tornillos de conexión de prótesis como complicaciones y no como fallas, dado que tales fenómenos tienen condiciones de reversibilidad y pueden ser corregidas en la mayoría de los casos (42)

En la literatura se pueden encontrar grandes diferencias en las tasas de fallas mecánicas, en donde se puede observar que estudios más recientes ven aumentados los índices de fracasos mecánicos en las rehabilitaciones con implantes, esto se podría explicar no por un real aumento en la cantidad de problemas mecánicos sino más bien por un aumento en los criterios utilizados para validar un fallo, un criterio más riguroso en la calificación de estos y una mayor cantidad de estudios con seguimientos a largo plazo (43).

6. TASA DE SUPERVIVENCIA /ÉXITO

a. Tasa de Supervivencia en implantología

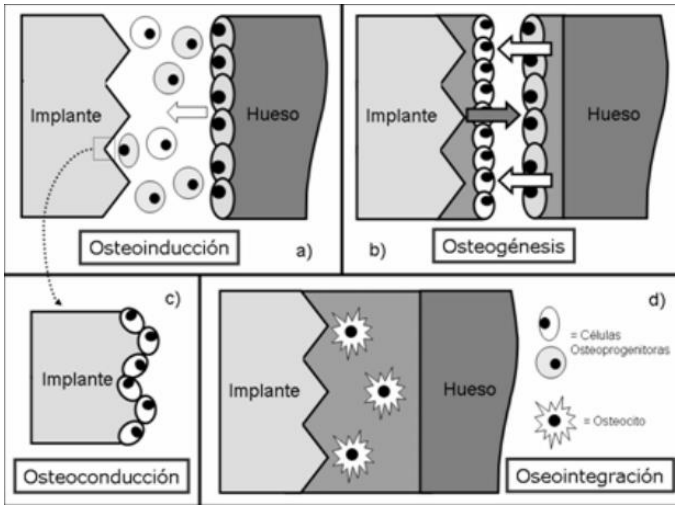
En la implantología el principal factor del cual depende la supervivencia del implante es el anclaje a nivel intraóseo de este, dependiendo esto en gran parte del hueso, un tejido vital que va a actuar como soporte a nivel esqueletal, regulador del medio interno, almacenador de sales de calcio y portador de tejido hematopoyético en su interior (44).

La óseo-integración se define como la unión intima entre el tejido óseo y la superficie del implante una vez que este ha sido sometido a cargas funcionales. Para lograr esta unión es necesario preparar el hueso alveolar con un mínimo de daño, removiendo una cantidad justa de tejido óseo según la necesidad del implante que se va a utilizar, manteniendo la topografía ósea lo más intacta posible. Una vez instalado el implante en el lugar recientemente preparado viene la etapa de cicatrización en donde el coagulo que queda entre ambas superficies se irá transformando en un nuevo tejido óseo (osteogénesis) mediante la formación de un “callo óseo” (45) .

Así, el hueso dañado circundante producto del trauma quirúrgico (falta de irrigación y/o elevación de la temperatura) también repara, sufriendo revascularización y remodelación, que al término de este proceso de integración permite un enlace mecánico fuerte sobre la superficie rugosa del implante (fijación) (45).

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. (14)



Esquema 1. Proceso de osteointegración, elaborado por Carl E. Misch, 2009.

El contacto óseo efectivo del implante puede variar dependiendo principalmente de la densidad y calidad ósea, pudiendo variar entre un +-80% (Hueso D-1) hasta +-25% (Hueso D-4) en promedio, favoreciendo o disminuyendo su estabilidad inicial. Mientras mayor es el contacto óseo efectivo mejor es la distribución de las fuerzas y menor la tensión transmitida a nivel de la unión implante-hueso.

Es de suma importancia que el tejido óseo cicatrice de manera altamente diferenciada, evitando que se desarrolle un tejido cicatrizar poco diferenciado fibroso con el cual podría producirse una fibrointegración, consistente en una trama de fibras colágenas paralelas al eje mayor del implante sin la capacidad de transmitir fuerzas al hueso, aumentando de grosor a expensas de la reabsorción ósea hasta terminar con la viabilidad de la fijación. (33).

Uno de los principales responsables en conseguir las altas tasas de supervivencia de los implantes es el material de estos mismos, el titanio, dicho material bioinerte y aloplástico, combina las bondades mecánicas con un módulo de elasticidad cercano al hueso, una dureza capaz de soportar fuerzas elevadas y con una estabilidad biológica dada por la pasividad de la capa de óxido que se forma tanto en el aire como en el agua, muy resistente al ataque químico, situándolo como uno de los metales más resistentes a la corrosión (45).

b. Parámetros clínicos del éxito

Para poder considerar que un tratamiento implanto-soportado ha sido exitoso existen un sin número de diferentes indicadores que se pueden utilizar, entendiéndose que no necesariamente todos los clínicos ni investigadores van a utilizar los mismos para considerar a un tratamiento exitoso, pudiendo esto alterar las comparaciones entre diversos estudios clínicos. En general, se puede considerar que es fundamental para el éxito tener un proceso de óseo-integración correcto, así como también la relación con los tejidos blandos, mediante una serie de parámetros o factores clínicos y radiográficos, tales como: inmovilidad, nivel óseo mantenido, ausencia de dolor, ausencia de sangramiento y procesos inflamatorios, ausencia de radiolucidez y sonido mate a la percusión (45).

c. Parámetros protésicos de éxito

Además de los indicadores biológicos mencionado anteriormente, también hay criterios de éxito desde el punto de vista protésico, entre los cuales podríamos nombrar: posición del implante, relación con otros implantes o dientes vecinos, inclinación al eje de inserción, relación con los tejidos blandos y otros factores relacionados con la corona protésica como fractura o alojamiento del tornillo,

fractura del material de revestimiento, problemas en la elección del color, entre otros.

Dentro de las condiciones ideales para considerar el éxito del tratamiento también encontramos la correcta relación con las fuerzas a las que estará expuesto por lo que necesitamos que el tratamiento protésico esté bien implantado, que sean cargados axialmente, minimizando las cargas laterales, ausencia de contactos prematuros y la conservación de los tejidos blandos circundantes.

Una vez que los implantes se han óseo-integrado, la transferencia de fuerzas al hueso es fundamental para el éxito del tratamiento, ya que las magnitudes de fuerzas de masticación en pacientes portadores de implantes han sido comparables a pacientes con dentición natural.

Es importante recalcar la necesidad de un control de fuerzas oclusales minucioso y prolijo ya que la ausencia de ligamento periodontal y el escaso rango de movilidad de +-10µm (46) hace que los implantes tengan un umbral mínimo o absoluto de percepción táctil (mínimo nivel de fuerza capaz de producir la sensación de tacto) dado por la senso-óseo-percepción, resistiendo casi 10 veces más antes de que exista un estímulo de percepción de carga (47)

El adecuado estudio y planificación de cada caso clínico en forma individual, prestando especial atención a los factores e indicadores mencionados anteriormente tanto biológicos como mecánicos es la manera de asegurarnos de realizar un proceso quirúrgico-protésico exitoso con un resultado perdurable en el tiempo.

PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿Es la tasa de éxito de la ferulización de prótesis fijas implantosoportadas sobre implantes adyacentes en la rehabilitación de pacientes parcialmente edéntulos, igual que en las prótesis fijas implantosoportadas no ferulizadas?

OBJETIVOS

A. Objetivo General

Determinar si la ferulización de prótesis fija sobre implantes adyacentes es necesaria para una mayor tasa de éxito en la rehabilitación de sectores posteriores en pacientes parcialmente edéntulos.

B. Objetivos Específicos

1. Evaluar y comparar el desempeño de las prótesis fijas implantosoportadas ferulizadas y no ferulizadas sobre implantes adyacentes en pacientes parcialmente edéntulos.
2. Evaluar las condiciones biológicas que determinan la tasa de éxito de las prótesis fijas implantosoportadas tanto ferulizadas como no ferulizadas.
3. Discutir variables funcionales y su comportamiento en un tratamiento de prótesis fijas implantosoportadas ferulizadas y no ferulizadas.
4. Identificar las complicaciones biológicas y protésicas de las prótesis fijas implantosoportadas sobre implantes adyacentes.
5. Describir las ventajas y desventajas de cada opción protésica, ya sea ferulizada o no ferulizada.

MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de diseño: Revisión científica literaria

1. Estrategia de búsqueda

Este estudio fue realizado en base al principio PICO: Paciente o problema (Pacientes parcialmente edéntulos), Intervención (Rehabilitación ferulizada de prótesis implantosoportadas de implantes adyacentes), Control o comparación (Rehabilitación unitaria de prótesis implantosoportadas de implantes adyacentes), Outcome (Desempeño de alternativa rehabilitadora)**.** La pregunta de investigación fue basada en el principio antes mencionado: ¿Es la tasa de éxito de la ferulización de prótesis fijas implantosoportadas sobre implantes adyacentes en la rehabilitación de pacientes parcialmente edéntulos, igual que en las prótesis fijas implantosoportadas no ferulizadas?

Pese a que este trabajo es una revisión literaria, la estrategia de búsqueda se realizó de manera sistemática. Los términos y palabras llave escogidas para la búsqueda inicial fueron “Splint”, “Dental Implant”, “Prostheses - Restoration- Crown- Dental Prostheses” con el fin de abarcar la mayor cantidad de estudios que pudiesen describir el desempeño de prótesis implantosoportadas ferulizadas sobre implantes adyacentes en pacientes parcialmente edéntulos, sin discriminar artículos por año de publicación.

La búsqueda fue llevada a cabo en agosto del año 2020 en dos bases de datos electrónicas, PubMed y Scopus, y la estrategia de búsqueda fue modificada según la base de datos utilizada. En las tablas 1 y 2 que se muestran a continuación, se observa un esquema representativo de la búsqueda en PubMed y Scopus, respectivamente:

Tabla 2. Estrategia de búsqueda con las palabras llave usadas en base de datos PubMed realizadas día el 5 de agosto.

Search Builder	Search Words	Results
#1	Splint*	14.640
#2	"Dental implants" OR implant*	403.810
#3	Prostheses OR restoration* OR 34rown* OR "dental prostheses"	176.857
	#1 AND #2 AND #3	4.452
	((splint[Title/Abstract]) AND (dental implants[Title/Abstract] OR implant*[Title/Abstract])) AND (prostheses[Title/Abstract] OR restoration*[Title/Abstract] OR 34rown*[Title/Abstract] OR dental prostheses[Title/Abstract])*	

* Asterisco en Pubmed, después de una palabra de búsqueda lleva a todos los términos que comienzan con dicha palabra.

Tabla 3. Estrategia de búsqueda con las palabras llave usadas en base de datos Scopus realizadas día el 5 de agosto.

Search Builder	Search Words	Results
#1	Splint*	28.402
#2	Dental implants OR implant*	219.038
#3	Prostheses OR restoration* OR 35rown* OR dental prostheses	769.788
	#1 AND #2 AND #3	1.016
	(TITLE-ABS-KEY (splint) AND TITLE-ABS-KEY (implant* OR dental AND implants) AND TITLE-ABS-KEY (prostheses OR restoration* OR 35rown* OR dental AND prostheses))*	

Adicionalmente, fueron revisados artículos obtenidos en una búsqueda manual (hand searching) en revistas relacionadas con rehabilitación e implantes (American College of Prosthodontics, European Journal of Dentistry, The International Journal of Oral and Maxilofacial Implants, The journal of prosthetics dentistry) para así añadir los estudios que no se encontraban en las bases de datos utilizadas en la búsqueda previa. La estrategia de búsqueda fue orientada por la guía PRISMA(48).

2. Criterios de elegibilidad

Se realizó una primera revisión de los títulos de los artículos encontrados, con el fin de eliminar los que no tuvieran relación con el ámbito odontológico. De los artículos restantes, se hizo un análisis más detallado y se procedió a leer los resúmenes de cada trabajo, seleccionando los que cumplieran con los requisitos establecidos. Se

excluyeron todos los artículos que incluyeran ferulización diente-implante, ferulización en impresiones y los estudios en pacientes totalmente edéntulos.

En esta revisión se incluyeron publicaciones en inglés y francés. Este proceso de búsqueda fue realizado por dos revisores independientes, (D.A., A.A) los que, en caso de desacuerdo, procedieron a discutir en conjunto. Una vez finalizado este proceso, se hizo una lectura crítica de los artículos seleccionados y de sus referencias bibliográficas, con el fin de identificar algún artículo que no estaba en la búsqueda inicial y pudiese ser útil para este trabajo.

RESULTADOS

La estrategia de búsqueda arrojó un total de 1.468 artículos, una vez removidos los duplicados (n = 455), se aplicaron los criterios de exclusión (n= 999), obteniendo 18 artículos con acceso a Full Text. Posteriormente se agregaron los artículos de Búsqueda Manual (n=18) dando como resultado final 32 artículos seleccionados para realizar este estudio. Lo anteriormente expuesto se muestra en la Figura 1.

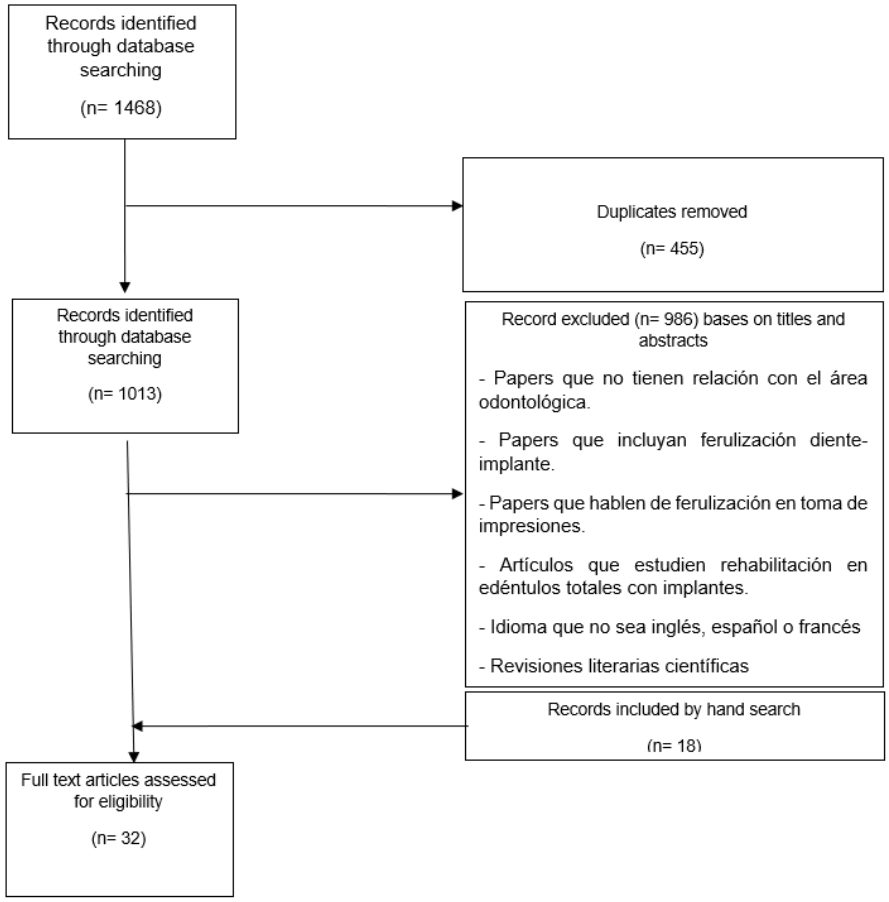


Figura 1. PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses) flowchart showing the search process.

Los artículos incluidos fueron clasificados de acuerdo a la metodología de estudio utilizada, siendo finalmente clasificados en 3 grupos. De los 32 estudios seleccionados, 3 corresponden a revisiones sistemáticas o metaanálisis (8, 12, 49), 14 estudios son de carácter clínico (7, 31, 50-61) y 15 son estudios experimentales (4, 35, 62-74).

De acuerdo al tipo de estudio se procedió a extraer y ordenar la data que pudiese ser relevante al momento de comparar el desempeño de las opciones protésicas ferulizadas y no ferulizadas, como se muestra en la tabla 3, 4 y 5., en donde se pueden apreciar las principales variables y conclusiones respecto a la ferulización.

Los estudios seleccionados reunían un total de 30 variables, las cuales podían ser de tipo cualitativa como: angulación del implante, características del implantes, combinación de tipo de implantes, complicaciones, demografía de los pacientes implantados, diámetro del implante, dirección de carga, estado periimplantario, factores de riesgo, material de restauración, parámetros quirúrgicos, posición del implante, satisfacción del paciente, superficie de contacto interproximal, tipo de antagonista y ubicación; o bien del tipo cuantitativa, como: altura coronaria, relación corona/implante, distribución de carga, índice de higiene, intensidad del contacto, longitud del implante, pérdida ósea marginal, tasa de éxito, tasa de supervivencia, tensión promedio, tiempo de seguimiento y valor de estrés máximo.

