

Universidad de Valparaíso
Facultad de Odontología
Escuela de odontología



**SEMINARIO DE TESIS PARA OPTAR AL TÍTULO DE CIRUJANO DENTISTA:
" USO DEL SISTEMA PERIOTEST®, EN LA CUANTIFICACIÓN DE LA MOVILIDAD
EN DIENTES PILARES DE PRÓTESIS REMOVIBLE."
I PARTE: ETAPA DE INSTALACIÓN Y CONTROL INMEDIATO**

Profesor guía: Dr. Ramón Madariaga

Alumno: Nivaldo Arroyo M.

2000

1999

AGRADECIMIENTOS / DEDICATORIA

Agradezco a todos aquellos que me apoyaron, ayudaron y por sobre todas las cosas me tuvieron paciencia, a todos los que en forma desinteresada contribuyeron de una u otra forma a que esta investigación llegase a su fin.

Agradezco en forma especial a mi familia, pilar fundamental de mi existencia y fuente constante de apoyo comprensión y amor.

Dedico este seminario a mi esposa, mi hijo y mi madre, quienes son mi razón de vivir y existir, pero por sobre todo lo dedico a mi viejo que sé esta conmigo...de algún modo.

INDICE

Introducción	1
Marco Teórico	2
I.- Movilidad Dentaria	2
I.1 Tipos de Movilidad	
I.1.2. Medición del Tipo/Grado de Movilidad Dentaria	4
I.1.3. Fases del Desplazamiento Dentario	4
I.1.4. Movilidad Dentaria Inicial y Movilidad dentaria Secundaria	
I.1.5. Recuperación Elástica Inmediata y Recuperación Lenta Asintomática	5
I.2 Mecanismos de soporte Dentario	5
I.2.1 Soporte por Tensión	6
I.2.2 Soporte por Compresión	6
I.2.3 Soporte por Amortiguación Hidrodinámica	6
I.2.4 Soporte por Viscoelasticidad	6
II.- Métodos para evaluar la Movilidad Dentaria	7
II.1 Registros mecánicos	8
II.2 Métodos Electrónicos	8
II.3 Métodos Ópticos	9
III.- El Método Periotest ®	9
III.1 Principios de Medición	9
III.2 El Valor Periotest ®	11
III.3 Investigaciones con Periotest ®	12
III.3.1 Periotest ® y Periodontómetro	12
III.3.2 Periotest ® y Pérdida de Inserción	13
III.3.3 Periotest ® y Ferulización	14
III.3.4 Variaciones Fisiológicas y Periotest ®	14
III.3.5 Periotest ® e Implantología	14
IV.- Análisis Biofísico Sistema Periotest ®	15
V.- Evaluación de Patrones de Carga Producidos por Varios Diseños de Extensión Distal Bilateral en Dentaduras Parciales Removibles.	16
VI.- Principios para el Diseño de la Prótesis Parcial Removible	18
VI.1 Consideraciones Biomecánicas	18
VI.2 Otros Factores que Influyen Sobre el Diseño	21
VI.2.1 Diferencias en el Soporte	21
VI.2.2 Fundamentos del Diseño de Prótesis Parciales	22
VI.3 Retenedores Indirectos	23
VI.3.1 Factores que Determinan la Eficacia de los Retenedores Indirectos	24
VII.- Principios de Dentaduras Parciales Removibles	24
VII.1 Fuerzas que Actúan en la Dentadura Parcial	26
VII.2 Factores que Inciden en la Magnitud de las	27

Fuerzas Transmitidas al Diente Pilar

VII.2.1 Longitud de la Brecha	27
VII.2.2 Calidad y Soporte del Reborde	27
VII.2.3 Cualidades de los Retenedores	27
VII.2.4 Diseño del Retenedor	28
VII.2.5 Material Utilizado en la Construcción del Retenedor	28
VII.2.6 Armonía Oclusal	28
VII.2.7 Consideraciones en el Diseño Para Controlar el Estrés	29
VII.2.8 Retención Directa	29
Hipótesis	30
Objetivo General	30
Objetivos Específicos	30
Materiales y Métodos	31
Resultados	33
Discusión	36
Conclusiones	37
Sugerencias	38
Limitaciones del Estudio	39
Resumen	40
Bibliografía	41
Anexos	43

INTRODUCCION

Durante las últimas décadas la ciencia y la tecnología se han desarrollado a una velocidad realmente vertiginosa, lo cual ha permitido acumular más conocimientos en los últimos 50 años de la Odontología.

Ambas ciencia y tecnología están estrechamente ligadas en el desarrollo de la odontología; disciplina del área de la salud que se ha visto fuertemente afectada por estos cambios. Hoy en día el flujo de conocimientos y la aparición de nuevos productos e instrumentos es tan rápido que obligan al profesional a estar en permanente evolución y actualización, así postulados que ayer se daban por hechos, hoy se cuestionan. Lo que ayer era una verdad tal vez hoy ya no lo es y el mañana traerá nuevos cambios.

Basados en estos hechos decidimos realizar el presente trabajo de investigación, que se centra en la movilidad dentaria, la capacidad de amortiguación del periodonto y su relación con la prótesis removible parcial.

Históricamente se ha cuestionado la rehabilitación con prótesis removible y sobre todo a extensión distal, dándose como alternativa la P.F con Cantilever o en los últimos años la implantología.

Nuestro estudio nace de la preocupación de poder cuantificar clínica y objetivamente si existe un aumento de la movilidad en dientes pilares que reciban un aparato protésico removible como parte de su tratamiento y de las variables que se relacionan con ello, sean estas de orden periodontal, de orden netamente clínico, como un diseño inadecuado o una inadecuada cooperación del paciente en el aspecto higiene bucal.

Con el advenimiento de la implantología se desarrollaron una serie de materiales necesarios para la implementación de esta técnica, entre ellos se desarrollaron instrumentos para medir el grado de certeza de oseointegración, uno de estos instrumentos que permite tener parámetros más objetivos y cuantificables es el Sistema Periotest®.

En el presente estudio se utilizará el Sistema Periotest® para medir variabilidad en el grado de movilidad en dientes pilares de Prótesis removible, en pacientes que están siendo rehabilitados como parte del curso de Prótesis Removible III, en la Clínica "B" de la Escuela de Odontología de la Universidad de Valparaíso.

MARCO TEORICO



I Movilidad Dentaria

La movilidad dentaria es una propiedad hidrodinámica y biofísica otorgada al Odontón por el ligamento periodontal, gracias a los haces de fibras insertados y a otros elementos ubicados entre dos tejidos mineralizados, el cemento dentario y el hueso alveolar (García, Bahamondes y Goldsmith, 1997).

La capacidad que posee el ligamento periodontal para compensar, disminuir o disipar las fuerzas que actúan sobre un diente, se conoce como Amortiguación Dentaria .

La medición de la Movilidad Dentaria es una de las herramientas utilizadas por los clínicos para evaluar el grado de compromiso de las estructuras de soporte periodontal, con el objetivo de otorgar al paciente un pronóstico cercano a su condición. Los métodos para evaluarla pueden clasificarse como clínicos, mecánicos, electrónicos y ópticos.

Se describe que si bien El Sistema Periotest (Siemens, Bensheim, Alemania), mide la movilidad dentaria, su valor representa principalmente la capacidad de amortiguación del ligamento periodontal y sus cambios fisiológicos y/o Patológicos.(García, Bahamondes y Goldsmith, 1997).

I.1 Tipos de Movilidad Dentaria

En general un diente cuyo ligamento periodontal no esté inflamado, tres factores básicos determinan la movilidad dentaria: La altura del hueso alveolar circundante, la estructura (ancho) y organización del ligamento periodontal y, la forma y cantidad de raíces dentarias (Lindhe, 1992; Nyman y Lang, 1994).

Si manualmente se aplica una fuerza comparativamente grande a la corona de un diente rodeado por un periodoncio normal, este se inclinará dentro del alvéolo, hasta que se produce un contacto íntimo entre la raíz dentaria y el tejido óseo marginal (o apical). La magnitud de este movimiento de inclinación, evaluado normalmente en la punta de la corona (punto de referencia), es conocida como " Movilidad Dentaria Fisiológica " (Lindhe, 1992.)

La posición del diente dentro de la cavidad alveolar no es constante. El diente es levemente intruido por las fuerzas oclusales durante la masticación y la deglución. Por otro lado, se extruye levemente cuando el contacto dentario es suprimido, 1 a 3 horas, o por cambios en la posición corporal de un individuo, vertical o reclinada (Rosenberg 1993).

