

R. MARG
104353

BZ69P
2018



PROBLEMÁTICA DEL EXTREMO LIBRE EN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE

Trabajo de Investigación
Requisito para optar a la
Especialidad en Rehabilitación Oral



Residente: Dr. Cristian Barraza Carmona

Director del Programa
Prof. Dr. Ramón Madariaga Fuentes
Cátedra de Rehabilitación Oral

Valparaíso - Chile
2018

Contenidos

	Página
Problemática del Extremo Libre en Prótesis Parcial Removable	3
Clasificación de Kennedy	3
Clase I de Kennedy	3
Clase II de Kennedy	4
Clase III de Kennedy	5
Clase IV de Kennedy	5
Movimientos de una PPR con Extensión Distal	7
Inclinación distal	7
Traslación perpendicular	7
Traslación horizontal	8
Rotación Horizontal	9
Torsión	9
Palancas en los Extremos Libres	10
Palanca de primer género	10
Palanca de segundo género	10
Biomecánica de los Retenedores	12
Cinemática de la PPR a Extremo Libre	13
Teoría de los Dos Fulcrums	15
Manejo del Extremo libre Mediante PPR	17
Rompefuerzas	17

Impresiones del Extremo Libre	18
Niveles de Funcionalidad	19
Flexión Mandibular	19
Técnicas de Impresión de acuerdo a los Niveles de Funcionalidad	24
Un nivel de Funcionalidad	24
Técnica con cubeta individualizada	24
Dos niveles de Funcionalidad	24
Técnica con cubeta individual	24
Método de Impresión funcional con cera líquida de Applegate	25
Técnica de McCracken modificada o impresión modificada	25
Técnica Pick-up	26
Tres Niveles de Funcionalidad	27
Técnica Miofuncional	27
Cuatro Niveles de Funcionalidad	27
<i>Modificación músculo-esquelética de la técnica miofuncional</i>	27
Retención Indirecta	29
Combinación de PPR e IOI en el Tratamiento del Extremo Libre Mandibular	31
Conclusiones y Sugerencias	35
Referencias	37

Problemática del Extremo Libre en Prótesis Parcial Removible

La problemática del extremo libre en Prótesis Parcial Removible (PPR) es un tema relevante en el tratamiento de los pacientes desdentados parciales, ya que requiere de un adecuado manejo y del cumplimiento de una serie de procesos clínicos para lograr un tratamiento exitoso.

Lo primero es definir qué es extremo libre; "se denomina extremo libre a las clases I y II de Kennedy, caracterizadas por la ausencia de dientes pilares en el sector posterior". Para entender mejor lo anterior la clasificación de Kennedy será revisada.

Clasificación de Kennedy

Para clasificar a los pacientes desdentados parciales se han propuesto varias clasificaciones, pero la más utilizada es la formulada por el Dr. Edgard Kennedy en el año 1925 y que posteriormente fue modificada por Applegate.

Esta clasificación plantea las distintas situaciones del desdentado parcial y permite al clínico hacer un reconocimiento e identificación de la problemática, así como el planteamiento del diseño más favorable para abordar el caso.

Este método permite clasificar las zonas desdentadas en relación con los dientes restantes presentes en boca. Kennedy basa su clasificación en el aspecto topográfico, es decir, la relación existente entre las zonas desdentadas y los dientes remanentes (McCracken y cols., 2006).

Kennedy dividió las arcadas parcialmente desdentadas en cuatro tipos básicos a los que añadió modificaciones, las áreas desdentadas, que presentan alguna diferencia con las clases básicas (Mallat, 2004).

Clase I de Kennedy

Áreas desdentadas bilaterales posteriores a los dientes remanentes.

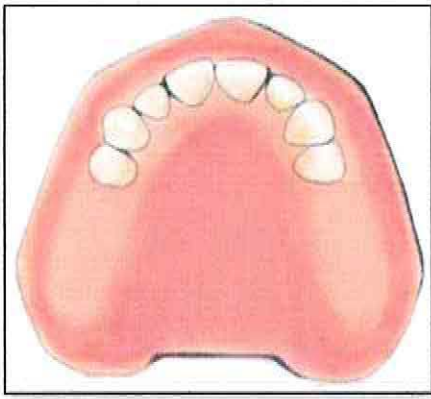


Imagen 1. Clase I de Kennedy. En "Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual", por O. Sakar, 2016, Estambul: Springer International Publishing Switzerland.

Clase II de Kennedy

Área desdentada unilateral posterior a los dientes remanentes.

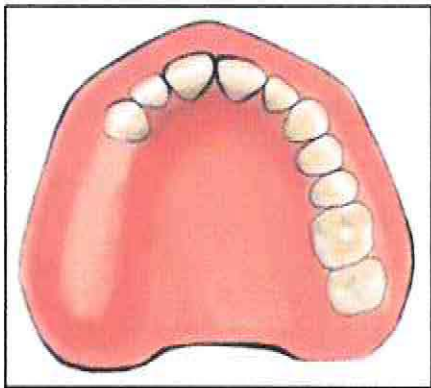


Imagen 2. Clase II de Kennedy. En "Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual", por O. Sakar, 2016, Estambul: Springer International Publishing Switzerland.

Clase III de Kennedy

Área desdentada unilateral que posee pilares anteriores y posteriores al vano desdentado.

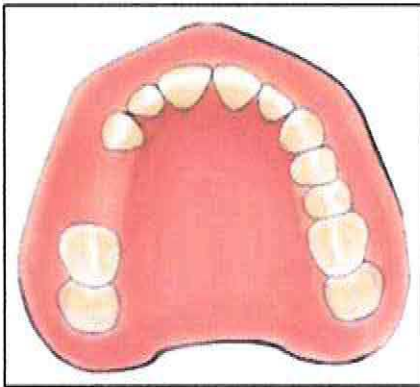


Imagen 3. Clase III de Kennedy. En "Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual", por O. Sakar, 2016, Estambul: Springer International Publishing Switzerland.

Clase IV de Kennedy

Área desdentada anterior y única que involucra la línea media dentaria, por lo tanto, abarca ambos lados del maxilar o mandíbula.

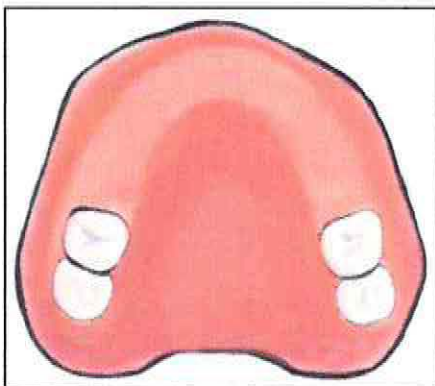


Imagen 4. Clase IV de Kennedy. En "Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual", por O. Sakar, 2016, Estambul: Springer International Publishing Switzerland.

La clasificación de Kennedy es difícil de aplicar en cada situación si no se siguen ciertas reglas. Y es así como Applegate aportó ocho reglas aplicables al método de Kennedy (Mallat, 2004).

Regla 1

La clasificación se debe establecer en forma posterior a las extracciones de los dientes que podrían alterar la clasificación original.

Regla 2

Si se ha perdido un tercer molar y no se ha reemplazado, no se debe tener en cuenta en la clasificación.

Regla 3

Si existe un tercer molar y se emplea como pilar, se debe tener en cuenta en la clasificación.

Regla 4

Si se pierde un segundo molar y no se reemplaza, no se debe tener en cuenta en la clasificación.

Regla 5

El área (o áreas) desdentada más posterior es la que determina la clasificación.

Regla 6

Las áreas desdentadas, que no determinan la clasificación se refieren como modificaciones y se designan con un número.

Regla 7

La extensión de las modificaciones no se tienen en cuenta, solamente el número de áreas desdentadas adicionales.

Regla 8

No puede haber modificaciones en las arcadas de la clase IV.

Los pacientes desdentados parciales clase I y II presentan ciertas características clínico-funcionales determinantes para la rehabilitación protésica.

El diente pilar de soporte principal del extremo libre o diente adyacente al extremo libre posee un ligamento periodontal cuyo hundimiento de presión puede ser entre 0.15 a 0.25 milímetros, mientras que la mucosa que recubre el hueso alveolar del extremo libre entre 0.8 a 1.25 milímetros en la compresión de la PPR (Mallat, 2004; McCracken, 2006; Loza y Valverde, 2007).

La principal problemática para la rehabilitación de extremos libres con PPR, es la diferente respuesta viscoelástica que presenta el diente pilar hacia mesial de la base protésica y el tejido blando hacia distal, donde las fuerzas oclusales tienden a hacer que la base se mueva en mayor magnitud, ya que los dientes artificiales posteriores no están protegidos por un tope dentario. Esto conlleva en ocasiones a un desajuste de los retenedores, desarmonía oclusal y dolor en los tejidos blandos debajo del conector o de la base protésica, que se presentan frecuentemente después de un uso a largo plazo. Además, se produce una constante reabsorción del reborde alveolar por la presión

continua de la base, requiriendo mantenciones, rebasados o sustitución de la prótesis (Wills y Manderson, 1977; Shahmiri y cols., 2013; Ohkubo y cols., 2008; De Freitas y cols., 2012).

Una de las fallas que comúnmente se cometen en los diseños protésicos de PPR para extremos libres, es colocar el apoyo en distal del diente pilar y un diseño errado del retenedor circunferencial, produciendo que cuando las fuerzas oclusales masticatorias o parafuncionales inciden sobre las caras oclusales de los dientes artificiales del extremo libre, toda esa zona se hunde e inmediatamente se tracciona el diente pilar con un efecto destapador, llevándolo hacia arriba y hacia atrás, produciendo la consecuente destrucción del ligamento periodontal y la reabsorción ósea de manera patológica (Mallat, 2004; McCracken, 2006; Loza y Valverde, 2007).

Movimientos de una PPR con Extensión Distal

Los movimientos que intervienen en los extremos libres son principalmente cinco:

- **Inclinación distal** se produce cuando la PPR gira alrededor del fulcrum de tal forma que la porción distal se hunde en los tejidos, éste siempre va a suceder en los extremos libres, peor aún si se emplea un mal diseño porque va a alterarse la estabilidad de la prótesis.

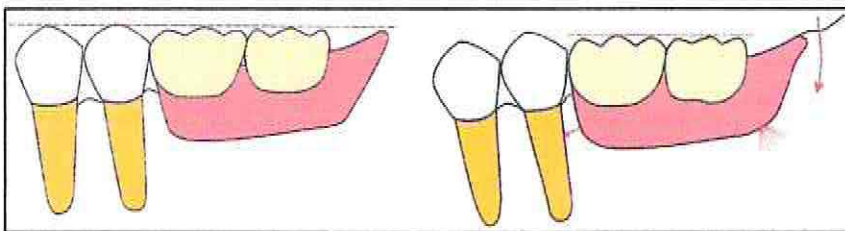


Imagen 5. Inclinación Distal. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

- **Traslación perpendicular** es el movimiento más deseable en cualquier prótesis removible, en este la base protésica se desplaza verticalmente hacia el reborde y de esta manera puede soportar mejor la compresión durante una parafunción o durante los procesos masticatorios.

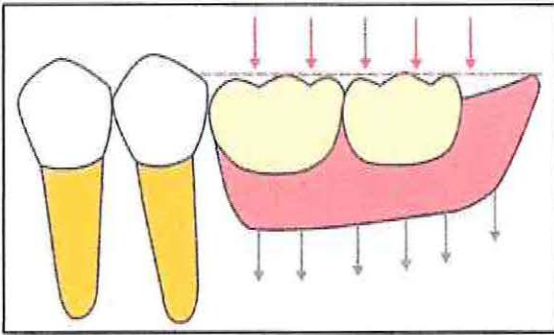


Imagen 6. Traslación perpendicular. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

- **Traslación horizontal** (cola de pez) es patológico y corresponde a un movimiento en sentido anteroposterior o transversal en el plano horizontal, el cual se manifiesta sobretudo en las PPR que son provisionales acrílicas y con retenedores hechos de alambres de media caña, por esta razón estas prótesis no deben ser utilizadas por más de seis meses en boca, si se utilizan por mucho tiempo pueden alterar drásticamente la mucosa, el hueso y los mismos dientes pilares, este movimiento se puede neutralizar diseñando los retenedores de modo que sus elementos rígidos contacten con las superficies axiales de los pilares a oclusal del ecuador y extendiendo las bases hasta los límites funcionales, lo que se consigue mediante una impresión modificada.