Estas variables fueron clasificadas de acuerdo al Grupo de Estudio del cual fueron extraídas. La figura 2 muestra de manera esquemática, el listado total de variables, organizadas según el estudio de procedencia.

Las variables fueron revisadas de manera individual, seleccionando aquellas atingentes al tema principal de este trabajo. Por esta razón, se decidió profundizar solo en aquellas variables concluyentes respecto al tema de ferulización de implantes adyacentes, las cuales pueden ser observadas de manera didáctica en color azul en la Figura 2.

Tabla 4. Revisiones sistemáticas y Metaanálisis

Estudio y año de publicación	Tipo de estudio	Estudios seleccionados	Cantidad de implantes	Cantidad de pacientes	Seguimiento promedio (meses)	Variables analizadas	Principales conclusiones
Al Amri, M. D. – 2017 (12)	Revisión sistemática	6	2315	1175	90,4	Características del implante Diseño protésico (F/NF*) Pérdida ósea marginal	La pérdida ósea marginal es comparable entre los implantes rehabilitados de manera ferulizada y unitaria. La opción protésica seleccionada se basa en la preferencia del tratante.
De Souza Batista, V. E.- 2019 (8)	Metaanálisis	19	4215	2185	87,5	Diseño protésico (F/NF*) Pérdida ósea marginal Tasa de supervivencia Complicaciones protésicas	La opción protésica ferulizada o unitaria, no muestra diferencias en la pérdida ósea marginal ni en las complicaciones protésicas reportadas, especialmente en sectores posteriores. Existe asociación entre restauraciones ferulizadas y tasa más baja de fallas de implantes.
Ravidà, A. – 2019 (49)	Revisión sistemática	19	1404	705	60	Demografía Características del implante, Parámetros quirúrgico	Los implantes no ferulizados mostraron una tasa de complicaciones protésicas más alta y una mayor incidencia de falla del implante en

						Diseño protésico (F/NF*) Seguimiento post - carga Factores de riesgo Pérdida ósea marginal Complicaciones Tasa de supervivencia	comparación con los implantes rehabilitados de manera ferulizada.

F/ NF*: Ferulizado / No Ferulizado

Tabla 5. Estudios Clínicos

ESTUDIO Y AÑO DE PUBLICACIÓN	TIPO DE ESTUDIO	CANTIDAD DE IMPLANTES	CARACTERÍSTICAS DEL IMPLANTE DESCRITAS	CANTIDAD DE PACIENTES	SEGUIMIENTO (MESES)	VARIABLES	PRINCIPALES CONCLUSIONES
BLANES, R.J. – 2007 (75)	Prospectivo	120	ITI	83	120	Supervivencia del implante C/I* Ratio Pérdida ósea marginal Diseño protésico (F/NF)*	La comparación de la pérdida ósea marginal entre ambas opciones protésicas (F/NF) no alcanza una diferencia estadísticamente significativa. Restauraciones con alto índice C/I no muestran menor éxito o supervivencia comparada con las restauraciones con índice C/I menores.
CLELLAND, N. – 2016 (51)	Cohorte Prospectivo	82	Osseospeed dentsply Hex. Interno 6, 8, 9, 11 mm	18	36	Complicaciones protésicas Diseño protésico (F/NF)* Longitud del implante Pérdida ósea marginal	No se aprecia diferencia estadísticamente significativa en la pérdida ósea marginal entre una rehabilitación ferulizada o no ferulizada en implantes mayores a 6 mm. El aflojamiento de tornillos de implantes fue reportado sólo en el

							grupo de restauraciones no ferulizadas.
FORTIN, T. – 2016 (52)	Prospectivo	89	EVL Plus Hex. Interno 10 mm	52	60	Pérdida ósea marginal Diseño protésico (F/NF)*	La ferulización protésica pareciera tener un impacto mínimo en la disminución de la pérdida ósea marginal.
GUARNIERI, R. – 2019 (53)	Prospectivo	68	Corto (≤ 7 mm) Están dar (≥ 9 mm)	30	36	Tasa de supervivencia Pérdida ósea marginal C/I* Ratio Tipo del implante Ubicación Tipo de antagonista. Diseño protésico (F/NF)* Estado periimplantario	No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la pérdida ósea marginal según el diseño protésico utilizado (F/NF))
HAN, J. 2018 (54)	Prospectivo	95	Osseospee d TX Hex. Interno 6 mm	45	36	Supervivencia del implante Pérdida ósea marginal Estado periimplantario Complicaciones	La pérdida ósea marginal a los 3 años es mínima, por lo que sería favorable ferulizar las restauraciones de implantes de 6 mm en el sector posterior

KREISSL, M.E – 2007 (55)	Retrospectivo	205	Osseotite Zimmer	76	60	Tasa de éxito Tasa de supervivencia Complicaciones protésicas Diseño protésico (F/NF)*	Las prótesis no ferulizadas mostraron una mayor tendencia a reportar complicaciones, seguido por las prótesis ferulizadas. Los puentes sobre implantes se mantuvieron libres de complicaciones.
LEE, J.B – 2016 (56)	Retrospectivo	408	Dentium Hex. Interno	234	40	Demografía Ubicación del implante C/I* Ratio Altura Coronaria y Distancia horizontal. Complicaciones mecánicas Complicaciones biológicas. Diseño protésico (F/NF)* Tasa de éxito	La tasa de éxito de implantes rehabilitados de manera unitaria no muestra diferencia significativa con los rehabilitadas de manera ferulizada. Las prótesis no ferulizadas presentan mayores complicaciones protésicas mecánicas, siendo la más común el aflojamiento de tornillo Las prótesis ferulizadas presentan mayores tasas de complicaciones biológicas.

MENDOÇA, J.A – 2014 (76)	Retrospectivo	453	Hex. Interno y Externo. 10, 8,5 y 7 mm	198	36-192	Tasa de éxito Pérdida ósea marginal Diseño protésico (F/NF)*	La ventaja biomecánica de la ferulización de implantes adyacentes es menor cuando los pacientes presentan una guía anterior y una oclusión estable.
RAVIDA 2018(31)	Retrospectivo	382	-	145	92	Diseño Protésico (F/NF/ PFP)* Tasa de supervivencia, Incidencia de periimplantitis, Complicaciones protésicas	Al rehabilitar un área edéntula de 3 dientes adyacentes, se observa un índice de periimplantitis mayor en restauraciones ferulizadas. Mientras que la de tasa de éxito es ligeramente mayor en la opción ferulizada, la opción unitaria reporta mayor incidencia en complicaciones protésicas.
SHI, J.Y. – 2018 (58)	Retrospectivo Longitudinal	98	SLA Straumann	67	121	Tasa de supervivencia Complicaciones mecánicas Estado periimplantario Pérdida ósea marginal	Las complicaciones mecánicas de las prótesis ferulizadas sobre implantes fueron significativamente menores a las unitarias.

						Satisfacción del paciente. Diseño protésico (F/NF)*	No se informaron diferencias significativas en la tasa de supervivencia, ni pérdida ósea marginal entre los distintos diseños protésicos (F/NF).
VÁZQUEZ, R. – 2015 (59)	Prospectivo	585	Astratech Hex. Interno y BTI Hex. externo	148	> 60	Pérdida ósea marginal Índice de Higiene Diseño protésico (F/NF)* Estado periimplantario	La pérdida ósea marginal es menor en las prótesis unitarias que en las prótesis ferulizadas sobre implantes en sectores edéntulos
VIGOLO, P. – 2010 (60)	Prospectivo	132	Biomet 3i Hex. Externo	44	60	Pérdida ósea marginal Tasa de supervivencia Diseño protésico (F/NF)*	Los implantes con prótesis no ferulizados mostraron una tasa de supervivencia global comparable a la obtenida con prótesis ferulizadas. La pérdida ósea marginal fue comparable en ambas opciones protésicas. Las prótesis sobre implantes no ferulizadas pueden ser utilizados exitosamente en muchas situaciones clínicas.