El registro de la movilidad dentaria fisiológica depende del momento del día en que se realiza la medición (mayor en la mañana y menor en la tarde), el intervalo entre el momento de la medición y de la masticación previa, los hábitos oclusales, y del patrón de deglución del individuo (Rosenberg, 1993).

El aumento clínico de la movilidad dentaria puede observarse tanto en dientes con soporte periodontal normal o disminuido. Podemos señalar en general varios estadios que explican este aumento progresivo a través del tiempo de la movilidad dentaria.

1.- **Fase Traumática del Trauma Oclusal.** En la cual existe un proceso inflamatorio activo en los tejidos periodontales de inserción, con reabsorción ósea, lisis de fibras periodontales, etc. Manifestándose clínicamente como aumento progresivo a través del tiempo de la movilidad dentaria.

2.- **Fase Post-traumática del Trauma Oclusal.** En la cual ha cesado el proceso inflamatorio activo señalado en el punto anterior, pero quedando como secuela de ese proceso un espacio periodontal ensanchado con características histológicas normales, cuya consecuencia es la movilidad dentaria aumentada que permanece estable en el tiempo. Este mecanismo es el que utiliza el organismo para soportar fuerzas oclusales excesivas.

3.- **Procesos Infecto-Inflamatorios** (Periodontales, endodónticos o periapicales) que al producirse edema en el periodonto de inserción determina una disminución en la capacidad amortiguadora del periodonto, traduciéndose en un aumento de la movilidad clínica, que cesa una vez eliminado el factor inflamatorio.

4.- **Periodonto de Inserción de Altura Reducida.** En estas situaciones también pueden observarse, dependiendo de la disminución de altura del soporte periodontal, un aumento de la movilidad dentaria clínica, debido a que el brazo de extensión del movimiento medido en incisal será mayor, sin embargo, al medir el desplazamiento dentario intraalveolar este será normal por existir salud de las estructuras, o bien puede asociarse a fases traumáticas o post-traumáticas si el odontón no ha sido capaz de adaptarse fisiológicamente a las fuerzas que recibe el soporte periodontal disminuido. La reducción de la altura alveolar toma un rasgo significativo si se supera la " masa crítica alveolar ", cantidad mínima necesaria de soporte óseo para mantener separados los sectores de tensión y presión en el desplazamiento radicular dentro de su alvéolo, situación en que la permanencia dentaria es inestable (Perlist 1980).

5.- **Traumatismo Dentario Agudo**, como luxaciones, que también son fuente de origen de una movilidad dentaria aumentada.

6.- **Disminución de la Longitud Radicular**

I.1.2 Medición del Tipo/Grado de movilidad dentaria

Por lo tanto, es fundamental para el clínico determinar la génesis de la movilidad dentaria y no considerarla inmediatamente como una movilidad patológica, porque también puede corresponder a un fenómeno fisiológico adaptativo.

El determinar ante que tipo de movilidad se encuentra un diente, esta sometido, como todo registro clínico, al operador que realiza el examen (si este es manual) o bien a la sensibilidad del método y al aparato con el que se cuantifica la movilidad. El valor de la movilidad dentaria debe ser interrelacionado con datos clínicos y radiográficos para poder diagnosticar y pronosticar si se esta ante un proceso destructivo o ante uno adaptativo.

I.1.3 Fases del Desplazamiento Dentario

Un diente rodeado por un periodonto normal puede ser desplazado en sentido vertical y horizontal y, además, ser forzado a realizar movimientos rotacionales limitados. Clínicamente, la movilidad dentaria horizontal suele ser evaluada exponiendo primero la corona del diente a una cierta fuerza y determinando después la distancia del desplazamiento coronario en sentido vestibular y/o lingual (Lindhe,1992; Svanberg y cols,1995).

El mecanismo de la movilidad dentaria fue estudiado por Mülhermann en 1964. Con el " Periodontómetro ", instrumento calibrado aplicando fuerzas inferiores a 1N y también superiores. En sus estudios Mülhermann determinó los siguientes conceptos (Rosenberg 1993; Lindhe, 1992; Svanberg y col., 1995)

Movilidad dentaria inicial (MDI) Y Movilidad dentaria secundaria (MDS)
Recuperación Elástica inmediata (REI) y Recuperación lenta asintomática (RLA)

I.1.4. Movilidad Dentaria Inicial (MDI) y Movilidad Dentaria Secundaria (MDS)

Cuando se aplicó una fuerza horizontal de 1N o inferior a esta, el diente tiende a desplazarse libremente dentro del alvéolo, ocurriendo esto de una forma lineal en relación a la fuerza aplicada. Este desplazamiento recibe el nombre de " Movilidad Dentaria Inicial " (MDI) (Rosenberg 1993 ; Lindhe, 1992 ; Svanberg y cols., 1995).

Cargas superiores a 1N determinan la " Movilidad Dentaria Secundaria " (MDS), asociado con la distorsión y comprensión del hueso alveolar (Rosenberg, 1993 ; Lindhe, 1992).

Según Mülhermann la magnitud de la MDS : 1) Varía entre los diferentes tipos de dientes (por ejemplo 10 - 12/100mm ; caninos 5-9/100 ; premolares 8-10/mm ; molares 4-8/100) ; 2) es mayor en niños y en mujeres, aumentando en estas durante el embarazo ; 3) y es diferente durante el día (menor en la tarde y mayor en la mañana) (Lindhe, 1992).

El aumento de una fuerza horizontal aplicada a un diente determina algunas conductas anómalas, como traslado del fulcrum (centro de rotación) radicular y la distorsión de la estructura dentaria. Körber y Körber encuentran que las fuerzas elásticas dentarias contribuyen al movimiento de la corona en un 25% cuando se le aplica una fuerza mayor de 10N. La cantidad de la distorsión dentaria depende directamente del grado de aumento de la fuerza. Sin embargo, Savdir y Rateitschak concluyen que la distorsión dentaria es insignificante en la periodontometría clínica (Rosenberg, 1993).

I.1.5 Recuperación Elástica Inmediata (REI) y recuperación lenta asintomática (RLA)

Si el diente es cargado y luego descargado con una fuerza horizontal (o axial), este retorna de una manera lineal desde la posición de carga hasta su posición en reposo, " Recuperación Elástica Inmediata " (REI). Sin embargo, si el diente ha sido cargado con una fuerza intermitente o casi estática por varios minutos, luego de la REI el diente termina a una gran distancia de la posición de reposo, alcanzada posteriormente con la " Recuperación Lenta Asintomática " (RLA). El movimiento de retroceso elástico inmediato aumenta si se mide inmediatamente después de haber sometido a un diente a una carga (Rosenberg, 1993).

Bajo condiciones normales, la distancia de la REI es proporcional al grado de deformación elástica del alvéolo y del hueso que lo rodea, y a la distorsión elástica del diente producida por la carga dentaria. Además, la distancia desde la posición de reposo al finalizar el REI aumenta cuando existe hiperemia en el ligamento periodontal y disminuye cuando al periodonto se le inyecta vasoconstrictor localmente (Rosenberg, 1993)

La velocidad de la REI es independiente de la magnitud de la fuerza aplicada (no tomando en cuenta la distorsión dentaria) (Rosenberg, 1993).

I.2 MECANISMOS DE SOPORTE DENTARIO

El desplazamiento dentario en respuesta a una fuerza Oclusal puede ser explicado esencialmente por cuatro mecanismos de soporte dentario (Capacidad del Odontón para resistir fuerzas y presiones provocadas por los movimientos masticatorios) (Rosenberg, 1993 ; Svanberg y cols. 1995) :

1.2.1 Soporte por Tensión

Una fuerza estática o semiestática produce dos fases de desplazamiento. En la primera fase, las pequeñas fuerzas pueden mover el diente relativamente libre a través de la fase fluida del ligamento periodontal en donde las fibras colágenas se reorientan. La segunda fase, de menor desplazamiento dentario se produce por incremento de las fuerzas, alrededor de 1N, transmitiéndose la tensión a lo largo de las fibras a la lámina cribiforme. Sin embargo, si la tensión fuera el único mecanismo de soporte dentario ante el movimiento, no ocurriría la relación inversa entre el grado de carga y el desplazamiento dentario. También si la tensión fuera el único mecanismo de absorción de cargas oclusales, el desplazamiento intrusivo progresivo del diente en respuestas a cargas intrusivas de cortos intervalos no es compatible con la calidad no elástica de las fibras colágenas principales (Rosenberg, 1993 ; Svanberg y cols., 1995)

1.2.2 Soporte por Compresión

Cuando se aplica una carga horizontal o intrusiva a un diente, se produce una dilatación del alvéolo. Se han observado cambios vasculares en las zonas de compresión in vivo que indican la disminución del volumen sanguíneo en sectores sometidos a compresión en ligamentos periodontales sometidos a fuerzas. Estos eventos sugieren que la compresión ocurre en el ligamento periodontal en respuesta a las fuerzas oclusales (Rosenberg, 1993 ; Svanberg y cols., 1995).