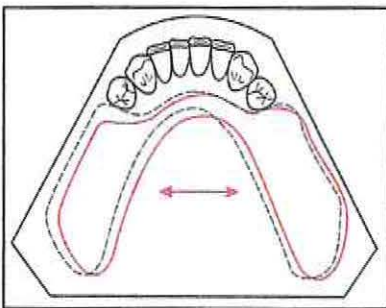


Imagen 7. Traslación horizontal. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

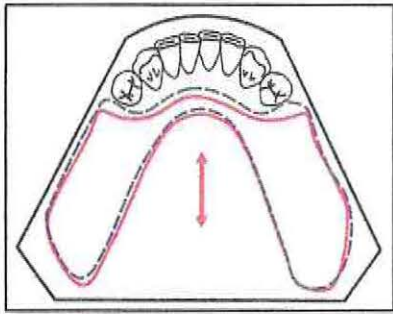


Imagen 8. Traslación perpendicular. En " *Diseño de Prótesis Parcial Removible*", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

- **Rotación horizontal** es el movimiento que realiza la base alrededor de un eje vertical que pasa por el punto donde se une ésta con el pilar, este movimiento es absolutamente indeseable y se evita con los mismos recursos señalados para el movimiento anterior, además de la rigidez de la prótesis.

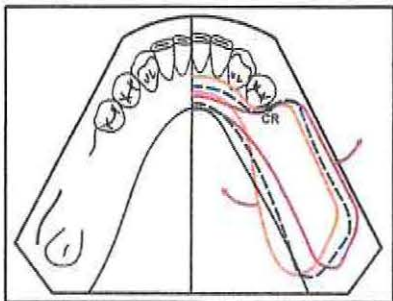


Imagen 9. Rotación horizontal. En " *Diseño de Prótesis Parcial Removible*", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

- **Torsión** es el movimiento de la base alrededor de un eje anteroposterior y es una consecuencia de la oclusión, de la flexibilidad de la prótesis y de la extensión insuficiente de la base (Davenport y cols., 2001; Loza y Valverde, 2007).

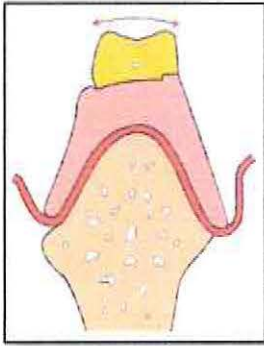


Imagen 10. Torsión. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Palancas en los Extremos Libres

Este es un tema importante para saber la fisiología del extremo libre, los movimientos que experimenta la prótesis en el extremo libre y también para conocer qué palanca es la menos dañina para las funciones de la PPR.

Palanca de primer género

Apoyo oclusal a distal del Pilar: el apoyo es el fulcrum; el brazo de resistencia sería el brazo retentivo, o sea, el retenedor y el brazo de potencia es el extremo libre, si este es más largo aumenta la ventaja mecánica (VM). En PPR debemos disminuir la ventaja mecánica evitando movimientos patológicos sobre los tejidos.

$$P / R = VM$$

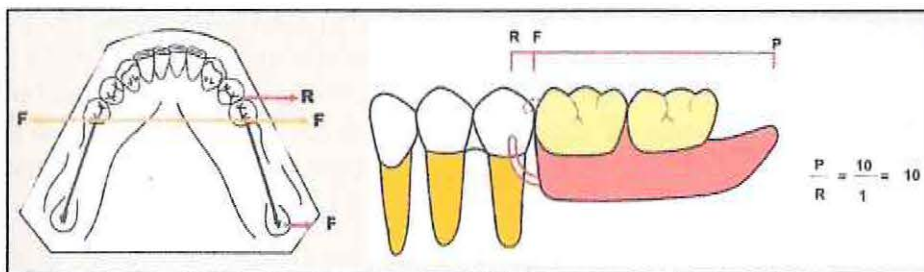


Imagen 11. Palanca de primer género. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Palanca de segundo género

Apoyo oclusal en mesial del diente pilar: la VM es mayor que en el caso anterior, sin embargo, el pilar no es traccionado a distal y la base de la prótesis realiza un movimiento menos oblicuo.

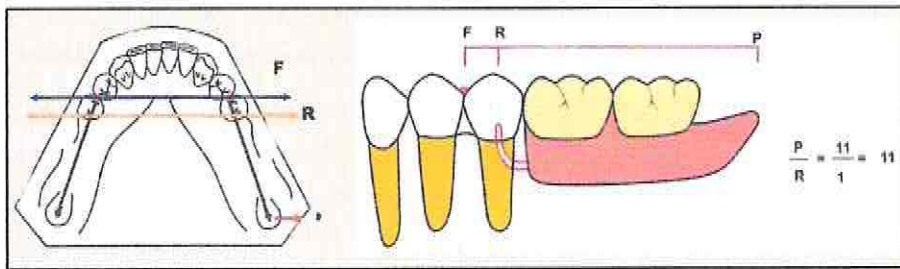


Imagen 12. Palanca de segundo género. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Si se pone el apoyo aún más a mesial, aumentan en la misma magnitud los brazos de resistencia y potencia y el valor de la VM disminuye considerablemente, donde el movimiento de la base se acerca a una presión uniforme del reborde alveolar.

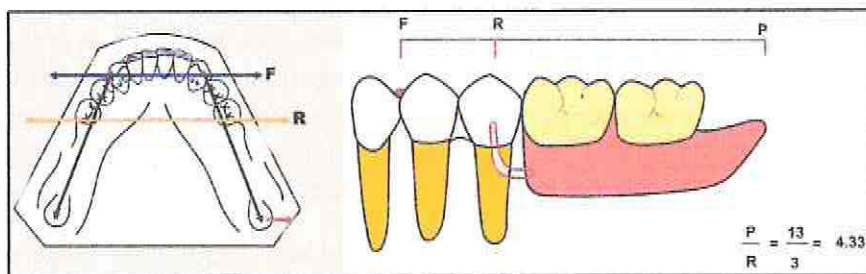


Imagen 13. Palanca de segundo género con apoyo más a mesial. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Otra forma de disminuir la ventaja mecánica es acortando el brazo de potencia, si consideramos que el brazo de potencia no está dado por la longitud de la base, si no por la distancia mesio-distal de los dientes artificiales, mientras menos dientes, menores contactos oclusales y menos fuerzas. No se debe exagerar el enfilado de dientes, sino existe segundo molar en el antagonista no es necesario enfilado un segundo molar en el extremo libre (Loza y Valverde, 2007).

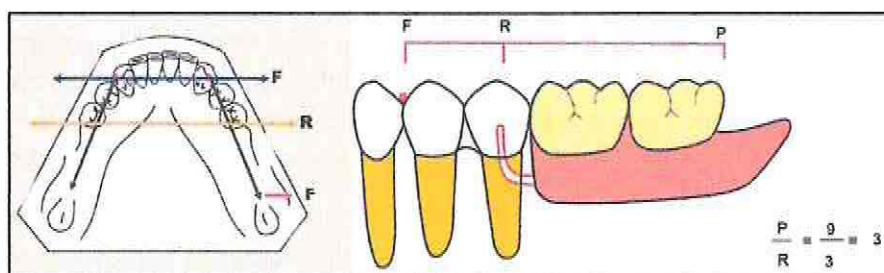


Imagen 14. Palanca de segundo género acortando brazo de potencia. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Un diseño correcto y un adecuado soporte para la PPR a extremo libre comprometen el soporte dentario combinado con el soporte mucoso.

La dualidad de los tejidos de soporte de esta clase de prótesis dentales establece problemas biológicos que se deben sortear de la mejor manera. Es comúnmente asumido que la PPR a extremo libre, rota alrededor de los apoyos de soporte cuando la base es cargada oclusalmente, y que esta rotación puede exponer a los pilares a una inclinación distal que se piensa es potencialmente dañina para los tejidos periodontales.

En el diseño de las prótesis de extremo libre, la dispersión de las fuerzas oclusales alrededor de los pilares y de la mucosa alveolar es considerada generalmente, como lo más importante para minimizar la movilidad de los pilares y la sobrecarga localizada en determinadas zonas del reborde alveolar. Se han hecho, por consiguiente, intentos para contrarrestar estos efectos a través de la construcción de la prótesis. Los productos notorios e indeseables de una terapia con prótesis parcial removible son la movilidad y la inflamación alrededor de los pilares. Sin embargo, una revisión de la literatura no parece sustentar una aceptación calificada de las suposiciones antes mencionadas, ni de los efectos beneficiosos de la construcción de una prótesis especial diseñada para reducir la carga sobre el pilar. Por otro lado, estudios longitudinales bien controlados parecen indicar que el pronóstico periodontal favorable puede ser esperado en ciertos casos, con el requisito de que las siguientes condiciones sean satisfechas: los problemas periodontales deben ser tratados y una adecuada higiene oral debe ser establecida antes de la instalación de la prótesis (Cecconi y cols., 1971; Browning y cols., 1986).

La salud periodontal y la higiene oral deben ser mantenidas a través de controles periódicos. Durante estas visitas, los posibles efectos periodontales deben ser diagnosticados y tratados oportunamente (Berg, 1985).

Biomecánica de los Retenedores

Uno de los aspectos más investigados en la PPR a extremo libre, es el rol de los retenedores directos. Estas investigaciones están enfocadas en el efecto de los retenedores directos sobre los pilares con el propósito de minimizar las fuerzas desfavorables. La revisión de la literatura revela resultados contradictorios. Hay quienes han investigado sólo los factores relacionados con los retenedores directos, hay otras investigaciones como las de Fischer, que afirma que varios factores relacionados al paciente son importantes. En tanto, Donahue hace un análisis de los factores que están bajo el control de la manipulación directa del dentista. Él recuerda que las funciones de los retenedores directos son: soporte, estabilidad y retención; el soporte lo da el apoyo oclusal en su contacto positivo con el descanso oclusal, pero soporte también lo dan los retenedores indirectos y las bases de las prótesis. Muchos estudios han demostrado que la presencia de los retenedores indirectos reduce el movimiento de una fuerza sobre el pilar principal (Fisher, 1983; Donahue, 1988).

Por otro lado, Frechette estudió el efecto del diseño de la PPR en la distribución de las fuerzas sobre los pilares. Sus resultados indican que la carga y el movimiento de los pilares están influenciados por el número y la localización de los apoyos, por el contorno y la rigidez de los conectores y por la extensión de la base de la prótesis (Frechette, 1956). Kaires llegó esencialmente a la misma

conclusión y encontró también que una disminución en el tamaño de la mesa oclusal disminuye la carga vertical y horizontal sobre los pilares (Kaires, 1956).

Hekneby reportó que la inclinación del reborde residual y la rigidez de la PPR son factores importantes en la transmisión de las fuerzas de la prótesis a los pilares (Hekneby, 1967).

El proceso de diseño y selección de retenedores para la PPR es una labor que debe ser realizada por el odontólogo, en beneficio de la salud del diente pilar y la estabilidad protésica. La selección, por ejemplo, de un retenedor circunferencial con apoyo distal produce una palanca de primer género y efecto destapador sobre el diente pilar.

Cuando trabajamos diseños en los cuales los apoyos los llevamos más hacia mesial y diseñamos retenedores de tipo barra y no circunferenciales, que estén ubicados bajo el ecuador protésico y conseguimos que al momento en que incidan las fuerzas de masticación y parafuncionales, la prótesis descienda en el extremo libre bajando también el brazo retentivo hacia la zona infraecuatorial, perdiendo contacto con el diente pilar favoreciendo su salud y estabilidad (Loza y Valverde, 2007).