VIGOLO, P. – 2015 (7)	Cohorte Retrospectivo	132	Biomet 3i Hex. Externo	44	120	Pérdida ósea marginal Tasa de supervivencia Diseño protésico (F/NF)*	Existe una diferencia estadísticamente significativa en la pérdida ósea marginal entre el grupo ferulizado y no ferulizado, pero no es considerado clínicamente relevante.
WANG, J.H. – 2016 (61)	Retrospectivo	5491	-	-	60	Complicaciones protésicas, Diseño protésico (F/NF)*	Las complicaciones protésicas fueron observadas en los distintos diseños protésicos y estas pueden estar asociadas al operador, al paciente y factores dependientes del implante.

*F/NF: Ferulizado/ No Ferulizado PFP: Prótesis Fija Plural *C/I: Corona/implante

Tabla 6. Estudios Experimentales (Fotoelásticos y Análisis de elemento finito)

ESTUDIO Y AÑO DE PUBLICACIÓN	*TIPO DE ESTUDIO*	*CANTIDAD DE IMPLANTES*	*CARACTERÍSTICAS DEL IMPLANTE DESCRITAS*	*VARIABLES*	*PRINCIPALES CONCLUSIONES*
ARAUJO, CA. – 2009 (62)	Fotoelástico	3 implantes adyacentes	Titamax Neodent Hex. externo 3.75 x 13 mm	Superficie de contacto interproximal Diseño protésico (F/NF)*	Las prótesis ferulizadas sobre implantes tienen un mejor comportamiento biomecánico
ARAUJO, C.A – 2018 (5)	Análisis de elemento finito	3 implantes adyacentes	Diseño Cono morse 11.5, 10, 8.5 y 7 mm	Longitud del implante Diseño protésico (F/NF)* Dirección de Carga (A-O)*	Las prótesis sobre implantes ferulizados favorecen la distribución de la carga al reducir el estrés en la zona implante/ aditamento y en la zona del tejido óseo marginal.
BEHNAZ, E. – 2015 (64)	Análisis de elemento finito	2 implantes adyacentes	Biohorizons Hex interno 4.5 x 10.5mm	Valor estrés máximo Angulación implante Diseño protésico (F/NF)	La ferulización es beneficiosa para reducir la tensión en el cuerpo del implante y el hueso cortical, especialmente cuando la carga que se aplica no es axial del implante.
CHEN, XI. -2012 (65)	Análisis de elemento finito	3 implantes unitarios 3 implantes ferulizados o 2 implantes con una PFP	ITI 4x10 mm	Diseño protésico (F/NF)* Distribución de estrés y cargas.	Se recomienda rehabilitar los implantes de manera unitaria cuando el espacio y el costo lo permiten.

CLELLAND, N. – 2010 (66)	Análisis de elemento finito	2 implantes adyacentes	Astratech 5x11 mm y 5 x 15 mm.	Diseño protésico (F/NF) Dirección de Carga (A-O)* C/I* ratio Tensión mínima y máxima	La ferulización protésica no es significativa en implantes con conexión interna y ratio C/I menor a 1.
DE SOUZA, V.E. – 2017 (77)	Análisis de elemento finito	3 implantes adyacentes	Conexão Sistemas Hex. externo 4 x 10 mm.	Posición de los implantes (en línea o fuera de línea) Dirección de Carga (A-O)* Diseño protésico (F/NF)*	Los implantes en línea con sus prótesis ferulizadas muestran valores similares que los unitarios en línea. La ferulización asociada con una configuración de implantes fuera de línea (offset) fue eficaz para disminuir la tensión sobre los tornillos del pilar y el tejido óseo.
GUICHET, D.L. – 2002 (4)	Fotoelástico	3 implantes adyacentes	Nobel Biocare 3.75 x 10mm	Diseño protésico (F/NF)* Intensidad de punto de contacto	Las prótesis ferulizadas mostraron una mejor distribución de la carga, al compararlas con las no ferulizadas. Existe disminución de estrés en el implante del medio de las prótesis ferulizadas.
HUANG, H.L – 2005 (78)	Análisis de elemento finito	2 o 3 implantes adyacentes	IMZ Friadent AG, Wide (5mm) Estándar (3,5mm)	Diseño protésico (F/NF)* Diámetro del implante	La ventaja de la distribución de cargas en las prótesis ferulizadas no es absoluta. Es evidente sólo cuando los implantes que soportan las prótesis tienen una diferencia biomecánica significativa.

NISSAN, J. – 2010 (69)	Fotoelástico	3 implantes adyacentes	Nobel Biocare Hex. externo 3.8 mm diámetro	Ratio C/I* Altura de la corona	La ferulización no previene la falla protésica cuando la altura de la corona es mayor a 15 mm.
PELLIZZER, E.P. – 2014 (70)	Fotoelástico	2 implantes adyacentes	7 x 3.75 mm 10 x 3.75 mm 13 x 3.75 mm	Diseño protésico (F/NF)*, largo del implante Dirección de Carga (A-O)*	Las prótesis ferulizadas mostraron un comportamiento biomecánico superior al ser comparado con prótesis unitarias.
TONIOLLO, M.B – 2017 (71)	Análisis de elemento finito	-	Neodent Conomorse 4 x 11 mm 4 x 5 mm	Diseño protésico (F/NF)* Longitud del implante C/I* Ratio	La ferulización fue beneficiosa en el grupo de implantes más cortos demostrando una disminución del estrés, sin embargo, en implantes estándar con ratio C/I igual a 1, el estrés no es significativamente distinto, por lo que es válido el uso de prótesis unitarias.
WANG, T.M. – 2002 (35)	Análisis de elemento finito	2 implantes adyacentes	Spline implant 4 x 10 mm	Dirección de carga (A-O)* Diseño protésico (F/NF)* Material de restauración.	En los modelos ferulizados en comparación con los modelos no ferulizados, se observó una disminución significativa de la tensión bajo carga horizontal para los 3 materiales de la prótesis.
YANG, T.C – 2011 (79)	Fotoelástico	2 implantes adyacentes	Setio, GC Hex. Externo 3.8 x 7 mm	Tensión promedio Diseño protésico (F/NF)*	Al ser sometidos a carga, las restauraciones ferulizadas de prótesis sobre implantes podrían reducir más los

			4.4 x 5 mm 4.4 x 12 mm	Combinación de implantes (short-short, short-long)	valores de tensión al ser comparadas con prótesis no ferulizadas.
YILMAZ, B. – 2011 (73)	Fotoelástico	2 implantes adyacentes	Osseospeed Astratech 4 x 6 mm	Dirección de Carga (A-O)* Diseño protésico (F/NF)*	Existe una ventaja en la ferulización de las prótesis de implantes cortos al ser sometidos a cargas oblicuas, que podría ser importante en pacientes con hábitos parafuncionales.
YILMAZ, B. – 2013 (74)	Fotoelástico	2 implantes adyacentes	Osseospeed Astratech 4 x 6 mm	Dirección de Carga (A-O)* Diseño protésico (F/NF)*	Cuando las prótesis son cementadas, la ferulización no afecta de manera significativa en la distribución de tensiones a nivel óseo ante cargas axiales y oblicuas.

*F/NF: Ferulizado/ No Ferulizado *C/I: Corona/implante *Dirección de Carga (A-O) = Axial- Oblicua

Pérdida ósea marginal

La pérdida ósea marginal fue la variable más estudiada en los artículos seleccionados. 13 de las 32 investigaciones, entre esos estudios clínicos (7, 50-54, 57-60) y de revisiones sistemáticas (8, 12, 49), informaron resultados referentes a este tópico utilizando radiografías de seguimiento para poder medir esta variable.

Son 7 (7, 50-54, 60) los estudios prospectivos que analizaron los cambios en los niveles óseos marginales, con seguimientos entre 1 y 10 años desde la carga del implante.

Respecto a las revisiones sistemáticas (8, 12, 49), dos indican (8, 12) que no existe diferencia significativa en la pérdida ósea marginal entre las prótesis ferulizadas y no ferulizadas. Sobre los estudios clínicos retrospectivos (57-59), 2 reportaron que no existen diferencias significativas entre los tipos de restauración y la pérdida ósea marginal (58, 59)

Estado periimplantario

En cuanto al estado periimplantario, de los 7 estudios que analizaron esta variable en implantes rehabilitados aplicando algún índice para evaluarlo (6, 7, 49, 53, 54, 58-60), sólo dos eran concluyentes al respecto. Vázquez (59), concluye que no hay una relación estadística entre el diseño protésico y los índices de biofilm o de enfermedad periimplantaria y Ravidá (6) afirma que existe un mayor riesgo de periimplantitis en las restauraciones ferulizadas de implantes, ya que se encontró una incidencia de enfermedad periimplantaria de un 16.7% de las prótesis ferulizadas versus un 7.5% en las prótesis unitarias.