1.2.3 Soporte por Amortiguación Hidrodinámica

Es muy notoria la profusa irrigación sanguínea del periodonto. La suspensión del diente no sometido a carga, determina que pulse en sincronía con el latido del corazón, esta condición desaparece cuando el diente es cargado y reaparece cuando la carga es removida. Esto es confirmado por la reducción y/o pérdida de la pulsación en desplazamientos intrusivos, después de la infiltración de vasoconstrictores dentro del ligamento y después del desangramiento de animales de experimentación. Además, existe evidencia en microscopía in vivo de la compresión vascular en respuesta de fuerzas de acción corta. Todos estos descubrimientos sugieren que la vascularización del ligamento periodontal es uno de los factores en la absorción de fuerzas oclusales aplicadas al diente (Rosenberg, 1993 ; Svanberg y cols., 1995).

1.2.4 Soporte por viscoelasticidad

El tejido conectivo está provisto de muchas propiedades biomecánicas, como la viscoelasticidad, y el ligamento periodontal no escapa a esto. Dos elementos actúan con propiedades viscoelásticas para la amortiguación del diente en movimiento. El inicial y el más inmediato, es el fluido extracelular, que actúa como una película a presión en

transmitir las fuerzas al hueso alveolar. Producto del movimiento dentario este fluido es presionado y las fibras del ligamento periodontal comienzan a reorientarse. El segundo elemento con propiedades viscoelásticas, se produce como una reacción al presionarse las fibras colágenas, estas causan compresión y oclusión de los vasos sanguíneos que corren entre ellas, que determina el paso sanguíneo a gran presión, representando una película que transmite fuerzas a la vecindad (Rosenberg, 1993; Svanberg y cols., 1995)

II.- Métodos para Evaluar la Movilidad Dentaria.

Para evaluar cuantitativamente y cualitativamente, una movilidad presente en un paciente se puede recurrir a diferentes métodos, desde la simple instrumentación manual, hasta el uso de sofisticados aparatos electrónicos de última generación. En general todos estos métodos, se pueden clasificar dentro de 4 grandes grupos (Rosenberg, 1993):

- Métodos clínicos
- Registros mecánicos
- Registros electrónicos
- Aparatos ópticos

Miller (1950), para evaluar la movilidad dentaria utiliza dos instrumentos rígidos y los resultados de su estudio se corresponde con la siguiente clasificación (Tabla 1).

Tabla 1. Clasificación de la movilidad dentaria según Miller

Movilidad	Definición
0	No se percibe movilidad
1	Movilidad perceptible
2	Movimiento dentario con desplazamiento cerca de 1 mm de su posición normal
3	Movilidad dentaria fácilmente apreciable, el diente se mueve más de 1 mm. En cualquier posición o puede ser rotado dentro de su alvéolo.

Por su parte Mühlemann clasifica (Tabla 2) y especifica que para un adecuado registro clínicos, la movilidad dentaria debe ser evaluada usando el pulpejo del dedo índice de ambas manos, o bien, con el pulpejo de uno de estos dedos y un instrumento en la otra mano. El diente debe ser movido entre las dos. La fuerza aplicada debe ser leve, (aproximadamente 1 a 2 N). Y lo más importante, de acuerdo con Mühlemann, se debe comparar con el diente homólogo (Rosenberg, 1993) .

Tabla 2. Movilidad dentaria según Mülhermann

Grado	Definición
0	Fisiológico
1	Aumento probable
2	Evidente aumento de la movilidad
3	Movimiento total aproximadamente 0,75 mm
4	Movimiento total mayor de 0,75 mm y movilidad vertical.

O'Leary en 1974 (tabla 3) considera el uso de una escala simple para el análisis de la movilidad correspondiendo el valor máximo, +3, un movimiento horizontal severo sumado a un movimiento vertical (Perlist 1980)

Tabla 3: Escala Simple de Movilidad (Perlist 1980)

N	+	1	1+	2	2+	3	3+
Firme		Leve		Moderada		Severa	

II.1.- Registros mecánicos

El más representativo es el creado por Mülhermann, "Periodontómetro", que mide el desplazamiento coronario, sumando la movilidad en sentido vestibulolingual y luego en sentido linguovestibular al aplicar una fuerza estática en la cara vestibular y lingual de la corona respectivamente O'leary y Rudd modifican el aparato para hacer más expedita la medición al componerse de una articulación múltiple, logrando la ubicación correcta para todos los dientes (Rosenberg, 1993).

Las fuerzas estáticas que se aplican son de 0.5, 1,2 y 5N. Posteriormente Persson y Svensson evalúan la movilidad con un instrumento que proporciona fuerzas inferiores a 1N (Persson y Svensson 1980)

II.2.- Métodos electrónicos

La evolución de los métodos electrónicos ha permitido el análisis más preciso de la movilidad dentaria y de las fuerzas que se aplican para medirla. Las señales son pasadas a un transductor que interpreta y registra los datos obtenidos (Rosenberg, 1993).

II.3.- Métodos ópticos

Parma en 1958 y Zulgar-Nain et al. En 1967 desarrollan este método con el objeto de estudiar la movilidad dentaria en tres dimensiones.

La estereofotografía fue usada por Erik y als. Para determinar el movimiento dentario en reposo y cuando el diente es sometido a cargas bajo 50N o 300N. Las cargas de 50N fueron seleccionadas para simular la cantidad de presión ejercida al sentar una prótesis removible parcial. Las fuerzas de 300N fueron seleccionadas para representar las fuerzas durante la función oclusal (Rosenberg, 1993).

III.- El Método Periotest®

El método Periotest® de tipo electrónico, usa fuerzas dinámicas de corta duración, en milisegundos. Aunque los valores registrados reflejan movilidad dentaria, los registros son primariamente medidas de las características de amortiguación del periodonto, que son valores numéricamente más bajos que cuando se aplica una fuerza estática o semiestática (Rosenberg, 1993; Svanberg y cols., 1995).

Como ha sido publicado, la enfermedad periodontal o los cambios funcionales alteran los tejidos periodontales y disminuyen su capacidad de amortiguación, que pueden ser cuantitativamente registrados sin que estos presenten evidencia radiográfica (Rosenberg, 1993).

III.1.- Principios de medición

El instrumento de medición consta de una pieza de mano que esta conectada mediante un cable a una unidad de control de la función que analiza las medidas (**fig. 1 y 2**). El interior de la pieza de mano contiene una varilla de metal (masa de 8 grs.) cuyo movimiento (determinado por el encendido del campo electromagnético) tiene poca fricción con una aceleración de 0.2 mt/seg. Esta velocidad de salida es siempre constante, y trata de compensar las fuerzas gravitacionales y de fricción, hasta el contacto con el diente. La distancia entre la pieza de mano y la superficie dentaria bajo percusión puede variar en 4mm sin afectar el resultado de la medición (Rosenberg, 1993)

Fig.1 Periotest®

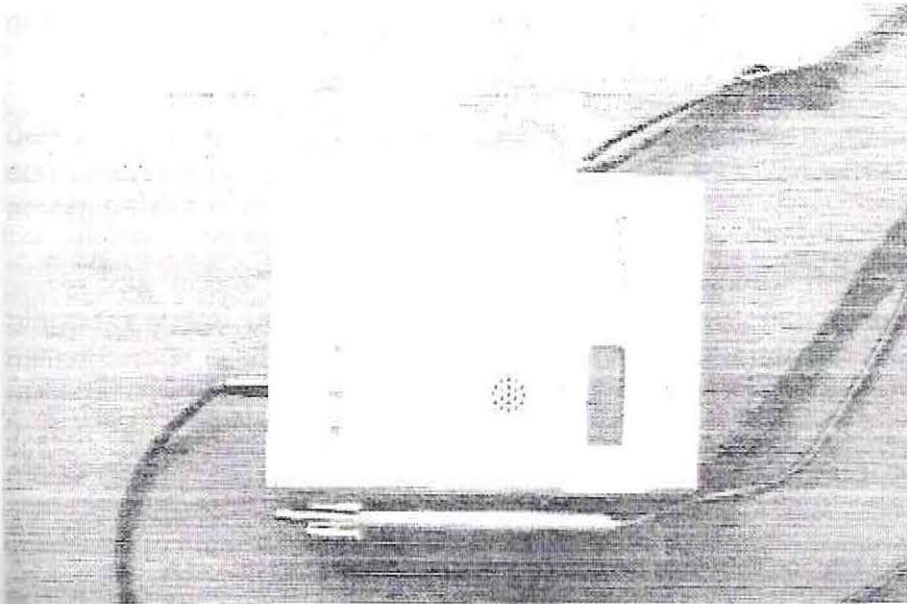
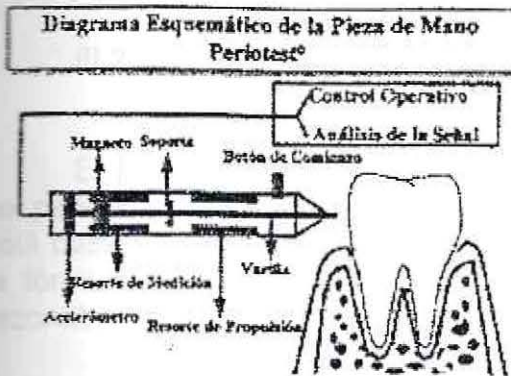