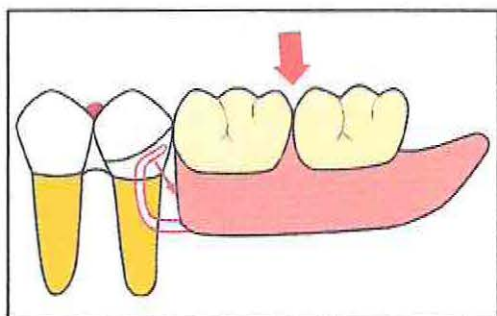


Imagen 15. Apoyo en mesial y retenedor tipo barra. En "Diseño de Prótesis Parcial Removible", por Loza y Valverde, 2007, Madrid: Ripano.

Cinemática de la PPR de Extremo Libre

La cinemática es la parte de la mecánica clásica que estudia las leyes del movimiento de los cuerpos sin tener en cuenta las causas que lo producen. Cinemática deriva de la palabra griega κινεω (kineo) que significa mover. Para comprender su importancia en PPR, es necesario definir dos conceptos:

- Línea de apoyo: es la línea imaginaria que une dos o más elementos de anclaje con función de apoyo.
- Ejes de giro: es la línea de unión imaginaria de los elementos de anclaje con función de apoyo, en torno a la cual la prótesis rota, y que se presenta cuando sobre ellas actúan cargas verticales.

En los casos de prótesis de brechas la cinemática generada, es decir, los movimientos que inciden en la prótesis serán inserción y desinserción, lo cual se puede solucionar con anclajes rígidos. Estos suelen ser anclajes que rodean el perímetro de la corona y pueden ser activados y desactivados.

Para ello, es importante evaluar la condición dentaria en cuanto a soporte óseo y relación corono radicular, para así evitar que las fuerzas incidentes sean traumáticas y nocivas sobre el terreno en que actúan (Mallat, 2004).

Los dos factores que generan la aparición de ejes de giros son:

- Diferentes tejidos con diferente resiliencia
- Conexión rígida con apoyo a la silla

En prótesis de extremos libres, existe el problema de generar un apoyo sobre dos estructuras de diferente resiliencia (diente y mucosa), generando un fulcrum que permite una rotación que siempre estará presente. Para ello se suelen utilizar anclajes elásticos que permitan acompañar el movimiento de rotación en función. Es importante la evaluación del tipo de mucosa y del periodonto de los dientes pilares, ya que tanto el eje de giro sobre el diente como la compensación de éste por la mucosa pueden ser nocivos, culminando con la pérdida del diente pilar y una reabsorción ósea indeseada del hueso bajo la mucosa que recibe la carga.

En los casos clínicos clase II de Kennedy tenemos dos líneas de apoyo, que normalmente no debiesen generar problema, salvo que se dejen contactos prematuros o desajuste protésico.

Se presenta una tercera línea de apoyo, que se transformará en un eje de giro ante fuerzas extrusivas e intrusivas, que actúan en el sector de la silla de extremo libre, a causa de la conexión rígida y la diferencia de resiliencia entre el diente pilar y la mucosa del extremo libre (Mallat, 2004).

El diseño de la PPR debe considerar la necesidad de contrarrestar este eje de giro ante la acción de fuerzas extrusivas e intrusivas.

Ante fuerzas intrusivas aplicadas en la silla de extremo libre, la prótesis girará en torno al eje de giro, introduciéndose en el sector desdentado y levantándose en el sector dentado. Para evitar la cinemática protésica, en el sector opuesto a la zona de la fuerza intrusiva, se debe diseñar un elemento de anclaje con función de retención que contrarreste el giro (Loza y Valverde, 2004; McCracken y cols., 2006).

Es relevante realizar un análisis de la acción de los brazos de palanca: un brazo de potencia y uno de resistencia. El brazo de potencia va perpendicular a la línea de eje de giro, hasta el punto donde es aplicada la fuerza intrusiva. El brazo de resistencia va perpendicular, desde la línea de eje de giro, hasta la punta del retenedor, ubicada opuesta al punto donde se aplica la fuerza intrusiva.

Lo ideal es lograr un diseño protésico que permita obtener un brazo de potencia menor que el brazo de resistencia.

Ante fuerzas extrusivas aplicadas en el sector del extremo libre la prótesis tenderá a introducirse en el sector dentado y a levantarse en el sector desdentado. Al diseñar algún elemento mecánico que se oponga a este giro se debe aplicar el concepto de retención indirecta.

En los casos clínicos de extremo libre bilateral, la prótesis parcial presentará, ante la acción de fuerzas, varias posibilidades de báscula protésica.

Ante fuerzas intrusivas aplicadas en forma bilateral en las sillas del extremo libre, tenderá a girar como las bisagras de una puerta, por lo tanto, en el diseño de los retenedores se debe buscar liberar al diente pilar ante este giro protésico (García y Olavarría, 2005).

Frente a la acción de fuerzas extrusivas bilaterales en las sillas de los extremos libres, la prótesis tenderá a levantarse de su sitio girando en torno a la línea de unión de los apoyos, por lo que el diseño deberá considerar esta situación, agregando elementos de retención indirecta.

Ante la acción de una fuerza intrusiva unilateral, la prótesis tenderá a introducirse en el sector donde se aplica la fuerza y a levantarse en el sector opuesto.

Por otro lado, en caso de fuerzas extrusivas unilaterales, la prótesis también tenderá a introducirse en un sector y a levantarse en el otro, esta situación debe considerarse en el diseño protésico y la adecuada selección de los elementos de anclaje.

También es necesario considerar otros factores que influyen en la estática protésica de la PPR de extremo libre, las denominadas medidas de protección del extremo libre (García y Olavarría, 2005):

- Abarcar con el acrílico la mayor superficie posible.
- Reducir el área o superficie oclusal de los dientes artificiales.
- Enfilado de los dientes artificiales dentro de la zona de estabilidad protésica.
- Proteger el diente pilar que limita el extremo libre, diseñando en él un retenedor como el Roach, el D.P.I. o el combinado.

Teoría de los Dos Fulcrums

La escuela de prótesis clásica habla de la existencia de un fulcrum o eje de rotación, que pasa por los apoyos más próximos al extremo libre, en el caso de los desdentados Clase I de Kennedy y en los desdentados extremo libre unilateral o Clase II, este eje virtual pasa por el apoyo más distal del sector dentado y el más próximo a la brecha del lado del extremo libre y sobre este eje rota, gira o pivotea la PPR. En prótesis removible, fulcrum se refiere al eje sobre el que pivotea la prótesis de extremo libre y en mecánica al apoyo sobre el que pivotea una palanca.

La escuela clásica también habla de dos tipos de retenciones, la directa dada por los retenedores y la retención indirecta (concepto que será analizado más adelante), determinada por las zonas de apoyo más alejadas de los extremos libres (Dykema y cols., 1969; Rebossio, 1963; Applegate, 1959).

A diferencia de la escuela clásica, que considera que hay un fulcrum y dos tipos de retención, existen autores que consideran que hay dos fulcrums y lo analizan en función de que la prótesis parcial removible es requerida por fuerzas intrusivas o extrusivas y también consideran la existencia de un solo tipo de retención.

Cuando las fuerzas de la función y la parafunción presionan en la zona desdentada, estos autores comparten la idea del fulcrum clásico y lo llaman fulcrum intrusivo, en ese momento la prótesis rota, con lo cual se comprimen los tejidos mucosos por debajo de las bases.



Imagen 16. Fulcrum Intrusivo. En "Revisión de los conceptos clásicos de la biomecánica de la Prótesis Parcial Removible", por Álvarez Cantoni y cols., 2013, Rev. Fac. Odontol. (B. Aires); 28(65): 22-31, jul.-dic.

La escuela clásica tiende a omitir que la gran dificultad de la PPR se genera cuando durante la masticación, la adhesión de los alimentos genera fuerzas extrusivas. Cuando las fuerzas son extrusivas (adhesión de los alimentos) la PPR también rota y en este caso se despegaba de sus bases, y para hacerlo toma como punto de apoyo o fulcrum los sectores de apoyo más alejados de las sillas, a este lo llaman fulcrum extrusivo, mientras la teoría clásica lo denomina retención indirecta.

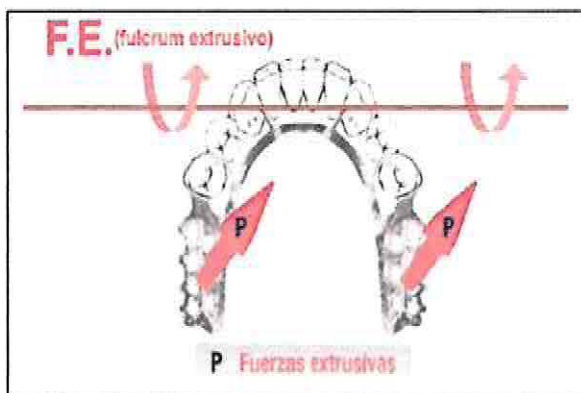


Imagen 17. Fulcrum Extrusivo. En "Revisión de los conceptos clásicos de la biomecánica de la Prótesis Parcial Removible", por Álvarez Cantoni y cols., 2013, Rev. Fac. Odontol. (B. Aires); 28(65): 22-31, jul.-dic.

Estos puntos alejados de las sillas que generan el fulcrum extrusivo pueden ser apoyos sobre los dientes, una barra o retenedor continuo de Kennedy o simplemente el contacto de sillas alejadas de la zona requerida por la adhesión de los alimentos.

Para estos autores, la realidad es que cuando la prótesis es requerida por las fuerzas extrusivas la retención sólo puede estar dada por los retenedores y en escasísimo porcentaje por la adhesión de las sillas, ya que éstas ofrecen muy poca resistencia a las fuerzas extrusivas.

El punto de apoyo más alejado de la silla genera un momento retentivo mayor, ya que esta distancia aumenta la acción de los retenedores, dado que el fenómeno retentivo se potencia al multiplicarse la fuerza del retenedor por la distancia al punto de aplicación (Álvarez Cantoni y cols., 2013).

Fischer y Jaslow, presentaron un trabajo en el que miden y comparan la retención obtenida ante fuerzas extrusivas, en función de que los retenedores indirectos sean una doble barra o retenedor continuo de Kennedy o simples apoyos que descansen dentro de un nicho o preparación, o lo hagan directamente sobre la cara lingual de los dientes anteriores. También evalúa la movilidad producida en el diente por este apoyo, determinando que la existencia de descanso o no, no mejora la retención y que la barra continua provoca mayor movilidad en el conjunto de dientes anteriores, siendo preferible entonces, la utilización de apoyos en las áreas cingulares de los caninos (Fisher y Jaslow, 1975).

Manejo del Extremo libre Mediante PPR

Para manejar adecuadamente los extremos libres mediante PPR existen tres escuelas o tres alternativas de tratamiento, pudiendo éstas ser combinadas para tratar de mejor manera este problema de diferencias de resiliencia (Loza y Valverde, 2004).

Las alternativas de tratamiento que se encuentran son las siguientes:

- Distribución de la carga oclusal mediante el uso de rompefuerzas. Generalmente aplicada en los extremos libres de maxilar superior.
- Distribución de fuerzas mediante impresiones funcionales a nivel dentomucosoportado.
- Distribución de fuerzas mediante el uso de múltiples retenedores directos, indirectos y apoyos. Por ejemplo, cuando utilizamos el diseño de placa lingual o la barra continua de Kennedy que corresponde a un retenedor indirecto continuo.

Rompefuerzas

Los rompefuerzas se utilizan con mayor frecuencia en el maxilar superior porque la resiliencia de su mucosa es muy parecida a la del ligamento periodontal. Este abordaje consiste en crear un diseño protésico, donde la porción distal sea independiente, con la silla separada de la porción mesial de la prótesis. De este modo, una proporción mayor de la carga será transmitida a los tejidos mucosos y su distribución será más pareja. No siempre se cumple apropiadamente, ya que su construcción es compleja y costosa. Además, exige un mejor control de la placa bacteriana y no siempre es bien tolerada por los pacientes.

Hay varios tipos de rompefuerzas que han sido sugeridos como la bisagra de Fisher, el attachment C, el M 637, el de Dalbo, el de Frey, el conector mayor hendido y muchos otros disponibles en el mercado odontológico. El precursor de los rompefuerzas consta de dos retenedores directos unidos por un alambre redondo forjado de calibre 16. Las bases de la prótesis están unidas por una barra lingual colada que recorre por debajo del alambre forjado. Este alambre y la barra lingual están soldados en la línea media.