Complicaciones protésicas

Otra de las variables que fue analizada de manera reiterada fueron las complicaciones protésicas relacionada con el diseño rehabilitador. Los estudios que observaron esta variable se distribuyeron de la siguiente manera: 2 estudios de revisión sistemática o metaanálisis(8, 49) y 6 estudios fueron de carácter clínico (31, 51, 55, 56, 58, 61).

Los estudios seleccionados consideraron dentro las complicaciones protésicas, la fractura de las prótesis, chipping de la cerámica, de-cementación de las prótesis, fractura del tornillo y aflojamiento de tornillo(55, 58), siendo esta última la más frecuente en la mayoría de los casos (3. Clelland).

El aflojamiento de tornillo fue la que más se observó en las prótesis no ferulizadas (8, 49, 51, 55), según Kreissl (55),el porcentaje en que se presenta es de un 6.7%, mientras que Lee (56) reporta un 16.75% en este tipo de complicación. Ravidá (49), indica que la probabilidad de que ocurra el aflojamiento de tornillo en las prótesis rehabilitadas de manera unitaria es 15.2 veces mayor en comparación con las ferulizadas.

Algunos autores indican que el chipping o fractura de material es una de las complicaciones más frecuentes en las prótesis no ferulizadas (8, 51, 56, 61), teniendo una incidencia variable, entre un entre un 5.2% (56) y 5.7% (55).

Otras complicaciones fueron descritas, como la fractura de la estructura de la prótesis con una incidencia de un 1% (55), observada solo en prótesis ferulizadas.

Tasa de éxito y tasa de supervivencia

Las tasas de éxito y supervivencia fueron analizadas en 12 estudios (6-8, 49, 50, 53-58, 60). En relación a la tasa de supervivencia, 3 autores (50, 53, 54) que observaron esta variable, no relacionaron sus resultados con el diseño protésico de la fase rehabilitadora. Dentro de los resultados, la tasa de supervivencia de las prótesis no ferulizadas varía según el estudio entre 77.6% (55) y 96.5% (8), mientras que las ferulizadas van desde el 86.1% (55) al 99.1% (8). En general los estudios concluyen que no existe una diferencia estadísticamente significativa al relacionar la tasa de supervivencia con el diseño protésico (6, 7, 49, 58, 60).

En cuanto a la tasa de éxito, los valores oscilan para las prótesis no ferulizadas entre un 52.5% (6) y un 94.3% (56), versus las prótesis ferulizadas entre un 61.5% (6) a un 97.1% (56)

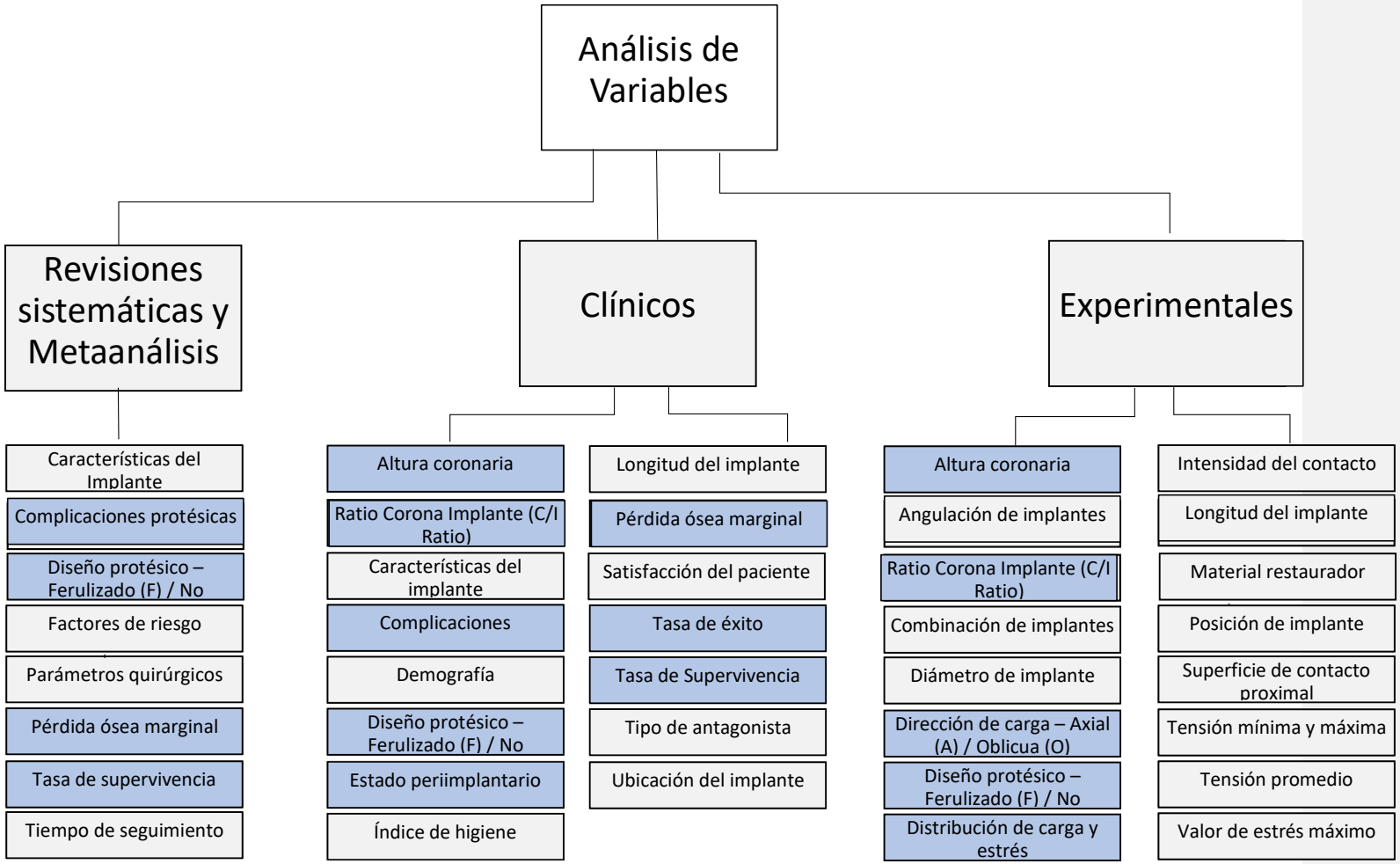


Figura 2. Análisis de variables según tipo de estudio

DISCUSIÓN

Los artículos seleccionados en este trabajo mostraron resultados heterogéneos respecto a las variables relacionadas al éxito de las prótesis implantosoportadas (80, 81). Los hallazgos principales estudiados están asociados a la pérdida ósea marginal, al estado periimplantario, a las complicaciones protésicas y finalmente a la tasa de éxito y supervivencia, la evidencia clínica al respecto no muestra una tendencia clara (12, 52, 60), es por esto que en los siguientes párrafos serán analizados cada uno de estos factores.

1. Pérdida Ósea Marginal

Los estudios que analizaron los cambios en los niveles óseos marginales (7, 50-54, 60, 82), con seguimientos entre 1 y 10 años desde la carga del implante; afirman que no existen diferencias en la pérdida ósea marginal al comparar los diseños protésicos. Esto se ha visto no solo en implantes estándar, sino también en implantes de 6 mm, en donde se concluye que la pérdida ósea marginal en los implantes ferulizados y unitarios no fue suficiente para establecer una diferencia clínicamente significativa (7, 51, 52, 54, 60). Esta similitud en los resultados de pérdida ósea marginal, podría deberse a que los pacientes que participaron en los estudios señalados tenían una oclusión estable, con presencia de guías, lo cual podría jugar un papel preponderante en la distribución efectiva de las fuerzas, y por lo tanto en la mantención de los niveles óseo marginales de los implantes, independiente de la elección de ferulizar o no (7, 60).

La pérdida ósea marginal también está relacionada con la estabilidad a largo plazo del implante, y por lo tanto con su tasa de éxito (83), algunos autores la relacionan con el manejo oclusal (17, 84). Una sobrecarga masticatoria podría traer consecuencias no sólo de pérdida ósea marginal, sino también pérdida de osteointegración y complicaciones biomecánicas (84). Es por esto que el manejo

oclusal en la rehabilitación sobre implantes toma una particular importancia, ya que la ferulización de las prótesis unitarias ha sido ampliamente utilizada como una estrategia para controlar la sobrecarga oclusal (15, 17, 69) y de esta manera estabilizar la pérdida ósea marginal a largo plazo.