Fig. 2 Periotest®. Dibujo Esquemático



Al impactar el diente es levemente deflektado y la varilla es desacelerada, para ser automáticamente atraída a su posición original. La desaceleración del cabezal de la varilla luego del impacto con la superficie dentaria, es medida por un acelerómetro instalado en la varilla metálica. Luego de este golpe el diente tiende a volver a su posición original y la varilla es acelerada para obtener, en un período de cuatro segundos, 16 definidos y reproducibles impactos al diente (Rosenberg, 1993)

El tiempo de contacto entre la cabeza de la varilla y la superficie dentaria varía y es la señal evaluada por el sistema Periotest®. En contraste con otras medidas, en este sistema no hay tiempo para que las fuerzas muevan los fluidos intersticiales y vasculares del periodonto (Rosenberg, 1993).

Mientras mayor la capacidad amortiguadora, menor es el tiempo de contacto que determina la desaceleración, esta puede variar entre 0.3 a 2.3 milisegundos (correspondiente a los valores del Periotest®, PTV, de -8 a +50). Por lo tanto, a mayor amortiguación menor es el PTV.

Las alteraciones estructurales del periodonto, tanto del hueso como del tejido blando, causan una diferencia en el tiempo de contacto que difiere en fracciones de milisegundos. El microcomputador en la unidad Periotest® chequea la validez de la señal medida, descartando las defectuosas, señalando acústicamente la manipulación inadecuada de la pieza de mano (La señal es reflejada si la inclinación de la pieza de mano durante la medición es mayor que $\pm 11^\circ$) (Rosenberg, 1993).

A un nivel especulativo, las repetidas y rápidas cargas producidas por el Periotest® generan una cantidad de energía que será absorbida por el diente y/o el periodonto en forma de calor por los fluidos periodontales y por el sistema circulatorio activo, y en forma de desplazamiento dentario.

los cambios cuantitativos que afectan al hueso alveolar pueden afectar la capacidad amortiguadora (reduciéndola y adaptando los P T V), tales como los cambios orales, la vasoconstricción, los estados inflamatorios, etcétera.

III.2.- El valor Periotest®

El PTV constituye un reproducible y cuantitativo parámetro para medir la reacción del periodonto a la percusión. Usando como medida de tiempo de contacto en ms, el PTV está basado en una escala numérica que va del-8 al + 50. Esta escala está calculada por la fórmula diseñada para convertir el rango de valores y al mismo tiempo dar una razonable discriminación entre los estados de salud y enfermedad.

Para rangos superiores (PTV > 13) la fórmula es cuadrática y para rangos menores (PTV < 13) la fórmula es lineal (tabla 4).

Como ocurre con todos los parámetros biológicos, las variaciones del PTV están sujetas a las variaciones en los diferentes individuos.

Para cada diente en desoclusión existe un rango de movilidad fisiológico, con una certificación estadística del 95% en todos los valores medios. El PTV normal en oclusión está basado bajo la carga después de la deglución. Estos son derivados de medidas en una dirección mediobucal en la mitad de la superficie vestíbulo anatómica de la corona de los dientes maxilares. Existen diferentes mediciones de este género. La menor área de

superficie radicular en las mujeres lleva actualmente a aumentar la movilidad, lo que hace mayores los valores de PTV.

Las contraindicaciones de este método, corresponden a aquellas paradenciopatías de carácter agudo o traumas agudos (luxaciones, fracturas de raíces, fractura de apófisis alveolar) y a la examinación de implantes intraóseos en fase de consolidación (primeros dos a tres meses).

III.3.- Investigaciones con Periotest®

III.3.1.- Periotest® y Periodontómetro

Como procedimiento de medición dinámico, el PTV depende de algunas extensiones de la movilidad dentaria pero principalmente de la capacidad amortiguada del periodonto. Ante esta primera afirmación es fácil hacer una grosera generalización acerca de la movilidad dentaria y las características de amortización del periodonto. Sin embargo, cambios cuantitativos periodontales pueden ser medidos por el método Periotest® incluso antes de existir evidencia radiográfica.

En las determinantes dadas por el Periodontómetro (MDI y MDS), las fuerzas superiores a 1 N, que determina el MDS (distorsión alveolar) son particularmente exitosas para detectar alteraciones en la movilidad dentaria debido a los gruesos cambios que se producen en las estructuras de soporte. Por lo tanto, la mejor correlación entre el PTV el Periodontómetro ocurre en fuerzas entre 1 N y 4 N.

A pesar de lo anteriormente expuesto Los fabricantes determinan una escala independiente de comparación de los PTV y la movilidad dentaria diagnosticado manualmente (tabla 5).

Tabla 4	
Formula para PTV > 13	Formula para PTV < 13
$10 \times \sqrt{\frac{\text{Tiempo de contacto} - 8,493}{0,06 \text{ ms}}} - 4,17$	$\frac{\text{Tiempo de Contacto} - 21,3}{0,02 \text{ ms}}$

Tabla 5 : PTV y Movilidad Movilidad Dentaria

Determinación Clínica	PTV
Dientes clínicamente firmes	-8 a +9
Movilidad Perceptible	10 a 19
Movilidad Visible	20 a 29
Movilidad Mediante Presión Labial o Lingual	30 a 50

Para efectos de nuestro estudio determinamos categorizar los rangos de PTV con una letra que los distinga, según como se expresa en la tabla N° 6

Tabla 6: PTV y		Movilidad Dentaria
Determinación Clínica	PTV	Categorización
Dientes clínicamente firmes	-8 a +9	A
Movilidad Perceptible	10 a 19	B
Movilidad Visible	20 a 29	C
Movilidad Mediante Presión Labial o Lingual	30 a 50	D

III.3.2.- Periotest® y pérdida de inserción

El PTV fue relacionado con la pérdida ósea marginal evaluada radiográficamente y la pérdida de inserción medida como profundidad de sondaje. Los resultados encontrados encuentran una pobre correlación entre PTV y la pérdida de inserción.

Dientes con pérdida de hueso alveolar por proceso inflamatorio crónico, llevan al aumento de la movilidad dentaria por los cambios cualitativos de las estructuras de soporte. Las cargas rápidas y repetidas que produce el Periotest® generan energías que son disipadas en movilidad dentaria, pero esta fuerza también puede ser consecuencia de una extrema apicalización del fulcro. Esta condición evidencia que el Periotest® sólo mide la amortiguación, se ve ampliamente influenciado por movilidades exageradas, disminuyendo en su sensibilidad entre los PTV de + 13 a + 50 en pérdidas óseas sobre el 30%. (Rosenberg, 1993).

Goodson y Cugini investigan la asociación entre PTV y la movilidad dentaria como medida del índice de Miller, y entre PTV y el promedio del nivel de inserción. Ellos encuentran una relación lineal entre PTV y ambos parámetros clínicos. Seis días luego del

destartraje supra y sub gingival, tanto como la reducción de la enfermedad periodontal, ellos encuentran una significativa reducción del PTV en comparación con los valores pretratamiento.

III.3.3.- Periotest® y ferulización.

Cuando se realiza una ferulización con prótesis fija metal porcelana los dientes individualmente disminuyen sus PTV, esto ocurre tanto en dientes vitales como en desvitalés. Además, durante los procedimientos de realización de la férula, la amortiguación no permanece estable ya que la toma de impresiones, irritaciones producidas por la estructura metálica y los procedimientos para quitar el provisorio, pueden producir pequeños traumas; sin embargo, luego de un período de reposo y sin la aplicación de fuerzas traumática, los PTV se estabilizan, ya que permite una mejor organización de los tejidos.