Los rompefuerzas deben ser utilizados con precaución. Su objetivo principal es disminuir la fuerza oclusal sobre los pilares y derivarla a la mucosa y de esta manera hacer la prótesis mucosoportada.

Ventajas de los rompefuerzas

- La resiliencia del rompefuerza, sumada a la de la membrana periodontal, sería comparable a la resiliencia de la mucosa alveolar.
- Brinda un balance entre los requerimientos o demandas de fuerzas a las que son sometidos los dientes pilares y los rebordes.
- Elimina la acción de inclinación de los pilares y, por consiguiente, evita la reabsorción ósea alrededor del pilar.
- Produce una presión intermitente de las bases sobre la mucosa, brindando de este modo una estimulación fisiológica que da como resultado un engrosamiento de la capa cortical del hueso y una proliferación celular de los tejidos blandos.
- Reducen la fuerza que recae sobre los dientes pilares previniendo el trauma sobre ellos.

Desventajas de los rompefuerzas.

- Su construcción es más difícil y costosa que una prótesis convencional.
- Su reparación y mantención es más compleja.
- No otorgan suficiente estabilidad a la prótesis.
- No es aprovechado el soporte dentario.
- Al recargar el esfuerzo sobre el reborde se produce la reabsorción ósea cuando la prótesis es demasiado flexible o presenta mucha movilidad.
- No permiten el uso eficiente de la retención indirecta.

La aplicación de los rompefuerzas debe ser limitada. Su utilización puede ser considerada en casos de pacientes con muy pocos dientes remanentes necesarios para la retención de la PPR (Loza y Valverde, 2004).

La segunda forma de compensar las diferencias de resiliencia de los tejidos involucrados en el soporte de la PPR a extremo libre es la distribución de fuerzas por impresiones funcionales, utilizando cubetas individuales y sellados periféricos, para así lograr una mejor copia de los extremos libres y, por ende, retención durante la función masticatoria (Carrillo y cols., 2001).

Impresiones del Extremo Libre

El objetivo de toda técnica de impresión funcional es compensar la diferencia de resiliencia que existe entre el ligamento periodontal del diente pilar y la mucosa de soporte. La técnica de impresión a utilizar debe registrar los tejidos mucosos en su momento funcional, determinar los límites exactos de los bordes periféricos y, por último, impresionar las estructuras musculares, logrando así la obtención del espacio protético funcional. Mediante la impresión funcional se pretende repartir las cargas entre los dientes remanentes y los rebordes, es decir, una vía de carga dentomucosoportada o mixta (Loza y Valverde, 2004).

Niveles de Funcionalidad

Corresponden a los principios físicos que se pretenden obtener de los tejidos intraorales según el tipo de prótesis a confeccionar.

Han sido determinados cuatro niveles de funcionalidad para la obtención de una impresión (Carrillo y cols., 2001):

- Soporte: Impresión de la mucosa de soporte de acuerdo a sus características.
- Retención: Impresión de los bordes periféricos.
- Estabilidad: Impresión del espacio protético funcional
- Flexión Mandibular.

Este último nivel, la flexión o deformación mandibular, es el más reciente en ser considerado por algunos autores, principalmente por su relevancia en el comportamiento de los implantes óseointegrados. La flexión o deformación mandibular puede ser definida como el cambio dimensional que sufre la mandíbula cuando es sometida a fuerzas funcionales o no funcionales.

Flexión Mandibular

Muchos autores han estudiado los cambios dimensionales de la mandíbula durante la actividad de los maxilares como resultado de la acción de la musculatura masticatoria (Misch, 2007; De Marco and Paine, 1974; Fischman, 1990), desde Grunewald en 1921, que especulaba con la idea de que los músculos pterigoideos externos al contraerse durante los movimientos de apertura causaban este fenómeno (McDowell y Regli, 1961), hasta estudios realizados en los últimos cincuenta años, los cuales relatan que la deformación mandibular ocurre durante los movimientos de apertura, protrusión, lateralidades y retrusión (Chen y cols., 2000).

Para detectar este fenómeno, se han empleado distintas metodologías que podríamos dividir en: técnicas intraorales y técnicas extraorales.

Las técnicas intraorales diseñadas para medir la deformación mandibular fueron aplicadas en sujetos vivos dentados o con implantes oseointegrados, utilizando para ello calibradores, galgas, galgas tensionales o transductores (Canabarro y Shinkai, 2006; Burch y Borchers, 1970; De Marco y Paine, 1974; Fischman 1990; Al-Sukhun y Kelleway, 2007; Chen y cols., 2000; Omar y Wise, 1981; Hobkirk y Schwab, 1991; Horiuchi y cols., 1997; Daegling y Hylander, 1998; Abdel-Latif y cols., 2000; Al-Sukhun y cols., 2006; El-Sheikh y cols., 2007).

De igual manera, las técnicas extraorales, fueron realizadas mediante comparación de modelos diagnósticos obtenidos de la toma de impresiones en distintas posiciones de apertura, en réplicas de mandíbula humana realizadas en distintos materiales, mediante la modelización matemática de la mandíbula humana (modelos fotoelásticos, modelos de composite, etc.) (McDowell y Regli, 1961; Osborne y Tomlin, 1964; Koriath y Hannam, 1994; Al-Sukhun y cols., 2007; Vollmer y cols., 2000).

En relación a las técnicas intraorales, en la literatura es posible encontrar diversos mecanismos utilizados para la medición "in vivo" de la deformación mandibular, en 1961 McDowell y Regli,

utilizaron galgas para demostrar la existencia de un decremento de la amplitud del arco mandibular en movimientos de abertura y protrusiva forzadas a nivel de los segundos molares, encontrando valores de 0,4 mm para la disminución de amplitud de arco en movimientos de abertura forzada y 0,5 mm para los movimientos protrusivos. En la misma línea, Burch y Borchers (1970) con galgas cementadas en los primeros molares y conectadas a un polígrafo, incluían los movimientos de excursión lateral de la mandíbula y encontraron una mayor disminución de arco para los movimientos protrusivos, de 0,61 mm y de 0,24 mm para la lateralidad derecha. Asimismo, De Marco y Paine (1974) con un sistema de galgas unidas con una barra calibrada y colocadas en los primeros molares midieron la cantidad de disminución de arco mandibular para los movimientos de abertura máxima, considerando ésta de 52 mm, encontrando que el rango de disminución del arco era de 0,6 a 1,5 mm. Y relataron que el cambio dimensional ocurrido está directa y linealmente relacionado con el grado de abertura. Osborne y Tomlin (1964), realizaron un estudio a cuarenta individuos dentados mandibulares, utilizando transductores calibrados para medir el movimiento medial mandibular en protrusiva y abertura. Estos últimos obtuvieron valores muy bajos de deformación, en un rango de 0,07 a 0,009 mm para estos dos tipos de movimiento a nivel de los molares mandibulares. Posteriormente Chen y cols. (2010), estudian la deformación en movimientos de abertura mediante un transductor cementado bilateralmente en los primeros molares mandibulares y encontraron que había un amplio rango de deformación mandibular comprendido desde 20 a 437 μm en abertura completa. Además, en su estudio, se midió la densidad de masa ósea en la región sinfisal, ya que era considerada por este autor como un factor contribuyente de la flexión mandibular. La densidad de masa ósea se observó por medio de un densímetro y radiografías laterales de cráneo; sus resultados indican que esta región es el área más estable y que un incremento en la densidad de masa ósea disminuiría el grado de deformación mandibular.

No obstante, a lo largo de los años, los sistemas empleados para la observación de la deformación mandibular fueron sofisticándose, buscando más allá de la simple flexión medial mandibular en los movimientos de abertura y protrusiva en sujetos dentados. Así Omar y Wise (1981) relataron un aumento de amplitud del arco mandibular de 0,073 mm a nivel del primer molar al realizar movimientos de retrusión, utilizando un aparato denominado periodontómetro e interponiendo un jig de Lucía. Por otra parte, Fischman (1990), demostró con sus estudios que el arco mandibular disminuía en movimientos de abertura aproximadamente 0,86 mm. Para su estudio realizó distintos tipos de ferulizaciones en la arcada mandibular de pacientes desdentados parciales y mostró como, todas las ferulizaciones contempladas en el mismo, reducían de alguna manera la disminución del arco mandibular. Sin embargo, ninguna eliminaba totalmente la flexión mandibular, lo que sugería que las ferulizaciones se ven sometidas a un cierto grado de estrés. En la dentición natural este estrés puede ser compensado por el potencial adaptativo del ligamento periodontal, pero en las prótesis fijas implantosoportadas, este estrés, podría ser la causa de pérdida ósea a nivel de la interfase hueso-implante. Posteriormente, el mismo Fischman en 1990, mostraría utilizando un sistema de galgas la existencia de un componente rotacional en la flexión mandibular basándose en que la contracción de los músculos pterigoideos externos tracciona del cóndilo hacia una posición medial, pudiendo esta acción causar torsión del cuerpo mandibular (Fischman, 1990). Es decir, los músculos pterigoideos externos contraídos, al menos, en el plano frontal durante la abertura y protrusión traccionarían de los cóndilos causando flexión presumiblemente alrededor de la sínfisis mandibular con un movimiento sagital resultante de los segmentos posteriores. Según este autor,

la ocurrencia de esta deformación o deflexión mandibular durante la actividad muscular masticatoria, tiene implicaciones biomecánicas y protésicas importantes.

Desde el punto de vista protésico, la deformación mandibular puede afectar a los dientes naturales durante la toma de impresiones, así debido a la flexión del arco mandibular los dientes posteriores se lingualizan y rotan respecto a su posición de intercuspidación a medida que aumenta el grado de abertura de la boca (Fischman, 1990). Por otro lado, la flexión mandibular, puede transmitir cargas mayores e inadecuadas a las restauraciones protésicas fijas posteriores de arco mandibular completo, siendo esta influencia mayor en las prótesis fijas implantosoportadas de igual localización, por la anquilosis de los implantes al hueso mandibular que no les permite ningún desplazamiento.

En plena expansión de la indicación de implantes dentales, Hobkirk y Schwab en 1991, determinaron la necesidad de medir la deformación mandibular en individuos con prótesis sobre implantes oseointegrados, colocando un transductor en los movimientos de abertura máxima y lateralidad y encontraron que era de 0,032 a 0,16 mm en el movimiento de abertura máxima, y de 0,18 a 0,92 mm para lateralidades (Hobkirk y Shwab, 1991). Además, sus resultados mostraban la existencia de un desplazamiento de los implantes asociado a los movimientos mandibulares, lo que da lugar en algunos casos a la aparición de un espacio (diferencia entre implante y estructura protésica) mayor de los valores recomendados.

Aunque el mejor método para determinar la flexibilidad mandibular sería el estudio "in vivo", observando el hueso mandibular directamente, la causa de optar por otros métodos de análisis no es otra que la dificultad que supone este estudio "in vivo" del hueso mandibular, al que algunos autores (Jiang y Ai, 2002) definen como prácticamente imposible en condiciones de salud. Por este motivo empiezan a aparecer en la literatura estudios de flexión mandibular, utilizando técnicas "in vitro" o la combinación de técnicas "in vivo" e "in vitro", esta asociación, era justificada por los autores por la necesidad de realizar una validación del grado y tipo de deformación mandibular encontradas en sus estudios experimentales "in vitro".

En esta línea y entre las técnicas "in vitro" incluimos la técnica de elementos finitos, que es una herramienta computacional efectiva que ha sido adaptada desde la ingeniería a la biomecánica dental. Así Koriouth y Hannam (1994) empleando el análisis de elementos finitos sobre un modelo tridimensional de mandíbula humana dentada, para estudiar el grado de deformación mandibular durante cinco movimientos mandibulares, hallaron que la mandíbula se deforma elásticamente tanto en movimientos simétricos como asimétricos, siendo esta deformación compleja y en distintos planos del espacio. De igual manera Horiuchi y cols. (1997) utilizando el mismo método para movimientos de abertura máxima y protrusiva, con implantes colocados a nivel de molares mandibulares, encontraron que la disminución de arco mandibular correspondiente a la deformación mandibular era de 0,003 mm en apertura y 0,5 mm en protrusión.