Otro de los factores que se ha estudiado, ha sido el tipo de conexión del implante (8, 49) entre los cuales no se ha observado diferencia en los niveles óseos periimplantarios, sin embargo, Vázquez (59) indica que la conexión externa de los implantes rehabilitados de manera individual, presentan una menor pérdida ósea periimplantaria que los que reemplazan varios dientes en una sección desdentada y están ferulizados, lo cual podría asociarse a la mayor dificultad en el control de biofilm interproximal en las prótesis ferulizadas y por lo tanto a un mayor riesgo de una enfermedad periimplantaria (85, 86) y consecuente pérdida ósea marginal.

2. Estado Periimplantario

Los signos inflamatorios de la mucosa que rodea a los implantes, o bien a la pérdida de inserción de estos son altamente prevalentes en los tratamientos protésicos implantosoportados (56, 87), afectando así la oseointegración del implante y por ende la tasa de éxito del tratamiento (85).

Los resultados observados son controversiales, una de las investigaciones no logra hacer una asociación entre el estado periimplantario y la opción protésica rehabilitadora (59) lo cual podría asociarse a la falta de estudios controlados con un seguimiento periodontal adecuado en todas las etapas del tratamiento rehabilitador. Por otra parte, Ravidá (31) concluye que aquellos con implantes adyacentes rehabilitados de manera ferulizada presentan un mayor riesgo de tener periimplantitis, esto concuerda con los resultados del estudio realizado por Yuseung(88), quien concluye que los perfiles de emergencia convexos y las restauraciones sobre implantes ferulizados, aumentan el riesgo de una enfermedad periimplantaria. De acuerdo a la evidencia disponible (89), la periimplantitis se asocia a un control de placa deficiente, esto tendría relación a la dificultad de realizar una correcta higiene interproximal y perrimplantaria en las prótesis ferulizadas de dos o más piezas (86, 89). Además, es importante mencionar que un exceso de

residuos de cementos dentales, se asocian a una enfermedad periimplantaria en la mayoría de los casos (90, 91), es más probable que al dejar esto residuos al interior del surco gingival, se pueda provocar un gran riesgo de periimplantitis y hasta una eventual pérdida del implante(90, 92).

Es importante mencionar, que los dos estudios que concluyen respecto al estado periimplantario (31, 59), sólo lo hacen en relación a la opción protésica, y no diferencian el tipo de implante o su conexión (31, 59).

Esto último es concordante con lo expuesto por los autores de los metaanálisis estudiados, donde tras recopilar información del desempeño de más de 4000 implantes, no establecen una relación entre el tipo de conexión del implante y su desempeño a largo plazo (8, 12, 49). Siguiendo esta misma línea, Araujo Lemos, en un metaanálisis del 2018, donde comparó las prótesis implanto soportadas de implantes con ambas conexiones, concluye que pese a existir una menor perdida ósea marginal en los de conexión interna, la supervivencia y tasa de complicaciones no difería según el tipo de conexión del implante (62).

3. Complicaciones protésicas

Las complicaciones protésicas reportadas en los estudios clínicos seleccionados, estuvieron relacionadas con el aflojamiento o fractura de los tornillos protésicos (8, 31, 49, 51, 55, 56, 58, 61), fallas en el revestimiento del material restaurador o “chipping” (8, 31, 49, 51, 55, 58, 61) y fractura de la prótesis (31, 49, 55, 56, 58) o desalojo de esta (31, 49, 58).

El mayor reporte de complicaciones mecánicas protésicas se ha visto asociado a los tornillos protésicos de implantes menores de 8 mm (51, 73). Esto podría estar explicado por el tipo de implantes, ya que se utilizan en pacientes que tienen una mayor reabsorción ósea (32), esta mayor reabsorción, conlleva a una mayor distancia intermaxilar y por lo tanto a un aumento en el tamaño de la corona del implante (51) generando un escenario biomecánico desfavorable, y por tanto comprometiendo el éxito del implante a largo plazo (57).

En contraste, se ha observado en otros estudios (50) que la relación corono/implante no debiese ser tan determinante, ya que la rehabilitación de estos puede tener éxito incluso con relaciones entre 1:2 y 1:3. El tamaño de la corona (93, 94), ha sido considerado un punto importante, afectando la biomecánica de las prótesis soportadas por implantes al simular un cantiléver vertical y así pudiendo aumentar las complicaciones mecánicas (93) Este factor no solo sería determinante en el aflojamiento de tornillo, sino en otras complicaciones como la fractura de este o incluso la falla completa del implante(93).

Se ha sugerido que el efecto negativo de la relación corono-implante podría verse disminuido por el escenario protector proporcionado por la ferulización (50) . Esto ha sido observado en diversos estudios (51, 95, 96) en donde se ha visto relacionada la pérdida de los implantes menores a 8 mm con una rehabilitación no ferulizada, por lo que la ferulización de los implantes cortos (< 8 mm) aumentaría la tasa de éxito del tratamiento (95, 96). Sin embargo, los estudios observados en este trabajo (50, 51, 53) que incluyeron la variable de ratio C/I, no concluyen al respecto debido a que las tasas de supervivencia y de pérdida ósea marginal de las prótesis ferulizadas y no ferulizadas no presentan diferencias estadísticas y sugieren realizar más investigaciones clínicas y radiográficas a largo plazo para comprender completamente los efectos de la relación corono/implante en el rendimiento de las restauraciones de implantes dentales (50, 53).

Por otro lado, encontramos las complicaciones estéticas, el chipping de la cerámica o “falla del revestimiento”, si bien es una complicación poco común (9), se ha observado mayormente en pacientes que han sido rehabilitados con prótesis ferulizadas (4x 8 mm) (51), siendo más frecuente el primer año del tratamiento (9).

Respecto a la fractura del material restaurador, no estaría relacionada con fatiga o sobrecarga de este, si no que tendría relación con errores cometidos durante el proceso de fabricación(11), incluyendo: diseño de estructura, temperatura de cocción incorrecta del material, temperatura de enfriamiento acelerado, entre otras (9) En las prótesis ferulizadas se ha reportado que el diseño de las estructuras, el nivel de precisión y el ajuste pasivo tiende a ser más complejo (51, 73), incluso

algunos autores (97, 98) sugieren que no es posible brindar pasividad completa a una restauración ferulizada debido a la rigidez de la estructura subyacente, además se ha reportado que las restauraciones ferulizadas tienden a tener deformaciones promedio ligeramente más altas que las no ferulizadas (73) lo que finalmente influiría en la mayor incidencia de fracturas del material restaurador en prótesis ferulizadas (51), además es importante mencionar que una de las ventajas de las prótesis rehabilitadas de manera unitaria, es que si eventualmente hay algún problema con esa prótesis fija, no es necesario recambiar más de una unidad, como sería en el caso de una prótesis ferulizada.

4. Tasa de éxito y supervivencia

A diferencia de las tasas de supervivencia de los implantes, el concepto de tasa de éxito es controversial (99), ya que los criterios para definir exitoso un tratamiento tiene un amplio rango de interpretación (55).

Respecto a la tasa de supervivencia, definida como el porcentaje de implantes que permanecen in situ, con o sin modificaciones (58), los estudios seleccionados alcanzaron una alta tasa (55, 58), no apreciándose diferencias entre las opciones ferulizadas y no ferulizadas, esto concuerda con lo descrito en otros estudios (49, 57, 76)

Sin embargo, Kreisel (55) si concluye en que hay una leve diferencia porcentual en la tasa de éxito a 5 años, donde la opción ferulizada lleva la delantera. Esto se puede explicar a un mayor reporte de complicaciones de aflojamiento y fracturas de tornillos en las restauraciones unitarias (49).

No obstante, la mayoría de los estudios clínicos con seguimiento a largo plazo, indican que no existen diferencias significativas en el desempeño de las prótesis unitarias y ferulizadas (7, 57, 60) catalogando la opción protésica unitaria como una buena alternativa rehabilitadora y confiable en el tiempo (8, 56, 100), y por algunos considerado como una alternativa prostética confortable(11), principalmente por la eliminación de etapas de laboratorio, mejor perfil de emergencia(88), mejor ajuste

pasivo(11, 101), que es considerado uno de los requerimientos vitales para la mantención de la oseointegración del implante (102), y un mejor acceso para realizar higiene de la zona(88, 101), expresado de otra manera si hay un diseño protésico adecuado con una limpieza adecuada, el riesgo de periimplantitis debería disminuir (88).