III.3.4.- Variaciones fisiológicas y Periotest®.

En hombres el PTV es menor que en las mujeres. Algunos autores han estudiado los valores de PTV durante el ciclo ovulatorio. Es sabido que las estructuras de soporte dentario reaccionan ante los cambios endocrinos de una manera similar a los tejidos conectivos de otras partes del cuerpo. Las hormonas sexuales (tanto estrógenos como progesteronas) alteran el tejido conectivo de variadas maneras.

- 1.- Participan en el aumento de la síntesis del colágeno y participan en la formación de hueso endóstico.
 - 2.- Estimulan la depolimerización de mucopolizacaridos para sustancias del crecimiento al tiempo que aumentan el sodio en el conectivo causando formación de edema.
 - 3.- Condicionan el aumento de la permeabilidad vascular produciendo hiperemia.
- Rosenberg no encontró variación significativa en las fases del ciclo femenino del PTV. Sin embargo en el embarazo existe una correlación positiva por la mayor intensidad de los cambios endocrinos (Rosenberg, 1993)

III.3.5.- Periotest® e Implantología

Las limitancias de la valoración de la movilidad de los implantes mediante la visión clínica (que sólo evalúa la salud de las estructuras adyacente pero no de la interfase del implante), el sondaje periodontal (que solo sirve para distinguir groseros cambios en el grosor del tejido blando y/o de niveles de la cresta ósea), y de la radiografía (que permite ver grandes cambios en las partes óseas proximales) obligan a la búsqueda de otro método de examinación para complementar el análisis (Chávez y cols. 1993)

El empujar el implante con el dedo o con otro instrumento es un procedimiento simple, pero subjetivo y no reproducible con exactitud, en contraste con la examinación mediante el método Periotest® (Chávez y cols, 1993; Tricio y cols. 1995).

El implante no es inmóvil por la naturaleza de la interfase hueso - implante (banda de proteoglicanos en conexión con el óxido de titanio), y por el hueso trabecular y el cortical (La deformación elástica del implante propiamente tal es insignificante). A pesar de que el PTV indica la amortiguación de la interfase hueso/implante no es posible diferenciar los componentes responsables de la movilidad y los valores acordados en la Tabla 4, no son aplicables para el análisis de los implantes por la diferencia que existe entre el periodonto sano de un diente monoradicular y un implante (Chavez y cols. 1993; Tricio y cols. 1995).

Para evaluar PTV en implantes se requiere el uso exclusivo de la escala lineal (primera formula) de PTV entre -8 a +13 (0,266 a 0,686 milisegundos de tiempo de contacto respectivamente), lo da una diferencia en los cambios de un valor al siguiente de 0,02 a 0,01 milisegundos. Aunque se aumenta la desviación estándar, estos cambios pueden resultar en una escala lineal de 42 valores en vez de 21 (Tricio y cols., 1995).

Las diferentes investigaciones han determinado que un implante se considera oseointegrado cuando sus PTV se encuentran entre -6,5 a +5,5. A su vez, valores por sobre los +6, analogables a movilidades mayores a 0,15mm indican serios problemas en la estabilidad del implante que debería ser revertida cambiando y disminuyendo las cargas que sobre el se aplican. A valores superiores a +12 Tricio y cols. Consideran que la oseointegración no fue lograda (Chávez y cols. 1993; Tricio y cols. 1995).

Para cuantificar la movilidad se debe hacer una evaluación periódica con el Periotest®, calificando la pérdida progresiva del implante, aún cuando clínicamente no haya sido detectado con el examen manual. Los valores de PTV aumentados pueden reflejar inflamación o reabsorción del hueso alrededor del implante, la presencia de una sobrecarga funcional o la presencia de algún elemento fibroso en la interfase hueso - implante (Chávez y cols. 1993, Tricio y cols., 1995).

IV Análisis Biofísico Sistema Periotest®

El Periotest® sólo mide tiempos de frenados del percutor. Estos tiempos de frenado se relacionan inversamente (decrecientemente) con la amortiguación. Siemens no determina esta relación y, de hacerse esta determinación, dependería de diversos factores que incluirían la disipación de energía de la pieza dentaria.

Siemens presenta valores de lectura que son producto de la aplicación de una formula empírica a los valores de tiempo de frenado (que serían los "únicos valores medidos" por el instrumento). Esta formula tiene dos dominios de aplicación (según si $PTV < 0$ o > 13).

En el movimiento del diente, consideraremos que este se desplaza linealmente sometido a una fuerza constante, resultante de la superposición de la fuerza del percutor con la fuerza de restauración de la posición del diente.

Un movimiento producido por una fuerza constante, posee una aceleración, también constante, determinada por la segunda ley de Newton:

$$F = m \cdot a.$$

Por lo tanto, el movimiento del diente durante cada percusión del test, se determinará aplicando la conocida ecuación para el movimiento rectilíneo de aceleración constante:

$$x = (1/2)a \cdot t^2, \text{ con } x = \text{desplazamiento y } t = \text{tiempo de frenado.}$$

Empleando la segunda ley de Newton, la relación anterior puede anotarse

$$x = (F/2m) \cdot t^2$$

donde m es la masa del cuerpo sobre el que se aplica la fuerza (en este caso el diente) y F es la fuerza resultante ya comentada. Sin embargo, puesto que no hay motivos para suponer a priori una fuerza constante a través de todo el movimiento, debemos suponer que F es la fuerza promedio ejercida sobre el diente a través de todo el movimiento (periodo que se encontraría en contacto el percutor con el diente).

A través de las relaciones que Siemens proporciona para t v/s PTV, sería posible encontrar la relación entre PTV y movilidad (x). Es importante agregar que el parámetro F/m depende de la geometría y la masa (m) del diente, así como de la condición periodontal del mismo.

V. Evaluación de patrones de carga producidos por varios diseños de extensión distal bilateral en dentaduras parciales removibles.

La extensión y dirección del movimiento de la dentadura parcial removible durante las funciones están influidas por la naturaleza de las estructuras de soporte y el diseño de la prótesis.

Dado que las fuerzas son transmitidas a los pilares por medio de descansos, planos guías y retenedores directos durante los movimientos funcionales, un óptimo diseño basado en la mejor investigación disponible preservará la salud del diente pilar y su periodonto.

De acuerdo al World Workshop en periodoncia, en el cual se discutieron varios casos clínicos donde se presentaba inflamación gingival, movilidad dentaria y reabsorción ósea aumentada, el ligamento periodontal del diente pilar está mejor dispuesto para las fuerzas oclusales a lo largo de su eje axial.

McCracken sugirió cuatro tipos de retenedores directos con descansos oclusales distales que pueden usarse para dentaduras parciales removibles de extensión distal, estableció que en su experiencia, el retenedor combinado es superior a otros diseños, y también que los diseños de retenedores directos en barra y circunferencial debieran usarse solo cuando se presenta un socavado en la superficie distal del diente pilar.

Kratochvil ha establecido que cuando el retenedor directo en barra I se coloca en el punto de mayor circunferencia en vestibular del diente pilar y se usa en conjunción con un descanso mesio oclusal controlara las fuerzas de torque en el diente, sin embargo el contacto metal diente del elemento mecánico en las regiones distogingivales debe ser fisiológicamente ajustado en la boca de los pacientes para prevenir impacto dentario tisular; este mismo autor probó este concepto de diseño mediante análisis fotoelástico, los resultados mostraron que el diseño con ajuste del elemento mecánico mantiene la fuerza dentro del eje axial del diente pilar.

Posteriormente Henderson y Steffel describieron cinco tipos de diseños de retenedores directos que pueden usarse para prótesis parcial removible a extensión distal ellos sugirieron usar descansos mesial y oclusal con estos diseños.

Los resultados de los estudios de Cecconi et al. mostró que la dirección del movimiento del diente pilar no se alteraba significativamente por el diseño del retenedor directo y no indicaron un mejor diseño de abrazadera, ellos encontraron gran movilidad de los dientes pilares con diseño de barra en I, sin embargo estos procedimientos no indicaron que se aliviara el plano guía distal del elemento mecánico como fue descrito por Kratochvil, lo cual es esencial para este concepto.

El estudio de Nally demostró que el diente pilar resultaba con menos desplazamiento distal con un apoyo oclusal mesial y que dos diseños que sobrecargaban al pilar en gran medida eran el retenedor en barra T con apoyo distal.

El grosor del tejido que cubre al reborde indudablemente afectará la cantidad de movimiento dentario y será un importante factor en la dirección de las fuerzas transmitida a la estructura de soporte .