Resumiendo, los valores encontrados en la literatura de deformación mandibular, los podemos encuadrar en un ranking que iría de unas pocas micras a deformaciones de más de 1 mm (Chen y cols., 2000). Estas diferencias pueden ser debidas a los distintos métodos empleados, a los distintos grupos testeados, a las variaciones individuales referidas a la actividad de fuerzas musculares o a la resistencia pasiva de la estructura ósea.

Por otro lado, es conocido que la deformación mandibular ocurre durante la función, principalmente durante los movimientos de abertura y protrusión, y que es compleja, ocurriendo en distintos planos del espacio. Daegling y Hylander postularon cuatro patrones de deformación mandibular en estudios "in vivo" sobre mandíbulas de primates (Daegling y Hylander, 1998; Abdel-Latif y cols., 2000), mediante observación directa del hueso mandibular. Como no podía ser de otra manera, a partir de ese momento, surgió la necesidad de demostrar la existencia de estos patrones de deformación en la mandíbula humana. La aproximación medial, la rotación del cuerpo mandibular y los movimientos de cizalla tanto anteroposterior como dorsoventral han sido demostrados empleando técnicas intraorales y extraorales; no así, la flexión sinfisal. En este sentido son destacables los estudios realizados por Al-Sukhun y cols. (Al-Sukhun y Kelleway, 2007; Al-Sukhun y cols., 2006; Al-Sukhun y cols., 2007), en los que muestra tres de los cuatro tipos de deformación postulados, realizando para tal efecto, dos tipos de estudio, uno "in vivo" empleando un transductor montado sobre dos implantes oseointegrados colocados en la región premolar y equidistantes al plano sagital medio, y otro "in vitro" mediante la aplicación del análisis de elementos finitos.

Los cuatro patrones de deformación mandibular son:

- **Aproximación medial:** puede ser definida como el cambio en la amplitud mandibular durante su función. Es el patrón de deformación mandibular más aceptado (Hylander, 1975). La mandíbula es estable entre los agujeros mentonianos en cuanto a flexión y torsión, sin embargo, distal a los agujeros de la mandíbula presenta un movimiento considerable hacia la línea media en abertura (Hylander, 1975; McDowell y Regli, 1961). La deformación de la mandíbula se produce en una fase temprana del ciclo de abertura, pudiéndose producir los cambios más importantes con sólo un 28 % de abertura, en torno a 12 mm de movimiento mandibular (Hylander, 1975). Esta flexión se ha observado también durante los movimientos mandibulares de protrusión. Cuanto mayor sea la abertura activa y los movimientos de protrusión, mayor será la amplitud. Además, es conocido que la cantidad de movimientos varía entre los individuos y depende de la densidad y del volumen óseo.
- **Rotación del cuerpo mandibular:** es entendida como la rotación hacia el exterior de las dos hemimandíbulas. En estudios "in vivo" en individuos con dos implantes a nivel de premolares, esta rotación se relaciona con los cambios en la orientación de las cabezas de los implantes en el plano transversal. Tal enfoque dio lugar a expresar la deformación como un ángulo. Beecher (1979) sugirió que la rotación del cuerpo mandibular ocurre sólo durante una elevada fuerza de masticación. Sin embargo, Al-Sukhun y cols. (2006) en sus estudios sitúa su ocurrencia inmediatamente al comienzo del movimiento.
- **Cizalla dorsoventral y cizalla anteroposterior:** es el movimiento de las dos mitades de la mandíbula entre sí, en el plano vertical. Es cuantificada en grados mediante la observación y medición del cambio en la orientación de las caras superiores de los implantes según el plano sagital (Abdel-Latif y cols., 2000). Hobkirk y Havthoulas (1998) confirmaron en la mandíbula de pacientes con prótesis sobre implantes un valor de cizallamiento dorsoventral superior a 19°.
- **Flexión sinfisal:** es el movimiento en el cual la mandíbula se retuerce hacia el lado de trabajo y se flexiona en el plano parasagital sobre el lado de balanceo durante el golpe de masticación y la

masticación molar unilateral. Se ha documentado la torsión del cuerpo mandibular distal a los agujeros mentonianos en estudios de animales y humanos (Abdel-Latif y cols., 2000).

La torsión durante la parafunción se produce principalmente por las fuerzas de contracción de las inserciones musculares. Por tanto, el bruxismo y las parafunciones pueden dar lugar a problemas en los implantes y en las prótesis cuando los dientes mandibulares están ferulizados de molar a molar.

Un estudio de Miyamoto y cols. (2003) determina la flexión de la mandíbula como la primera causa de pérdida de implantes posteriores en prótesis mandibulares de arcada completa. Cuanto más distal sea la férula rígida desde un lado a otro, mayor es el riesgo de que la dinámica mandibular pueda influir en los implantes y en el pronóstico de las prótesis. Además, el cuerpo de la mandíbula se flexiona más cuando el tamaño del hueso disminuye.

En consecuencia, los implantes rígidos, fijados entre sí en una ferulización de toda la arcada, están sometidos a una fuerza vestibulolingual considerable al abrir la boca (Zarone y cols., 2003). El movimiento natural del diente oscila entre 28 μm apicalmente y de 56 a 108 μm lateralmente. En contraste, el implante rígido tiene un movimiento de hasta 5 μm apicalmente y de 10 a 60 μm lateralmente. Sin embargo, la flexión y torsión mandibular pueden ser de más de 10 a 20 veces el movimiento de un diente sano. Por tanto, la flexión y torsión del cuerpo mandibular son importantes en la evaluación del paciente que recibirá tratamiento con prótesis fija mandibular implantosoportada de arcada completa.

La deformación o flexión mandibular es un nivel de funcionalidad, que puede ser incorporado en la técnica de impresión del extremo libre y, por lo tanto, reproducido en su base protésica, determinado por la impresión de los tejidos blandos en función y flexión de la mandíbula durante la masticación. Comúnmente se han visto en los pacientes portadores de PPR mandibulares a extremo libre, lesiones en los flancos internos, a las cuales no se ha podido encontrar explicación, y la razón puede estar en este cuarto nivel de funcionalidad. Sánchez y Dreyer sugieren el uso de la técnica de "modificación músculo-esquelética de la técnica miofuncional" (a boca cerrada), con la finalidad de compensar este fenómeno (Sánchez y Dreyer, 1996).

De acuerdo a la intención de la impresión, se seleccionará la técnica que puede cumplir con uno o más niveles de funcionalidad. Esta decisión está determinada por los siguientes factores (Fisher, 1983):

- Condiciones del paciente

Largo de la brecha, oclusión antagonista, condiciones del diente pilar, calidad del remanente óseo, calidad de la mucosa y experiencias previas.

- Condiciones del clínico

Conocimientos, manejo de la técnica y destreza.

- Condiciones de recursos físicos

Disponibilidad de materiales y aspectos de laboratorio.

Técnicas de Impresión de acuerdo a los Niveles de Funcionalidad

Un nivel de Funcionalidad

Técnica con cubeta individualizada

Se utiliza una cubeta de stock, con la cual se obtiene una impresión del extremo libre utilizando un material pesado, pudiendo ser cera amarilla, elastómeros, hidrocoloides irreversibles, compuesto de modelar, entre otros, de esta forma se individualiza la cubeta para posteriormente en un segundo tiempo operatorio tomar la impresión propiamente tal con un material liviano como alginato y siliconas.

Mediante esta técnica se obtiene la impresión en una sesión y es una técnica simple de desarrollar para el operador, sin embargo, sólo se logra un nivel de funcionalidad (mucosa de soporte) y el desplazamiento de los tejidos periféricos impide la obtención de los límites anatómicos musculares en función, por lo tanto, no se realiza un sellado periférico (Matas y cols., 1983).

Dos niveles de Funcionalidad

Dentro de estas técnicas tenemos: la técnica con cubeta individual, técnica de impresión con cera fluida de Applegate, técnica de McCracken modificada o impresión modificada, técnica de McLean, de Hindels, y la técnica "Pick-Up" entre otras.

Técnica con cubeta individual

Se debe obtener inicialmente una impresión anatómica y confeccionar un modelo. Se alivia con cera toda la zona correspondiente a los dientes y se construye una cubeta individual, en la cual la zona dentada queda espaciada, y la zona desdentada ligeramente adosada. Se hace el recorte mecánico de la cubeta, se realiza el recorte muscular con compuesto de modelar de baja fusión y se obtiene la impresión con un elastómero mediano. Una variante de esta técnica es efectuar una doble impresión, primero la zona desdentada con pasta zinquenólica, y luego la parte dentada con alginato, para este efecto debe cribarse la cubeta en la zona espaciada con agujeros de gran tamaño, para evitar que el alginato sobreimpresione la zona de la pasta zinquenólica.

Con esta técnica de impresión se logran dos niveles de funcionalidad, el soporte mucoso y los bordes periféricos funcionales. La aplicación de esta técnica requiere dos sesiones de trabajo y el volumen de la cubeta individual dificulta la visión y los movimientos funcionales (Matas y cols., 1983; Davenport y cols., 1992; Mallat, 2004; McCracken, 2006).

Método de Impresión funcional con cera líquida de Applegate

Es la primera técnica funcional descrita en la literatura. La forma anatómica del reborde, tal como es registrada por el hidrocoloide, es reemplazada por la forma funcional con la cera líquida, y la base protética es procesada según esta última forma.

El método Applegate puede ser usado para rebasado o para la corrección del modelo principal original. La impresión con cera líquida se usa con un procedimiento a boca abierta, por lo tanto, habrá menos riesgo de desplazamiento excesivo de los tejidos por la aplicación de fuerzas verticales.

Si se provee espacio adecuado para que el material fluya y se permite un tiempo suficiente para que escape el exceso de material, esta técnica no desplazará demasiado los tejidos. Sólo aquellos tejidos blandos que pueden ser desplazados fácilmente o tornarse más compactos por la consistencia de la cera propiamente dicha, serán registrados con una forma diferente a la obtenida por una impresión anatómica.

Además de producir menor desplazamiento de los tejidos, la técnica con cera líquida registra los tejidos movibles de los límites fisiológicos, lo que da como resultado un borde de prótesis exacto. La longitud y el ancho del borde son así establecidos en la cera y reproducidos en la base protética. La fluidez de la cera permite la recuperación de los tejidos ligeramente comprimidos, por lo que se recomienda dejar la impresión en la boca un tiempo, para que el propio paciente la vaya modelando.

La gran desventaja de esta técnica se relaciona con el tiempo que se debe esperar para que la cera se enfríe en la boca del paciente (20 a 30 minutos), idealmente la impresión debe ser almacenada en frío hasta su positivado. Es una técnica que requiere experiencia y manejo clínico (Mallat, 2004; McCracken, 2006).

Técnica de McCracken modificada o Impresión modificada

Se obtiene un modelo a partir de una primera impresión anatómica tomada con alginato y utilizando cubetas de stock. A partir de este modelo se diseña y confecciona la base metálica. Una vez probada en boca y aceptada esta base metálica, se construyen en las zonas desdentadas unas cubetillas acrílicas retenidas en la rejilla de la base, las cuales tienen la misma forma y extensión que la futura base de la prótesis.

Se calienta el compuesto de modelar de baja fusión y se coloca en los bordes de la base, el cual se ajusta a la boca mediante la realización de movimientos funcionales. Una vez logrado el sellado periférico funcional, se toma impresión con un elastómero o pasta zinquenólica, teniendo especial cuidado en que los apoyos de la base se encuentren en su lugar.

En el laboratorio se eliminan del modelo maestro original las zonas desdentadas y se asienta la estructura metálica con la impresión del extremo libre en su posición en el modelo recortado, asegurando los apoyos en su sitio con cera adhesiva, previo encajonado, se realiza el vaciado de las zonas desdentadas, obteniendo una impresión anatómica de la parte dentada y una funcional de la zona desdentada.

Mediante esta técnica de impresión se obtienen dos niveles de funcionalidad, el soporte mucoso y bordes periféricos funcionales. Permite una buena visión debido al tamaño de las cubetillas, y la comodidad que acarrea permite al paciente realizar los movimientos funcionales en forma mucho más real que en la técnica anterior.