Dentro de los factores importantes que podrían influir en el éxito de tratamiento protésico, se encuentra la biomecánica de los implantes. Los estudios experimentales analizados (4, 5, 35, 62, 64-66, 69-72, 77, 78) se evocan principalmente al análisis del diseño protésico y como este puede afectar la distribución de fuerza y tensión disminuyendo de esta manera la carga recibida por los implantes.

La amplia mayoría de estos concluyeron que las prótesis ferulizadas sobre implantes tienen un mejor comportamiento biomecánico(4, 5, 35, 62, 64, 67, 70, 72), viéndose esto resaltado en situaciones clínicas adversas como; implantes cortos y/o ratios corono-implante desfavorables (66, 71), implantes en diferentes ejes (77), hábitos parafuncionales que aumenten las cargas oblicuas y/o horizontales sobre los implantes (73, 74).

Además, otros autores (5, 64) concluyen que esta mejor distribución de cargas y la consecuente reducción en la tensión y estrés transmitidos al implante podría ser beneficiosa para disminuir la pérdida ósea marginal.

Sin embargo, otros autores afirman que la ferulización protésica en ratios corono/implante igual a 1 (71) o menor a 1 (66), el estrés de carga en el implante no es significativamente distinto al caso de rehabilitaciones con prótesis unitarias, por lo que sería valida su rehabilitación de forma no ferulizada. La ventaja obtenida en la distribución de cargas en las prótesis ferulizadas no es absoluta y solo genera una diferencia en casos donde los implantes que soportan la prótesis tengan diferencia biomecánica significativa(78)

En esta misma línea, Chen. XI (65), recomienda que siempre que el espacio y el costo lo permitan, se deben realizar rehabilitaciones de manera unitaria. Los clínicos

deben estar en conocimiento de las ventajas y desventajas de ambos tipos de opciones protésicas, tomando en consideración los factores específicos de cada paciente.

Comentado [il1]: Redactar de forma mas generalizada, incluyendo los factores tomados de cada punto anterior para generar un cierre de la discusión.

CONCLUSIONES

La necesidad de ferulizar o no las restauraciones implantosoportadas adyacentes sigue siendo controversial. Se necesitan más estudios para comparar ambos tipos de rehabilitación, bajo condiciones similares donde puedan ser comparadas propiedades biológicas y mecánicas.

Al analizar los estudios clínicos y experimentales se puede concluir que cada situación clínica es un desafío y presenta una complejidad única al momento de decidir qué forma de rehabilitación se va a realizar. Sin embargo, la evidencia recopilada muestra factores que podrían ser determinantes, como el tamaño de los implantes y su relación con la altura coronaria. En implantes menores a 10 mm o proporciones corono/implante desfavorables, tiene ventajas biológicas y biomecánico el ferulizar las coronas adyacentes.

Dentro de los factores estudiados, se pudo observar falta de evidencia significativa en relación al éxito/fracaso del tratamiento al comparar prótesis implantosoportadas ferulizadas o rehabilitadas de forma unitaria, por lo que se recomienda estudiar caso a caso los factores del paciente y tomar en consideración la importancia del terreno biológico subyacente a los implantes, tamaño de estos, relación corono/implante, eje de los implantes y parafunciones del paciente.

Comentado [il2]: Deben ser mas consisas..

Comentado [il3]: Considero que en este parrafo hay frases redundantes dichas en los parrafos anteriores… revisar

REFERENCIAS

1. Hasegawa T, Kawabata S, Takeda D, Iwata E, Saito I, Arimoto S, et al. Survival of Brånemark System Mk III implants and analysis of risk factors associated with implant failure. Int J Oral Maxillofac Surg. 2017;46(2):267-73.
2. Gómez Polo M, Celemín Viñuela A, López Miranda J, Del Río Highsmith J. Coronas implantosoportadas: ¿individualizar o ferulizar? Avances en Periodoncia e Implantología Oral. 2007;19:11-8.
3. Al-Aali KA, ArRejaie AS, Alrahlah A, AlFawaz YF, Abduljabbar T, Vohra F. Clinical and radiographic peri-implant health status around narrow diameter implant-supported single and splinted crowns. Clin Implant Dent Relat Res. 2019;21(2):386-90.
4. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent. 2002;87(5):528-35.
5. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, et al. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Healthc Eng. 2018;2018:3163096.
6. Ravidà A, Saleh MHA, Muriel MC, Maska B, Wang HL. Biological and Technical Complications of Splinted or Nonsplinted Dental Implants: A Decision Tree for Selection. Implant Dent. 2018;27(1):89-94.
7. Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M, Stellini E. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 10-year randomized controlled trial. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(2):411-8.
8. de Souza Batista VE, Verri FR, Lemos CAA, Cruz RS, Oliveira HFF, Gomes JML, et al. Should the restoration of adjacent implants be splinted or nonsplinted? A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2019;121(1):41-51.
9. Behr M, Winklhofer C, Schreier M, Zeman F, Kobeck C, Bräuer I, et al. Risk of chipping or facings failure of metal ceramic fixed partial prostheses--a retrospective data record analysis. Clin Oral Investig. 2012;16(2):401-5.
10. Becerra-Santos G, Becerra-Moreno N. Consideraciones clínicas de los implantes en áreas posteriores. CES Odontología. 2014;27:75-89.
11. Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. J Prosthodont. 1998;7(2):114-9.
12. Al Amri MD, Kellesarian SV. Crestal Bone Loss Around Adjacent Dental Implants Restored with Splinted and Nonsplinted Fixed Restorations: A Systematic Literature Review. J Prosthodont. 2017;26(6):495-501.
13. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. Clin Oral Implants Res. 1992;3(3):104-11.
14. Misch C. Dental Implant Prosthetics. First edition ed: Elsevier 2005. 656 p.
15. Grossmann Y, Finger IM, Block MS. Indications for splinting implant restorations. J Oral Maxillofac Surg. 2005;63(11):1642-52.
16. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 2016;47:8-17.
17. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):26-35.
18. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. Periodontol 2000. 1998;17:22-35.

19. Danza M, Palmieri A, Farinella F, Brunelli G, Carinci F, Girardi A, et al. Three dimensional finite element analysis to detect stress distribution in spiral implants and surrounding bone. Dent Res J (Isfahan). 2009;6(2):59-64.
20. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent. 2007;97(2):85-92.
21. Martínez-González JM, Cano Sánchez J, Campo Trapero J, Martínez-González MJS, García-Sabán F. Diseño de los implantes dentales: Estado actual. Avances en Periodoncia e Implantología Oral. 2002;14:129-36.
22. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):423-32.
23. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(2):85-92.
24. Payne A, Tawse-Smith A, De Silva R, Thomson W. One-Year Prospective Evaluation of the Early Loading of Unsplinted Conical Br nemark Fixtures with Mandibular Overdentures Immediately following Surgery. Clinical Implant Dentistry and Related Research - CLIN IMPLANT DENT RELAT RES. 2001;3:9-19.
25. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 1997;68(11):1117-30.
26. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2001;29(2):100-5.
27. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: A clinical and radiographic study in monkeys. Clinical Oral Implants Research. 1996;7(2):143-52.
28. Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(4):559-64.
29. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. J Biomech. 2003;36(9):1247-58.
30. Gross MD. Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. Aust Dent J. 2008;53 Suppl 1:S60-8.
31. Ravidà A, Tattan M, Askar H, Barootchi S, Tavelli L, Wang HL. Comparison of three different types of implant-supported fixed dental prostheses: A long-term retrospective study of clinical outcomes and cost-effectiveness. Clin Oral Implants Res. 2019;30(4):295-305.
32. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7 Suppl 1:S104-10.
33. Renouard F, Rangert B, editors. Risk factors in implant dentistry : simplified clinical analysis for predictable treatment1999.
34. Rosenstiel Sf LM, Fujimoto J. Implant-supported fixed prostheses En: Contemporary fixed prosthodontics. 3er, editor. Estados unidos: Mosby; 2001.
35. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of Prosthesis Materials and Prosthesis Splinting on Peri-implant Bone Stress Around Implants in Poor-Quality Bone: A Numeric Analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2002;17(2):231-7.
36. JC R. Implantología y sus

complicaciones más frecuentes. Cuba: Revista Cubana de Estomatología.; 2009.

37. Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. J Investig Clin Dent. 2012;3(4):258-61.
38. Clark D, Levin L. Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success? Quintessence Int. 2016;47(5):417-23.
39. De Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum T, Theuniers G, De Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. J Oral Rehabil. 2006;33(11):833-9.
40. Anner R, Grossmann Y, Anner Y, Levin L. Smoking, diabetes mellitus, periodontitis, and supportive periodontal treatment as factors associated with dental implant survival: a long-term retrospective evaluation of patients followed for up to 10 years. Implant Dent. 2010;19(1):57-64.
41. Lindhe, Lang JN. Periodontología clínica e implantología odontológica. ed, editor. Ciudad Autónoma de Buenos Aires: Médica a Panamericana; 2017.
42. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80(3):280-301.
43. Isaksson R, Becktor JP, Brown A, Laurizohn C, Isaksson S. Oral health and oral implant status in edentulous patients with implant-supported dental prostheses who are receiving long-term nursing care. Gerodontology. 2009;26(4):245-9.
44. Ranalli, O.A. La Implantología del Nuevo Milenio. Edición, editor. Buenos Aires, Argentina2002.
45. Bra-nemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Plastic and Reconstructive Surgery. 1986;77(3).
46. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1998;80(5):559-64.
47. Palacci, P. E, I. Odontología Implantológica Estética. Manipulación del tejido

blando y duro. S.L. Barcelona, España: Editorial Quintessence; 2001.
48. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. PLoS Med. 2009;6(7):e1000097.
49. Ravidà A, Barootchi S, Askar H, Suárez-López del Amo F, Tavelli L, Wang HL. Long-term effectiveness of extra-short (≤ 6 mm) dental implants: A systematic review. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2019;34(1):68-84a.
50. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. Clin Oral Implants Res. 2007;18(6):699-706.
51. Clelland N, Chaudhry J, Rashid RG, McGlumphy E. Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Prostheses on Short Implants: 3-Year Results. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(5):1135-41.
52. Fortin T, Paris M, Thoret S, Rancon N, Deschaume C, David-Tchouda S. Effects of prosthesis splinting or not on peri-implant bone loss: A prospective clinical study with a 5-year follow-up period. Medecine Buccale Chirurgie Buccale. 2016;22(2):97-104.
53. Guarnieri R, Di Nardo D, Gaimari G, Miccoli G, Testarelli L. Short vs. Standard Laser-Microgrooved Implants Supporting Single and Splinted Crowns: A Prospective Study with 3 Years Follow-Up. J Prosthodont. 2019;28(2):e771-e9.
54. Han J, Tang Z, Zhang X, Meng H. A prospective, multi-center study assessing early loading with short implants in posterior regions. A 3-year post-loading follow-up study. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2018;20(1):34-42.

55. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clinical Oral Implants Research. 2007;18(6):720-6.
56. Lee JB, Kim MY, Kim CS, Kim YT. The prognosis of splinted restoration of the most-distal implants in the posterior region. J Adv Prosthodont. 2016;8(6):494-503.
57. Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, De Oliveira AEM, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. Journal of Periodontology. 2014;85(6):789-94.
58. Shi JY, Xu FY, Zhuang LF, Gu YX, Qiao SC, Lai HC. Long-term outcomes of narrow diameter implants in posterior jaws: A retrospective study with at least 8-year follow-up. Clinical Oral Implants Research. 2018;29(1):76-81.
59. Vázquez Álvarez R, Pérez Sayáns M, Gayoso Diz P, García García A. Factors affecting peri-implant bone loss: A post-five-year retrospective study. Clinical Oral Implants Research. 2015;26(9):1006-14.
60. Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(6):1189-94.
61. Wang JHY, Judge R, Bailey D. A 5-year retrospective assay of implant treatments and complications in private practice: The restorative complications of single and short-span implant-supported fixed prostheses. International Journal of Prosthodontics. 2016;29(5):435-44.
62. Araújo CA, Naves MM, De Menezes HHM, De Magalhães D, Neves FD, S. Jr PC, editors. Stress distribution around implants with different interproximal contacts: A photoelastic analysis. IFMBE Proceedings; 2009.
63. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Júnior FJ, Almeida DAF, Batista VES, Noritomi PY, et al. Retention system and splinting on morse taper implants in the posterior maxilla by 3D finite element analysis. Brazilian Dental Journal. 2018;29(1):30-5.
64. Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. Eur J Dent. 2015;9(3):311-8.
65. Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC. Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. Implant Dent. 2012;21(4):340-3.
66. Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(5):953-9.
67. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA, Santiago Junior JF, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2017;20(6):663-70.
68. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):466-72.
69. Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. J Oral Rehabil. 2010;37(9):658-62.
70. Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Villa LMR, de Souza Batista VE, de Mello CC, de Faria Almeida DA, et al. Photoelastic stress analysis of splinted and unitary implant-supported prostheses. Applied Physics B: Lasers and Optics. 2014;117(1):235-44.

71. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RCS, Ribeiro RF, de Mattos MGC. A three-dimensional finite element analysis of the stress distribution generated by splinted and nonsplinted prostheses in the rehabilitation of various bony ridges with regular or short morse taper implants. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2017;32(2):372-6.
72. Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2011;24(2):130-2.
73. Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(6):1176-82.
74. Yilmaz B, Mess J, Seidt J, Clelland NL. Strain comparisons for splinted and nonsplinted cement-retained implant crowns. Int J Prosthodont. 2013;26(3):235-8.
75. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res. 2007;18(6):707-14.
76. Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. J Periodontol. 2014;85(6):787-94.
77. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DADF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. Journal of Prosthetic Dentistry. 2017;118(3):363-71.
78. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MYC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: A three-dimensional finite element analysis. Clinical Oral Implants Research. 2005;16(4):466-72.
79. Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: An in vitro study. International Journal of Prosthodontics. 2011;24(2):130-2.
80. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent. 2003;12(4):306-17.
81. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater. 1992;10(3):153-201.
82. Vigolo P, Zaccaria M. Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: A 5-year prospective study. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants. 2010;25(6):1189-94.
83. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. Clin Oral Implants Res. 2015;26(4):e28-e34.
84. Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent. 2016;25(6):829-38.
85. Ferreira SD, Silva GL, Cortelli JR, Costa JE, Costa FO. Prevalence and risk variables for peri-implant disease in Brazilian subjects. J Clin Periodontol. 2006;33(12):929-35.
86. Schuldt Filho G, Dalago HR, Oliveira de Souza JG, Stanley K, Jovanovic S, Bianchini MA. Prevalence of peri-implantitis in patients with implant-supported fixed prostheses. Quintessence Int. 2014;45(10):861-8.
87. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. J Dent. 2017;62:1-12.
88. Yi Y, Koo KT, Schwarz F, Ben Amara H, Heo SJ. Association of prosthetic features and peri-implantitis: A cross-sectional study. J Clin Periodontol. 2020;47(3):392-403.

89. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions - Introduction and key changes from the 1999 classification. J Periodontol. 2018;89 Suppl 1:S1-S8.
90. Wilson TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. J Periodontol. 2009;80(9):1388-92.
91. Wadhwani C, Piñeyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. J Prosthet Dent. 2009;102(1):57-8.
92. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. Clinical implant dentistry and related research. 2013;17.
93. Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. J Oral Maxillofac Surg. 2011;69(7):1934-9.
94. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. J Oral Implantol. 2010;36(6):425-33.
95. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asghari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2017;43(2):70-6.
96. Bergkvist G, Simonsson K, Rydberg K, Johansson F, Dérand T. A finite element analysis of stress distribution in bone tissue surrounding uncoupled or splinted dental implants. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2008;10(1):40-6.
97. Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. Eur J Oral Implantol. 2017;10 Suppl 1:121-38.
98. Buzayan MM, Yunus NB. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: A review of the literature. Journal of Indian Prosthodontist Society. 2014;14(1):16-23.
99. Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. J Periodontal Implant Sci. 2015;45(6):210-5.
100. Kwon MJ, Yeo IS, Kim YK, Yi YJ, Yang JH. Use of separate single-tooth implant restorations to replace two or more consecutive posterior teeth: a prospective cohort study for up to 1 year. J Adv Prosthodont. 2010;2(2):54-7.
101. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(5):777-84.
102. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. J Indian Prosthodont Soc. 2014;14(1):16-23.