Del estudio de Thompsom, Kratochvil y Caputo se concluye que:

1. La distribución de fuerzas internas más favorable resultó con el diseño de apoyo mesial y retenedor en barra en I y el diseño con apoyo mesial y una contención lingual con brazo labrado vestibular; el primer diseño se prefiere porque tiene menos contacto con el diente mejor estética y menos interferencia con el contorno natural del diente.
2. Los diseños de retenedores con apoyos distales tienden a mover la corona clínica hacia distal y la raíz hacia mesial del ápice resultando fuerzas horizontales en el hueso.
3. Ubicar apoyos más anteriormente en dentaduras parcial removibles con extensión distal, proporciona un eje de rotación que dirige las fuerzas aplicadas en una dirección más vertical.
4. El apoyo distal en conjunción con el retenedor circunferencial desarrolla mayores fuerzas horizontales dentro de las estructuras de soporte.

VI.- Principios para el Diseño de la Prótesis Parcial removible.

VI.1 Consideraciones biomecánicas

Como afirmaba Maxwell, "las observaciones más comunes indican claramente que la capacidad de los seres vivos para tolerar fuerzas depende mayormente de la magnitud o intensidad de la fuerza". Las estructuras de soporte para las prótesis parciales removibles (dientes pilares y rebordes residuales) son los "seres vivos" sometidos a fuerzas. Al considerar la conservación de la salud de esas estructuras, el odontólogo debe tener en cuenta también la dirección, la duración y la frecuencia de aplicación de fuerza, así como la magnitud de la fuerza.

En el análisis final resulta que es el hueso el que suministra el soporte para una restauración removible, es decir, el hueso alveolar por intermedio del ligamento periodontal y el hueso del reborde residual por intermedio de su cubierta de tejidos blandos. Si es posible minimizar las fuerzas potencialmente destructivas, entonces no deberán ponerse a prueba las tolerancias fisiológicas de las estructuras de soporte. Las fuerzas originales en restauraciones removibles en su mayor parte pueden ser distribuidas ampliamente, dirigidas y minimizadas por la selección, el diseño y la ubicación de los componentes de la prótesis parcial removible y por la obtención de una oclusión armoniosa.

Tylman afirmó correctamente: "la precaución y la reserva son esenciales siempre que se intenta interpretar fenómenos biológicos totalmente por cálculo matemático". Sin embargo, la comprensión de ciertos hechos mecánicos y de algunas máquinas simples puede mejorar nuestra racionalización del diseño de las prótesis parciales removibles para lograr objetivos de preservación de las estructuras orales. A menudo ocurre que una prótesis parcial removible puede ser diseñada, sin proponérselo, como una máquina destructiva.

Las máquinas pueden ser clasificadas en dos categorías generales:

- Simples
- Complejas

Las máquinas complejas son combinaciones de diversas máquinas simples. Existen 6 máquinas simples:

- | Palanca
- | Cuña
- | Tornillo
- | Rueda y eje
- | Polea
- | Plano inclinado. (fig. 9-1)

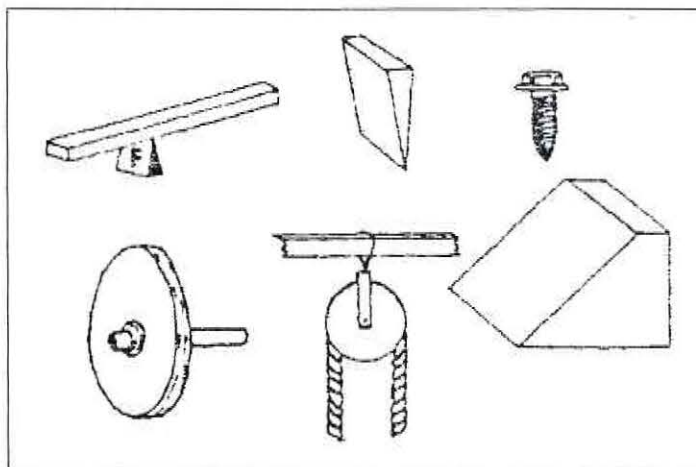


Fig. 9-1: Los científicos de la actualidad reconocen seis máquinas simples: Palanca, cuña, tornillo, rueda y eje, polea y plano inclinado. (F= fulcro).

De las máquinas simples, la palanca y el plano inclinado merecen nuestra consideración especial para el diseño de prótesis removibles, consideración basada en evitar las palancas y los planos inclinados en los diseños todo lo que sea posible.

En su forma más simple una palanca es una barra rígida soportada en algún punto de su longitud. Puede estar apoyada en el soporte o puede ser soportada desde arriba. El punto de soporte de la palanca se llama fulcro y la palanca puede moverse en torno del fulcro . Hay 3 tipos de palancas:

- | Primera clase
- | Segunda clase
- | Tercera clase

Habrá de rotar en relación con los tres planos craneales debido a diferencias en las características del soporte de los pilares y los tejidos blandos que cubren el reborde residual (fig. 9-5). Aunque el movimiento total sea escaso, todavía existirá el potencial para generar fuerzas perjudiciales tipo palanca sobre los dientes pilares, dependiendo del diseño de la prótesis, en especial cuando el mantenimiento (es decir, el rebasado) de la prótesis se omite durante un largo período.

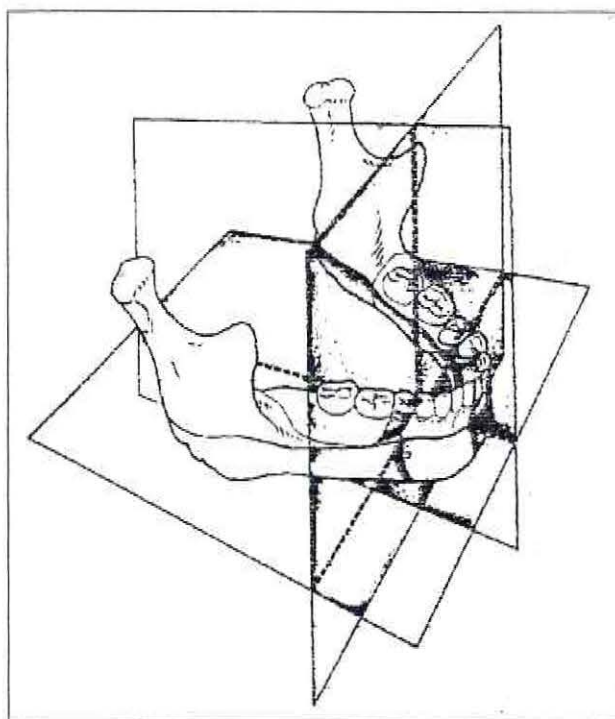


Fig. 9-5: La prótesis parcial removible a extensión distal habrá de rotar cuando la fuerza sea dirigida sobre la base protética. La prótesis a extensión distal puede inclinarse, rotar y desviarse lateralmente.

Aparentemente, un diente es más apto para tolerar fuerzas con dirección vertical que fuerzas oblicuas o casi horizontales. Esta característica se observa clínicamente y fue justificada hace muchos años por la obra de Box y Syngge, de Toronto. Parece racional que sean activadas más fibras periodontales para resistir la aplicación de fuerzas verticales a los dientes que para resistir la aplicación de fuerzas no verticales (fig. 9-10).

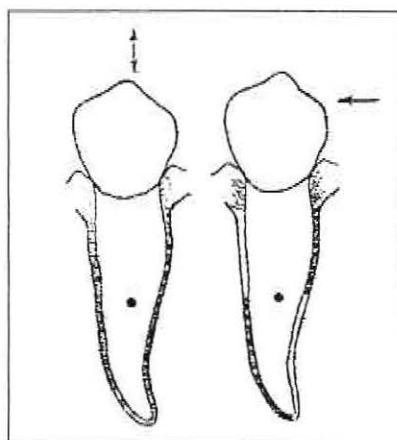


Fig. 9-10: Aparentemente se activa mayor cantidad de fibras periodontales para resistir fuerzas dirigidas verticalmente sobre los dientes que las que son activadas para resistir fuerzas horizontales(no verticales).

VI.2.- Otros factores que influyen sobre el diseño

VI.2.1.-Diferencias en el soporte

La prótesis parcial a extensión distal deriva la mayor parte de su soporte del reborde residual con su cubierta de tejido conectivo fibroso. La longitud y la forma del reborde residual influyen de manera significativa en la cantidad de soporte disponible y en la estabilidad. Algunas áreas de este reborde residual son firmes, con desplazabilidad limitada, mientras que otras son desplazables, dependiendo del espesor y las características estructurales de los tejidos que recubren el hueso alveolar residual. El movimiento de la base en funcionamiento determina la eficacia oclusal de la prótesis parcial y también el grado en que los dientes pilares están sometidos a las tensiones de torque y de inclinación.