Esta técnica también requiere de dos sesiones para su realización. No logra registrar las masas musculares paraprotéticas y los procedimientos de laboratorio presentan un mayor grado de complejidad (Holmes, 1965; Matas y cols., 1983; Loza y Valverde, 2007).

Técnica Pick-up

Ante las desventajas que presenta la técnica de modelo alterado surge una técnica alternativa que tiende a simplificar el procedimiento de vaciado de la impresión en el caso de una prótesis parcial removible a extensión distal. Esta alternativa a la técnica de modelo alterado es la sobreimpresión o pick-up propuesto por Bauman y De Boer en 1982, para un caso de maxilar superior (Bauman y DeBoer, 1982).

Debe obtenerse una impresión del área desdentada con una cubeta de resina acrílica unida a la rejilla de la estructura metálica, siguiendo los mismos parámetros utilizados durante esta etapa en la técnica de modelo alterado.

Posteriormente, se procede a tomar una impresión general con una cubeta comercial con hidrocoloide irreversible o alginato de la arcada completa junto con la estructura metálica. Al remover la impresión esta estructura metálica se viene adherida al alginato para formar una sola pieza y vaciarlos juntos (Bauman y DeBoer, 1982).

Finalmente, una vez retirada la impresión completa de la boca, algunos autores recomiendan recortar los excesos del alginato y dejarlos 3 mm por debajo de los bordes periféricos de las cubetas individuales unidas a la estructura metálica, para crear un borde alrededor de la impresión de las áreas desdentadas impresionadas (Chen y cols., 1987).

Entre las ventajas señaladas para esta técnica están el menor tiempo y esfuerzo necesitado para el vaciado de la impresión, además de que la impresión general con alginato no produce una presión indebida sobre la mucosa del reborde residual. Entre las desventajas de esta técnica tenemos que la impresión general con alginato pudiera no arrastrar o levantar la estructura metálica; esto pudiera impedir la suave transición que debe existir entre la impresión del tejido blando y el alginato cuando posteriormente se trata de ajustar la estructura a la impresión final. Esta técnica sólo puede ser utilizada en casos de prótesis parcial removible a extensión distal unilateral o bilateral sin modificación de espacios (McDermott y Cohen, 1993).

Tres Niveles de Funcionalidad

Técnica Miofuncional

A partir de un modelo obtenido mediante una impresión anatómica, se diseña y confecciona la base metálica. Sobre la zona del extremo libre se construyen cubetillas acrílicas de autocurado que deben presentar una forma aproximada a lo que será la base protésica evitando que el acrílico se introduzca en la rejilla de la base metálica.

Se efectúa el recorte mecánico de la cubetilla y se monta el caso en el articulador. Se enfilan y articulan los dientes artificiales, y luego de la prueba final en cera se impresionan con elastómero de consistencia mediana a boca cerrada las zonas del extremo libre, de tal forma que se impresione base, bordes periféricos y flancos internos y externos. Es imprescindible cribar la cera que soporta los dientes y utilizar adhesivo para elastómeros en toda la zona a impresionar para evitar el desprendimiento del material. Se retocan los cuellos dentarios, se enmufla y acriliza.

Mediante esta técnica se obtienen tres niveles de funcionalidad: soporte, retención y estabilidad. Además, el paciente genera por sí sólo los movimientos funcionales. Sin embargo, es una técnica que requiere gran habilidad del clínico y de la utilización de materiales de buena calidad (Matas y cols., 1983).

Cuatro Niveles de Funcionalidad

Modificación músculo-esquelética de la técnica miofuncional

Se desarrolló una técnica simple y eficaz que incorpora la variable de la flexión mandibular que se produce durante el ciclo masticatorio. Inicialmente se obtiene un modelo mediante una impresión primaria con cubeta de stock y alginato vaciado en yeso extraduro, sobre el cual se confecciona la prótesis en su totalidad. Con esta etapa de terminación concluye habitualmente una rehabilitación protésica convencional, generando comúnmente un prolongado postoperatorio que incluye *discomfort*, zonas eritematosas, dolor y eventualmente úlceras. Lo anterior se fundamenta en que no se ha considerado la funcionalidad de la mucosa masticatoria durante la deformación por la flexión mandibular y la contracción volumétrica de la masa de acrílico durante el proceso de polimerización. Por ello, una vez terminada la prótesis se procede a la instalación donde realizamos un cuidadoso ajuste de la estabilidad oclusal en céntrica, control de la fonación y pruebas estéticas. A continuación, se realiza espaciado y alivio desgastando la base de la prótesis y los flancos externos e internos de los extremos libres, creando el espacio mínimo necesario para la incorporación del material de impresión, silicona mediana y liviana en una proporción 2:1. Se lleva a boca posicionando los retenedores adecuadamente, sin presión digital en los extremos libres y se solicita al paciente que ocluya en relación céntrica. Se le indican al paciente movimientos labiales y linguales a boca cerrada y se le realizan movimientos de protrusión labial a boca cerrada con suave tracción digital. Posteriormente, movimientos linguales instruidos a boca abierta en rango rotacional de apertura y se repiten los movimientos a boca cerrada.

Esta técnica permite disminuir los cambios volumétricos de la base acrílica por la menor contracción de polimerización del acrílico y además compensa el fenómeno de flexión o deformación mandibular. A su vez, esta técnica requiere necesariamente del entendimiento del paciente y habilidad del clínico para explicarla y ejecutarla (Sánchez y Dreyer, 1996).

Además de la utilización de rompefuerzas y de la aplicación de técnicas de impresión funcional, descritas anteriormente, existe también una tercera forma de compensar las diferencias que presentan los tejidos de soporte de la PPR a extremo libre, a través de una distribución amplia de las fuerzas sobre el mayor número de dientes que sea posible comprometer mediante apoyos y retenedores provistos de apoyos, de esta manera la fuerza es reducida en cada diente y reborde conforme todos ellos soportan colectivamente las fuerzas y además se busca mayor estabilidad al contrarrestar los perjudiciales movimientos laterales de la base protésica.

Para permitir una distribución amplia de fuerzas, la prótesis debe de tener las siguientes características:

- Retenedores directos rígidos, intracoronaes o extracoronaes colados o labrados.
- Retenedores directos y apoyos múltiples, tantos como sea posible.
- Retenedores indirectos para otorgar estabilidad.
- Bases amplias y bien adaptadas.

Este tipo de diseño ofrece las siguientes ventajas:

- Las fuerzas funcionales son limitadas y distribuidas. Se ejerce una influencia protectora y se previene la sobreestimulación.
- Los dientes y los rebordes se ayudan mutuamente, recibiendo su parte proporcional de la fuerza.
- La estabilidad es buena porque los elementos rígidos que contactan contra los dientes resisten los desplazamientos laterales.
- Los tejidos alveolares están lo suficientemente estimulados para promover su salud, pero el trauma es evitado por la asistencia que brindan los dientes remanentes.
- La retención indirecta funciona adecuadamente.

De acuerdo a todos los elementos, técnicas y mecanismos antes mencionados, cuando nos enfrentamos a rehabilitación protésica de extremos libres es importante considerarlos como casos especiales, en los cuales la diferencia de resiliencia de los tejidos bucales involucrados es trascendental para su correcta resolución. Se debe tener un mayor cuidado en el diseño de este tipo de prótesis, seleccionando los retenedores más apropiados, ubicando adecuadamente los apoyos oclusales y la retención indirecta. Es necesario realizar un ajuste fisiológico de las bases metálicas y utilizar las técnicas de impresión que mejor se adecuen al caso clínico (Carrillo y cols., 2001; Loza y Valverde, 2007).

Retención Indirecta

Las prótesis parciales removibles a extremo libre deben ser estabilizadas contra el desplazamiento fuera de los tejidos de soporte, mediante el uso del principio de la retención indirecta. Los retenedores indirectos pueden tomar diferentes formas, como apoyos oclusales auxiliares, extensión sobre el cingulo del canino que parte de un apoyo oclusal y en algunos casos en el maxilar superior el retenedor indirecto puede estar representado por una extensión del conector mayor tipo placa que se apoya sobre las rugosidades palatinas (Cecconi y cols., 1971).

Para comprender la forma en que se ubican los retenedores indirectos, es necesario considerar el posible movimiento de la prótesis alrededor de un eje formado por los retenedores. Este eje se define como la línea dibujada entre las puntas de retención de un par de retenedores en lados opuestos del arco. (Davenport y cols., 2001)

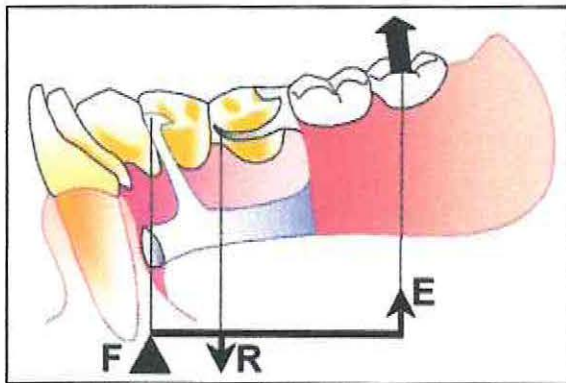


Imagen 18. Retención Indirecta. En "Indirect Retention", por Davenport y cols., 2001, *BDJ* 190, 128 -132.

La resistencia al desplazamiento oclusal de la silla protésica usando retención indirecta es proporcionada por los retenedores que forman el eje de retención y la efectividad de estos retenedores es de suma importancia para determinar la cantidad de retención indirecta obtenida.

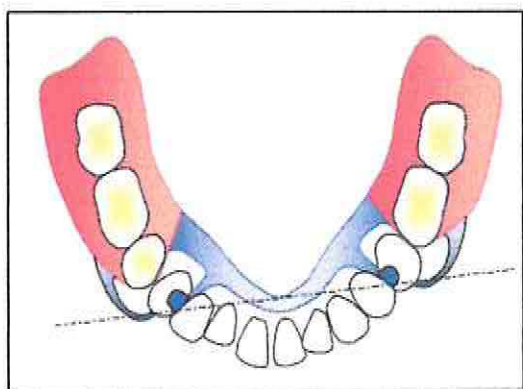


Imagen 19. Eje de retención. En "Indirect Retention", por Davenport y cols., 2001, BDJ 190, 128 -132.

Otros factores que influyen en la efectividad de la retención indirecta son:

- La desventaja mecánica del diseño de prótesis.
- El apoyo de los retenedores indirectos.

La retención está siempre más cerca del retenedor indirecto (fulcrum) que la fuerza de desplazamiento. Por lo tanto, la retención funciona con una desventaja mecánica en relación con la fuerza de desplazamiento. El diseño de la prótesis debe contribuir a reducir la ventaja mecánica de la fuerza de desplazamiento colocando el eje de retención lo más cerca posible de la silla protésica y colocando los retenedores indirectos lo más lejos posible de la misma. (Davenport y cols., 2001)

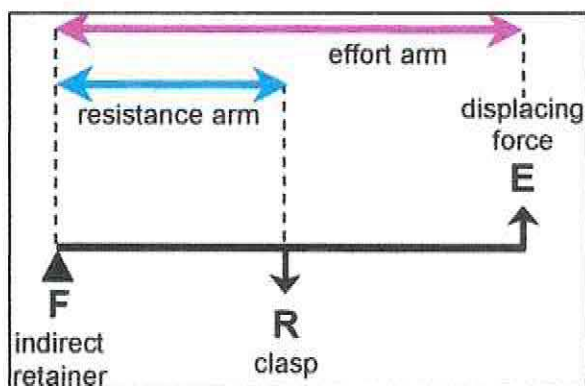


Imagen 20 . Desventaja mecánica de la retención protésica. En "Indirect Retention", por Davenport y cols., 2001, BDJ 190, 128 -132.

Cuando sea posible, el retenedor indirecto debe descansar sobre una superficie perpendicular a su posible trayectoria de movimiento. Si descansa sobre una superficie inclinada del diente, puede ocurrir un movimiento del diente con la consiguiente pérdida de soporte para el retenedor indirecto. (Davenport y cols., 2001)

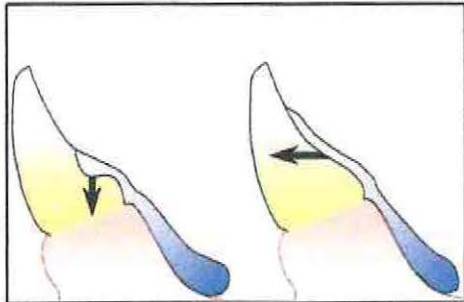


Imagen 21 Desventaja mecánica de la retención protésica. En "Indirect Retention", por Davenport y cols., 2001, BDI 190, 128-132.

Henderson y Steffel señalan los factores que influyen para la efectividad de los retenedores indirectos y mencionan la efectividad de la retención directa, la distancia de la línea de fulcrum, (a mayor distancia, mayor efectividad), la rigidez del conector mayor y la efectividad de la superficie dentaria de soporte. Los retenedores indirectos deben asentarse sobre descansos oclusales debidamente preparados y nunca sobre planos inclinados (Henderson y Steffel, 1969).

Combinación de PPR e IOI en el Tratamiento del Extremo Libre Mandibular

La rehabilitación de los extremos libres mandibulares uni o bilaterales son casos clínicos que representan una gran dificultad para el odontólogo. Este tipo de casos suelen ser resueltos mediante prótesis parcial removible, las que deben soportar fuerzas horizontales y de torsión, con efectos adversos durante la función normal y en las actividades parafuncionales (Turkyilmaz, 2009).

Los movimientos de rotación de la PPR con extremo libre, producto de las diferentes resiliencias de las estructuras involucradas, pueden producir fuerzas de torque contra pilares y tejidos blandos (mucosa, periodonto de los pilares y reborde alveolar del extremo libre) afectando el soporte, la retención y estabilidad (Budtz-Jorgensen, 1999; Ohkubo y cols., 2008; De Freitas y cols., 2012).

En la actualidad, se han reportado casos de tratamientos con PPR mandibulares en combinación con un implante oseointegrado en extremo libre distal como una alternativa a las PPR tradicionales mucodentosoportadas y a las prótesis fijas implantosoportadas, para el manejo del extremo libre. Sin embargo, esta alternativa tiene limitaciones respecto a la funcionalidad y pronóstico, ya sea a nivel protésico y/o de los implantes.

Como se ha visto la principal problemática de la rehabilitación de extremos libres mediante PPR, es la diferente respuesta viscoelástica de los tejidos involucrados, donde la fuerza oclusal tiende a

hacer que la base se mueva en mayor magnitud, ya que los dientes artificiales posteriores no están limitados por un tope dentario (Wills y Manderson, 1977; Shahmiri y cols., 2013).

Esto conlleva a desajuste de los retenedores, desarmonía oclusal y dolor en los tejidos blandos debajo del conector o de la base de la prótesis, que se presentan frecuentemente. Además, se produce una reabsorción del reborde alveolar por la presión continua de la base, necesitando rebasados posteriores e incluso la confección de una nueva prótesis (Ohkubo y cols., 2008; De Freitas y cols., 2008).

Una posible solución a esta problemática clínica es el uso de un implante colocado en la extensión distal de la base de la prótesis, permitiendo transformar una Clase I ó II de Kennedy en una clase III, con un costo relativamente accesible para los pacientes (Shahmiri y Atieh, 2010).

La indicación de PPR más un IOI en extremo libre mandibular, es en situaciones clínicas donde la inserción de múltiples implantes está restringida por la altura y características óseas o por el costo económico que suponen otras modalidades de tratamiento, siendo en general indicadas en Clases I ó II de Kennedy (De Freitas y cols., 2008).

Las ventajas del tratamiento con PPR en combinación con IOI han sido reportadas desde inicios de la década del 90, estableciendo que el uso de implantes en la extensión distal de una PPR otorgaría una oclusión más estable al reducir el desplazamiento distal de la base protésica independiente de la zona de apoyo de ésta. También permite disminuir la extensión de la base protésica, otorgando al paciente una mayor comodidad y satisfacción por la mejora en las características biomecánicas de las PPR generando una menor reabsorción ósea bajo la base protésica. A su vez se observa una mayor retención, estabilidad y mejor función en este tipo de rehabilitaciones (Mitrani y cols., 2003; De Freitas y cols., 2008; Sato y cols., 2013).

Existen aspectos que aún requieren ser estudiados en relación a las características de los implantes en combinación con PPR, como son la mejor ubicación del implante en la extensión distal mandibular, su longitud ideal, sistemas de retención que minimicen la pérdida ósea alrededor del implante, entre otros parámetros que permitan una adecuada distribución de las fuerzas (De Freitas y cols., 2008).

Cunha y cols. (2008) determinaron que localizar el implante cerca del diente pilar favorece una mejor distribución de las tensiones en los dientes de soporte y tejidos blandos (Cunha y cols., 2008).

Pellizzer y cols. (2010) estudiaron los sistemas de fijación más utilizados en PPR con IOI en el extremo libre, mediante modelos con diferentes pilares a los que se aplicaron fuerzas axiales y oblicuas, los resultados mostraron una mejor distribución de la tensión en las estructuras de soporte mediante tratamientos utilizando sistemas tipo ERA u O'ring. En la misma línea Ohkubo y cols. (2007) reportaron que se genera una menor presión sobre los tejidos blandos mediante estos tipos de tratamientos (Ohkubo y cols., 2007; Pellizzer y cols., 2010).

La evidencia reportada respecto al pronóstico del tratamiento con PPR con IOI es limitada y en ocasiones ambigua. El tiempo de seguimiento descrito en la mayoría de los estudios es en general bajo, sin embargo, Mitrani y cols. (2003), describen un adecuado comportamiento clínico de las PPR con IOI en los primeros 5 años, con escasa pérdida ósea estudiada a nivel radiográfico (0,1 mm por año posterior al primer año).

Entre las principales complicaciones que se observan destacan fracturas de la base protésica, aflojamiento de pilares e hiperplasia de la mucosa, sin embargo, no existen datos estadísticos al respecto. Se ha señalado la necesidad de mantenencias periódicas del tratamiento protésico, a fin de controlar su adecuado funcionamiento para corregir a tiempo los defectos que se puedan generar (De Freitas y cols., 2008).

El pronóstico de los implantes ha sido ampliamente estudiado y considera los criterios tradicionales de éxito clínico, con tasas de supervivencia aceptables de entre 93,7 % y 100 %.

La modalidad de tratamiento ofrecida por las PPR más IOI es relativamente económica y satisfactoria para el manejo del paciente desdentado parcial inferior.

La indicación de PPR más IOI en extremos libres mandibulares es principalmente en situaciones en que no es posible la inserción de múltiples implantes, ya sea por condiciones óseas inadecuadas, por dificultades económicas o por la mala experiencia previa con PPR convencionales (De Freitas y cols., 2008).

El respaldo de esta alternativa de tratamiento del extremo libre con la incorporación de un implante para el apoyo distal de la PPR convencional, se basa en la mejora del comportamiento biomecánico de la prótesis. Para comprobar este planteamiento, Pellizzer y cols., llevaron a cabo un estudio "in vitro" y concluyeron que la distribución de la tensión en las estructuras de soporte es mejor con la incorporación de un implante en la extensión distal mandibular, esta distribución es mejor cuando la inclinación de los implantes es baja, es decir, de entre 0° y 5° en sentido buco-lingual (Pellizzer y cols., 2010).

A su vez, el uso de implantes en la extensión distal reduce la carga sobre la articulación temporomandibular, y al ser ubicados en la región del segundo molar, el centro de fuerza oclusal sería similar al de una prótesis fija implantosoportada (Bortolini y cols., 2011).

En cuanto a la fuerza oclusal, Ohkubo y cols. (2008) en un estudio "in vivo" determinaron que existe una mayor fuerza en las PPR más IOI, lo que puede contribuir a una mejor capacidad masticatoria debido a que a mayor fuerza oclusal mayor es el área de contacto.

En relación al comportamiento clínico, se evidencia un aumento de la satisfacción del paciente al tener implantes en el extremo libre mandibular, otorgando una mayor estabilidad a la prótesis (Ohkubo y cols., 2007; Gates y cols., 2014) debido a mejoras en las propiedades biomecánicas de éstas, ya que promueve una mejor retención, con reducción del estrés en los dientes pilares, otorgando así mayor comodidad al paciente (De Freitas y cols., 2008.). También, Ohkubo y cols. (2007) reportaron "in vitro" que el apoyo que otorga el implante ayudaba a prevenir el desplazamiento de las prótesis y la disminución de la presión en los tejidos blandos. Sin embargo, es escasa la literatura "in vivo" respecto a la reducción de la reabsorción ósea del reborde alveolar y sus efectos en los tejidos adyacentes.

Con respecto a la supervivencia de implantes en extensiones distales de PPR mandibulares se reportan tasas favorables, con valores de entre 95 % y 100 %, sin embargo, los períodos de seguimiento son limitados (Ohkubo y cols., 2008; Gates y cols., 2014). El estudio de mayor tiempo de seguimiento reportado es el presentado por Bortolini y cols. (2011), con ocho años de evolución,

presentando tasas de sobrevida del 93,75 %, sin embargo, ellos incluyeron en sus resultados el pronóstico de implantes insertados en el maxilar superior.

Las principales complicaciones informadas en esta modalidad de tratamiento son la continua necesidad de rebasado, desajuste de la unión prótesis-implante y daños en la base o acrílico de la prótesis (De Freitas y cols., 2008).

En un estudio retrospectivo realizado con 10 pacientes rehabilitados con PPR de extremo libre soportada por implantes en la región distal, se observó en todos los pacientes un aumento del éxito de la PPR, un mínimo desgaste del componente protésico, ninguna evidencia radiográfica de pérdida ósea excesiva y estabilidad del tejido peri-implantar después de 1 año de seguimiento clínico. Sin embargo, en tiempos de la odontología basada en la evidencia, a pesar del buen fundamentado éxito de la oseointegración, esa asociación entre implantes y PPR aún necesita de estudios clínicos longitudinales que puedan comprobar su eficiencia y seguridad a largo plazo, para hacer más frecuente su utilización (Grossmann y cols., 2009).

Análisis en laboratorios muestran que la colocación de un implante en la región distal, funcionando como soporte de una PPR de extremo libre, promueve una reducción de la presión ejercida sobre la mucosa, tornando la situación semejante a los casos dentosoportados (Ohkubo y cols., 2007).

Existe una gran diversidad de diseños metodológicos de la literatura publicada respecto a este tipo de rehabilitaciones, siendo en general, de un bajo nivel de evidencia, ya que principalmente son reportes de casos o serie de casos clínicos, lo que impide un adecuado análisis de los datos, siendo necesarios estudios donde se elimine o minimice la confusión de ciertas variables para la comprensión de lo que ocurre en el manejo de extremo libre mandibular con PPR en combinación con IOI, para guiar al clínico hacia la mejor decisión terapéutica .

A pesar de la diversidad metodológica observada en los estudios realizados sobre esta alternativa de tratamiento, las conclusiones observadas en la sobrevida de los implantes, satisfacción del paciente y características biomecánicas, son similares.

La evolución de este sistema rehabilitador parece encontrarse en el planeamiento de que las PPR soportadas simultáneamente por implantes y dientes, devuelven confort y función optimizada para el paciente. Esta sería una solución relativamente simple y financieramente más viable para suplir las deficiencias presentes en los casos de extremo libre, donde debido al soporte mixto se tiene un pronóstico menos favorable y menor satisfacción de los pacientes cuando se compara con los casos dentosoportados.

Conclusiones y Sugerencias

La resolución exitosa de los casos de pacientes desdentados con extremo libre mediante PPR representa un gran desafío para el odontólogo, aún así es posible desarrollar adecuados tratamientos con un diseño protésico y manejo clínico orientados a la conservación de los tejidos que se relacionan con la PPR.

La distinta respuesta viscoelástica de los tejidos involucrados en el soporte protésico y la cinemática que presentan este tipo de PPR durante la función, son factores que dificultan el tratamiento y deben ser considerados como aspectos principales en su planificación.

Se debe tener siempre en cuenta el pronóstico periodontal de los dientes pilares, ya que es de vital importancia para el éxito del tratamiento.