El retenedor directo adyacente a una base de extensión distal debe cumplir aun otra función. Además de la de resistir el desplazamiento vertical. Debido a la falta de soporte dental por distal, la base protética, al funcionar, se moverá hacia los tejidos de forma proporcional a la calidad de los tejidos de soporte, a la exactitud de la base protética y a la carga oclusal total aplicada. A causa de este movimiento hacia los tejidos, aquellos elementos del retenedor circunferencial que están en un socavado por mesial deben ser capaces de flexionarse lo suficiente como para disipar las tensiones que de otra forma serían transmitidas directamente a los dientes pilares con efecto de palanca. Por otra parte, un retenedor tipo barra aplicado para aprovechar un socavado distal se mueve más hacia adentro del socavado y no recarga con tensiones el diente pilar.

El retenedor circunferencial colado no puede operar efectivamente para disipar tensiones por dos razones. Primero, el material mismo puede tener sólo una flexibilidad limitada, o cualquier otra parte del colado (que debe ser rígido, como las barras lingual o palatina) podría tender a ser flexible. Al ser igual el material empleado, los únicos factores variables son el volumen y el diámetro usados en cada componente. Segundo, y probablemente más importante, el retenedor circunferencial colado se hace necesariamente con sección semicircular. Como la flexión de los bordes o cantos es despreciable, el retenedor puede flexionarse sólo en una dirección y como consecuencia no puede disipar efectivamente (flexionándose) las tensiones de torque que son aplicadas sobre él. Por esta razón, cierto toque inevitablemente se transmite al diente pilar u es aumentado por la longitud del brazo de palanca.

Sin embargo, sólo el brazo retentivo del retenedor circunferencial debe hacerse de alambre labrado. La reciprocidad y la estabilización contra los movimientos laterales deben obtenerse mediante el uso de elementos rígidos colados que componen el resto del retenedor. Esto se denomina **retenedor combinado**, y es una combinación de materiales labrados y colados incorporados en el retenedor directo. Se usa con frecuencia sobre el pilar terminal para la prótesis parcial a extensión distal y está indicado allí donde existe o puede hacerse un socavado mesiovestibular pero no distovestibular o donde existe una gran área retentiva hística. Debe recordarse siempre que el factor longitud contribuye a la

flexibilidad de los brazos retenedores. Un brazo retenedor de alambre labrado corto puede ser un elemento destructivo por su reducida capacidad de flexión, en comparación con un brazo labrado más largo. No obstante, además de su mayor flexibilidad en comparación con el retenedor circunferencial colado, el retenedor combinado tiene más ventajas de ajustabilidad, mínimo contacto dentario y mejor estética, lo que justifica su uso ocasional también en diseños dentosoportados.

La magnitud de las tensiones transferidas al (los) reborde(s) dentado(s) de soporte dependerá de:

- La dirección y la magnitud de la fuerza
- La longitud y la magnitud de la base protética
- La calidad de la resistencia (soporte por los rebordes desdentados y los dientes naturales remanentes) y
- Las características de diseño de la prótesis parcial.

La ubicación del apoyo, el diseño del conector menor en cuanto se refiere a su plano de guía retentivo son todos factores que influyen sobre la forma en que funciona un sistema retenedor. Cuanto mayor sea la superficie de contacto de un conector menor con su correspondiente plano de guía, más horizontal será la distribución de fuerzas.

VI.2.2.- Fundamentos del diseño de prótesis parciales

En la evaluación del soporte potencial que puede brindar un diente pilar se debe considerar:

1. La salud periodontal
2. La morfología coronaria y radicular
3. La proporción corona/raíz
4. El índice de área ósea (cómo respondió el diente al estrés previo)
5. La ubicación del diente en el arco
6. Las relaciones del diente con otras unidades de soporte (longitud del tramo desdentado)
7. La dentición antagonista.

En una prótesis parcial mucodentosoportada, se deben atender las mismas consideraciones en cuanto a los pilares. Empero, tiene que haber soporte equitativo por parte de las áreas con reborde desdentado. Al evaluar el soporte potencial disponible de las áreas de rebordes desdentados, se deberá considerar:

1. La calidad del reborde residual, que incluye el perfil y la cantidad del hueso de soporte (es decir, la forma en que el hueso respondió al estrés previo) y la calidad de la mucosa de soporte
2. La extensión hasta la cual el reborde residual será cubierto por la base protética



3. El tipo y la exactitud de la impresión
4. La precisión de la base protética
5. Las características de diseño de las partes componentes del armazón de la prótesis parcial y
6. La carga oclusal prevista.

Las áreas de bases protéticas adyacentes a los dientes pilares son principalmente dentosoportadas. Al alejarse de los dientes pilares, se van tornando cada vez más mucosoportadas. En consecuencia es necesario incorporar características al diseño de la prótesis parcial que contribuyan a distribuir de forma equitativa la carga funcional entre los dientes pilares y los tejidos de soporte del reborde desdentado.

VI.3.- Retenedores Indirectos

Una dentadura parcial removible que está enteramente soportada por los dientes naturales remanentes usualmente no requiere otro soporte adicional que los dientes pilares principales. Si los retenedores directos están localizados en los dientes pilares, las fuerzas no rotarán o dislocarán la prótesis.

Si la dentadura parcial no está soportada por dientes naturales en cada extremo del espacio o los espacios edéntulos (o sea que cubre extensiones distales unilaterales o bilateral o un espacio edéntulo largo anterior), se deben tomar previsiones en la dentadura para resistir las fuerzas rotacionales a las cuales va a estar sujeta. En el caso de una extensión distal bilateral de la dentadura parcial, los descansos oclusales en el pilar terminal actúan como **fulcrum** y se dibuja una línea imaginaria entre los descansos oclusales, que será la línea de fulcrum. El movimiento de rotación en esta línea de fulcrum, ya sea hacia los tejidos o fuera de los tejidos, puede presentarse cuando se aplican fuerzas en los dientes artificiales en la base de la dentadura. El movimiento hacia el reborde de soporte estará limitado por este mismo reborde y será igual a la cantidad de tejido comprensible o a la cantidad de resorción ósea que se ha presentado desde que la dentadura parcial se construyó este componente vertical de movimiento de rotación hacia el reborde se puede controlar solamente con una base de la dentadura estable como soporte. Un retenedor indirecto no controla el movimiento.

Cuando la extensión distal unilateral o bilateral de la dentadura parcial está bajo carga oclusal, la línea de fulcrum se presenta entre los descansos más posteriores. Cuando la dentadura está sujeta a fuerzas dislocantes, como comidas pegajosas, la línea de fulcrum se presenta en las puntas retentivas de los brazos de los retenedores directos. El retenedor indirecto en la dentadura parcial de extensión distal utiliza la ventaja de la palanca para mover la línea del fulcrum lejos de la fuerza.

VI.3.1.-Factores que determinan la eficacia de los retenedores indirectos

El retenedor indirecto debe ser rígido. Si el brazo del retenedor indirecto flexiona, las fuerzas se multiplicarían en vez de disiparse.

El movimiento de los tejidos adyacentes a los bordes de la dentadura parcial es otra de las causas para el desplazamiento de la dentadura con la fuerza de rotación resultante a lo largo de la línea de fulcrum. El movimiento normal de los labios y carrillos (por ejemplo, durante la fonación y masticación) tiende a mover la prótesis si los bordes están sobreextendidos. El movimiento de la lengua y el del piso de la boca constantemente aplican fuerzas que levantan la dentadura parcial. La colocación apropiada de los componentes de la dentadura parcial minimizarán estas fuerzas desplazantes, pero los retenedores indirectos son la primera forma para controlar las fuerzas de rotación en la prótesis.

VII.- Principios de Dentaduras Parciales Removibles

Es un axioma en prostodoncia que una dentadura parcial fija construida apropiadamente es superior a una dentadura parcial removible. La razón para ello es que la dentadura parcial fija no se mueve durante su funcionamiento y las fuerzas que inciden en ella son dirigidas a lo largo del eje longitudinal del diente pilar (fig. 4-1). Esta última afirmación es de alguna forma muy simplificada, pero básicamente es verdadera. Esto es un contraste directo con lo que sucede con las fuerzas que se ejercen con la dentadura parcial removible.