Es de consenso entre investigadores y clínicos que el apoyo en el diente pilar que limita el extremo libre debe estar ubicado en mesial del mismo, buscando evitar que éste sea traccionado a distal y que la base protésica realice un movimiento más oblicuo, de esta forma se genera una presión más uniforme en el reborde alveolar.

En los dientes pilares se recomienda diseñar retenedores tipo barra, ubicados bajo el ecuador protésico que liberen al pilar ante fuerzas intrusivas en el extremo libre.

En lo posible se debe enfilear hasta primer molar, buscando acortar el brazo de potencia.

Ante la acción de fuerzas extrusivas en el extremo libre, la prótesis tenderá a levantarse de su sitio, para contrarrestar esta situación pueden ser considerados elementos de retención indirecta en el diseño protésico. Para algunos autores la retención indirecta corresponde más bien a un fulcrum extrusivo, pero que igualmente contribuye a la retención protésica.

La utilización de rompedor fuerza representa una alternativa en este tipo de tratamientos, pero tiene algunas desventajas como que su acción es más efectiva en el maxilar superior y su confección es más compleja y costosa.

Una adecuada impresión funcional del extremo libre contribuye a una adecuada distribución de las cargas entre los dientes remanentes y los rebordes desdentados.

En la impresión del extremo libre se busca incorporar la mayor cantidad de niveles de funcionalidad, sin embargo, esta situación está principalmente determinada por la habilidad clínica, el entendimiento del paciente y la disponibilidad de materiales y laboratorio.

Una alternativa de tratamiento para estos casos clínicos es la combinación de PPR con IOI en el extremo libre, transformando una clase I – II de Kennedy en una clase III con costos relativamente accesibles. El uso de PPR en combinación con implantes mejoraría las características biomecánicas de las tradicionales PPR, lo que brindará una mayor comodidad y bienestar a los pacientes desdentados de clase I y II de Kennedy, manteniendo la misma tasa de éxito de los implantes asociados a otras modalidades de tratamiento.

La flexión mandibular, considerada el cuarto nivel de funcionalidad, ha sido estudiada por su implicancia en la función protésica, sin embargo, es difícil de obtener clínicamente. Diversos autores

la han considerado principalmente para verificar su relevancia en el comportamiento de los implantes óseointegrados.

Finalmente, la utilización de un implante distal en combinación con una PPR de extremo libre ha demostrado ser una alternativa viable de tratamiento, sin embargo, es necesario realizar estudios clínicos controlados, aleatorios, a fin de estandarizar las técnicas y los criterios de éxito protésico, para así mejorar la seguridad, predictibilidad y consideraciones clínicas de esta opción de tratamiento.

Referencias

- Abdel-Latif H., Hobkirk J. A., Kelleway J. P. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont.* Nov-Dec;13(6):513-9. 2000.
- Al-Sukhun J., Helenius M., Lindqvist C., Kelleway J. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg.* Jul;64(7):1015-22. 2006.
- Al-Sukhun J., Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* May-Jun;22(3):455-66. 2007.
- Al-Sukhun J., Kelleway J., Helenius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J Biomed Mater Res A.* Jan;80(1):234-46. 2007.
- Álvarez Cantoni H., Álvarez Castro M., Álvarez Castro J., Cattaneo S. Revisión de los conceptos clásicos de la biomecánica de la Prótesis Parcial Removible. *Rev. Fac. Odontol. (B. Aires);* 28(65): 22-31, jul.-dic. 2013.
- Applegate O.C. *Essentials of Removable Partial Denture Prosthesis.* 2 Edición. Ed. Saunders. 1959.
- Bauman R., DeBoer J. A modification of the altered cast technique. *J Prosthet Dent.* 47(2):212-213. 1982.
- Beecher R. M. Functional significance of the mandibular symphysis. *J Morphol.* Jan;159(1):117-30. 1979.
- Berg E. Periodontal problems associated with use of distal extension removable partial dentures--a matter of construction? *J Oral Rehabil.* Sep;12(5):369-79. 1985.
- Bortolini S., Natali A., Franchi M., Coggiola A., Consolo U. Implant-retained removable partial dentures: an 8-year retrospective study. *J. Prosthodont.,* 20(3):168-72. 2011.
- Browning J. D., Meadors L. W., Eick J.D. Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J Prosthet Dent.* Jan;55(1):69-74. 1986.
- Budtz-Jorgensen E. *Prosthodontics for the Eldery: Diagnosis and Treatment.* Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc. 1999.
- Burch J. G., Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res.* Mar-Apr;49(2):463. 1970.
- Canabarro S. de A., Shinkai R. S. Medial mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. *Int J Prosthodont.* Mar-Apr;19(2):177-82. 2006.
- Carrillo A., Gómez P., Bardález R. Impresiones del extremo libre mandibular en Prótesis Parcial Removible. *La Carta Odontológica.* Vol 5. N° 16. 2001.
- Cecconi B. T., Asgar K., Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* Jan;25(1):44-56. 1971.

- Chen D. C., Lai Y. L., Chi L. Y., Lee S. Y. Contributing factors of mandibular deformation during the mouth opening. *J Dent.* 28: 583-88. 2000.
- Chen M., Eichhold W., Chien Ch., Curtis D. An altered-cast impression technique that eliminates conventional cast dissecting and impression boxing. *J Prosthet Dent.* 57(4):471-474. 1987.
- Cunha L. D., Pellizzer E. P., Verri F. R., Pereira J. A. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent.*, 17(3):278-87. 2008.
- Daegling D. J., Hylander W.L. Biomechanics of torsion in the human mandible. *Am J Phys Anthropol.* Jan;105(1):73-87. 1998.
- Davenport J., Basker R., Heath J., Ralph J. Atlas en color de prótesis parcial removable. Ed. Labor. 1992.
- Davenport J., Basker R., Heath J., Ralph J., Glantz P-O., Hammond P. Indirect Retention. *BDJ* 190, 128-132. 2001.
- De Freitas R. F., Carvalho K., da Fonte Porto Carreiro A., Barbosa G. A., Ferreira M. A. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *J. Oral Rehabil.*, 39(10):791-8. 2012.
- De Marco T.J., Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent.* May;31(5):482-5. 1974.
- Donahue T. J. Factors that augment the role of direct retainers in mandibular distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* Dec;60(6):696-9. 1988.
- Dykema R.W., Cunningham D.W., Johnston J.F. *Modern Practice in Removable Partial Prosthodontics.* W.B. Saunders Company. 1969.
- El-Sheikh A. M., Abdel-Latif H. H., Howell P. G., Hobkirk J. A. Midline mandibular deformation during nonmasticatory functional movements in edentulous subjects with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Mar-Apr;22(2):243-8. 2007.
- Fischman B. A. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent.* 64(4):483-5. 1990.
- Fisher R. L. Factors that influence the base stability of mandibular distal-extension removable partial dentures: a longitudinal study. *J Prosthet Dent.* Aug;50(2):167-71. 1983.
- Fisher R. L., Jaslow C. The efficiency of an indirect retainer. *J Prosthet Dent.* Jul;34(1):24-30. 1975.
- Frechette Arthur R. The influences of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent.* 2001 jun;85(6):527-39. 1956.
- García J.L., Olavarría L.E. *Diseño de Prótesis Parcial Removable.* Edición 2005. Ed. Amolca. 2005.
- Gates W. D. 3rd., Cooper L. F., Sanders A. E., Reside G. J., De Kok I. J. The effect of implant-supported removable partial dentures on oral health quality of life. *Clin. Oral Impl. Res.*, 25(2):207-13. 2014.

- Grossmann Y., Nissan J., Levin L. Clinical effectiveness of implant - supported removable partial dentures: a review of the literature and retrospective case evaluation. *J Oral Maxillofac Surg.* 67(9):1941-6. 2009.
- Hekneby M. Model experiments on the transmission of forces from a lower free end partial denture to the supporting teeth. *Tandlaegebladet.* Nov;71(11):1097-119. 1967.
- Henderson, D., Steffel, V.L. McCracken's Partial Denture Construction: Principles and Techniques. in: ed. 3. The C.V. Mosby Company, St. Louis; 163–171. 1969.
- Hobkirk J. A., Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* Fall;6(3):319-28. 1991.
- Hobkirk J., Havthoulas T. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent.* Aug;80(2):169-74. 1998.
- Holmes J. B. Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. *J Prosthet Dent.* May-Jun; 15:474-83. 1965.
- Horiuchi M., Ichikawa T., Noda M., Matsumoto N. Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. *Arch Oral Biol.* Feb;42(2):185-8. 1997.
- Jiang T., Ai M. In vivo mandibular elastic deformation during clenching on pivots. *J Oral Rehabil.* Feb;29(2):201-8. 2002.
- Kaires A. K. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* Volume 6, Issue 3, pages 373-385. 1956.
- Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* Jan;73(1):56-66. 1994.
- Loza D., Valverde H. R. *Diseño de Prótesis Parcial Removible.* Madrid. Ed. Ripano. 2007.
- Mallat Desplats E., Mallat Callís E. *Prótesis parcial removible y sobredentaduras.* Madrid, España. Ed. Elsevier. 2004.
- Matas J., Vincent R., Romo J. Impresiones funcionales para prótesis de extremo libre. *Rev. Fac. Odo. Univ. de Chile.* 1 (2): 33-37. 1983.
- McCracken A. B., Carr G. P., McGivney D. T. *Prótesis Parcial Removible.* Madrid. Elsevier. 2006.
- McDermott I., Cohen S. An alginate pick-up alternative to the altered cast technique. *Compendium 1992-1993;*8(2): 41-45. 1993.
- Misch C. E. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd Edition. Mosby. 2007.
- Mitrani R., Brudvik J. S., Philips K. M. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 23(4):353-9. 2003.

Miyamoto Y., Fujisawa K., Takechi M., Momota Y., Yuasa T., Tatehara S., Nagayama M., Yamauchi E. Effect of the additional installation of implants in the posterior region on the prognosis of treatment in the edentulous mandibular jaw. *Clin Oral Implants Res.* Dec;14(6):727-33. 2003.

Ohkubo C., Kurihara D., Shimpo H., Suzuki Y., Kokubo Y., Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: *in vitro* assessment. *J. Oral Rehabil.*, 34(1):52-6. 2007.

Ohkubo C., Kobayashi M., Suzuki, Y., Hosoi T. Effect of implant support on distal-extension removable partial dentures: *in vivo* assessment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 23(6):1095-101, 2008.

Omar R., Wise M. D. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil.* May;8(3):209-21. 1981.

Osborne J., Tomlin H.R., Medial convergence of mandible. *Br J.* 117:112-4. 1964.

Pellizzer E. P., Verri F. R., Falcón-Antenucci R. M., Goiato M. C., Gennari Filho H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J. Craniofac. Surg.*, 21(3):727-34. 2010.

Rebossio A.D. *Prótesis Parcial Removible*. Edición 3. Editorial Mundi. 1963.

Sánchez S., Dreyer E. Modificación músculo esquelética de la técnica de impresión miofuncional para extremo libre. *Rev Fac Odont Univ de Chile* 14: 56-63. 1996.

Sato M., Suzuki Y., Kurihara D., Shimpo H., Ohkubo C. Effect of implant support on mandibular distal extension removable partial dentures: relationship between denture supporting area and stress distribution. *J. Prosthodont. Res.*, 57(2):109-12. 2013.

Shahmiri R., Atieh M. A. Mandibular Kennedy Class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. *J. Oral Rehabil.*, 37(3):225-34. 2010.

Shahmiri R., Aarts J. M., Bennani V., Das R., Swain M. V. Strain Distribution in a Kennedy Class I Implant Assisted Removable Partial Denture under Various Loading Conditions. *Int. J. Dent.* 2013: ID351279. 2013.

Turkyilmaz I. Use of distal implants to support and increase retention of a removable partial denture: a case report. *J. Can. Dent. Assoc.*, 75(9):655-8. 2009.

Vollmer D., Meyer U., Joos U., Vègh A., Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Craniomaxillofac Surg.* Apr;28(2):91-6. 2000.

Wills D. J., Manderson R. D. Biomechanical aspects of the support of partial dentures. *J. Dent.* 5(4):310-8. 1977.

Zarone F., Apicella A., Nicolais L., Aversa R., Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants *Clin Oral Implants Res.* Feb;14(1):103-14. 2003.