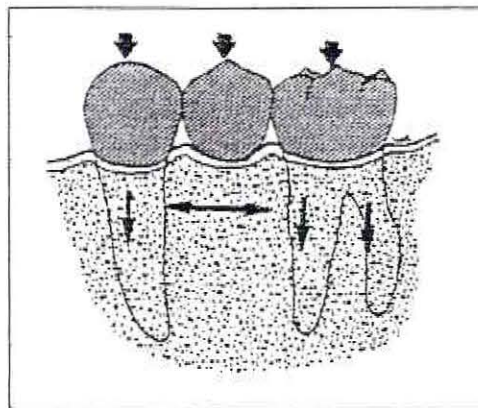


Fig. 4-1: Todas las fuerzas que inciden en una dentadura parcial fija son dirigidas al eje longitudinal de los dientes pilares (flechas)

De todas las dentaduras parciales, la dentosoportada o Clase III puede resistir las fuerzas como una prótesis fija debido a que es soportada por dientes pilares (fig. 4-2). Sin embargo, es posible un movimiento limitado que la puede levantar durante su función. Estos movimientos crean estrés que es necesario contrarrestar o controlar con dientes adicionales, tejidos blandos o componentes de la dentadura.

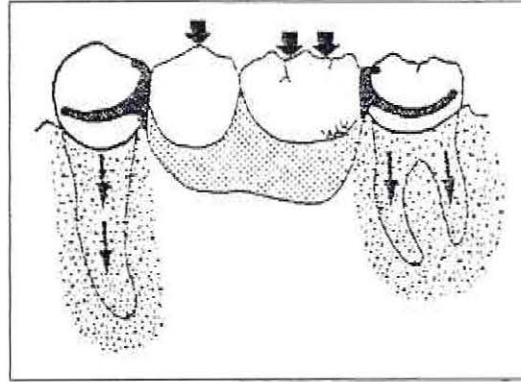


Fig. 4-2: La dentadura parcial removible o dentosoportada o clase III, al igual que la fija, esta soportada por pilares. La mayoría de las fuerzas que inciden son transmitidas a lo largo del eje longitudinal de los dientes (flechas).

Las dentaduras parciales Clases I, II y IV está sujetas a mayores fuerzas debido a que su soporte es una combinación de dientes y tejidos blandos. Las fuerzas deben ser controladas mediante una cobertura máxima de los tejidos blandos, por el uso apropiado de los retenedores directos y por la colocación de los componentes en la posición más ventajosa.

Una mejor comprensión de los métodos para controlar las fuerzas en la dentadura parcial removible se puede lograr mediante un breve repaso sobre el desarrollo de las fuerzas. Una dentadura parcial removible en la boca puede realizar la acción de dos máquinas simples: palanca y plano inclinado. También puede actuar como una cuña, pero no en el curso normal de los hechos.

La palanca es una barra rígida que está soportada en un punto de su extensión. Si la palanca descansa sobre su soporte se coloca un peso en otro punto, ocurre un movimiento o rotación en el soporte. Al soporte se le conoce como **fulcrum** el movimiento se realiza en el fulcrum.

Existen tres tipos de palanca: de primer, segundo y tercer grado; cada una aumenta o disminuye la fuerza en diferentes grados.

El plano inclinado es otra máquina simple que se considera. Las fuerzas que inciden en el plano inclinado pueden resultar en deflexión de los que incide o puede resultar en movimiento hacia el plano inclinado. Ninguno de estos resultados es deseable.

En la dentadura parcial removible de extensión distal es importante el tipo de prótesis para controlar las fuerzas. Las dentosoportadas raramente están sujetas a fuerzas inducidas debido al tipo de palanca y a que no hay fulcrum para rotar. El plano inclinado no es factor a considerar en las dentosoportadas.

La dentadura parcial de extensión distal, por otro lado, está sujeta a rotación en tres fulcrums principales. El movimiento generalmente se realiza en los tres fulcrum y el movimiento que puede resultar deben tenerse presentes. Los componentes de la dentadura puede colocarse para contrarrestar o prevenir, en lo que sea posible, la rotación. Los componentes no se deben colocar indiscriminadamente o debido a un hábito de diseño.

VII.1.- Fuerzas que actúan en la dentadura parcial

Las fuerzas que actúan en una dentadura parcial son el resultado de una composición de fuerzas que vienen desde los tres fulcrum principales.

Uno de los fulcrum es el plano horizontal que se extiende a través de los dos pilares principales, a cada lado de la arcada, y se denomina como **la línea de fulcrum**. Este fulcrum controla el movimiento rotacional de la dentadura en el plano sagital (el movimiento de la dentadura hacia y alejado del reborde de soporte). El movimiento rotacional alrededor de esta línea de fulcrum horizontal es de mayor magnitud que los otros pero no necesariamente el más dañino. La fuerza que resulta en el diente pilar es generalmente mesioapical o distoapical, con el mayor vector en sentido apical. Las fibras del ligamento periodontal están dispuestas de tal manera que resisten las fuerzas verticales de mejor forma que las horizontales o las de torsión. Las fuerzas horizontales o laterales de mucho menor magnitud pueden ser destructivas para las estructuras de soporte de los dientes y el reborde alveolar.

Un segundo fulcrum es el plano sagital y se extiende por los descansos oclusales de los dientes del extremo y por la cresta del reborde residual a cada lado del arco. En una situación Clase I habrá estos dos fulcrum a cada lado del arco. Este fulcrum controla el movimiento rotacional de la dentadura en el plano vertical (rotación, de lado a lado, movimiento sobre la cresta del reborde).

Este movimiento, aunque es más fácil de controlar que el primero, no es de mayor magnitud y puede ser dañino. La dirección principal de la fuerza resultante es más hacia la horizontal y no es tolerada por los tejidos.

El tercer fulcrum está localizado en la vecindad de la línea media, justamente lingual a los dientes anteriores. Esta línea de fulcrum es vertical y controla el movimiento de rotación de la dentadura en el plano horizontal o el movimiento plano circular de la dentadura.

Se debe realizar todo el esfuerzo en el diseño de la dentadura parcial removible para controlar o minimizar los movimientos de rotación relacionados con estos tres principales fulcrum.

En la dentadura parcial removible de extensión distal es importante el tipo de prótesis para controlar las fuerzas. Las dentosoportadas raramente están sujetas a fuerzas inducidas debido al tipo de palanca y a que no hay fulcrum para rotar. El plano inclinado no es factor a considerar en las dentosoportadas.

La dentadura parcial de extensión distal, por otro lado, está sujeta a rotación en tres fulcrums principales. El movimiento generalmente se realiza en los tres fulcrum y el movimiento que puede resultar deben tenerse presentes. Los componentes de la dentadura puede colocarse para contrarrestar o prevenir, en lo que sea posible, la rotación. Los componentes no se deben colocar indiscriminadamente o debido a un hábito de diseño.

VII.1.- Fuerzas que actúan en la dentadura parcial

Las fuerzas que actúan en una dentadura parcial son el resultado de una composición de fuerzas que vienen desde los tres fulcrum principales.

Uno de los fulcrum es el plano horizontal que se extiende a través de los dos pilares principales, a cada lado de la arcada, y se denomina como **la línea de fulcrum**. Este fulcrum controla el movimiento rotacional de la dentadura en el plano sagital (el movimiento de la dentadura hacia y alejado del reborde de soporte). El movimiento rotacional alrededor de esta línea de fulcrum horizontal es de mayor magnitud que los otros pero no necesariamente el más dañino. La fuerza que resulta en el diente pilar es generalmente mesioapical o distoapical, con el mayor vector en sentido apical. Las fibras del ligamento periodontal están dispuestas de tal manera que resisten las fuerzas verticales de mejor forma que las horizontales o las de torsión. Las fuerzas horizontales o laterales de mucho menor magnitud pueden ser destructivas para las estructuras de soporte de los dientes y el reborde alveolar.

Un segundo fulcrum es el plano sagital y se extiende por los descansos oclusales de los dientes del extremo y por la cresta del reborde residual a cada lado del arco. En una situación Clase I habrá estos dos fulcrum a cada lado del arco. Este fulcrum controla el movimiento rotacional de la dentadura en el plano vertical (rotación, de lado a lado, movimiento sobre la cresta del reborde).

Este movimiento, aunque es más fácil de controlar que el primero, no es de mayor magnitud y puede ser dañino. La dirección principal de la fuerza resultante es más hacia la horizontal y no es tolerada por los tejidos.

El tercer fulcrum está localizado en la vecindad de la línea media, justamente lingual a los dientes anteriores. Esta línea de fulcrum es vertical y controla el movimiento de rotación de la dentadura en el plano horizontal o el movimiento plano circular de la dentadura.

Se debe realizar todo el esfuerzo en el diseño de la dentadura parcial removible para controlar o minimizar los movimientos de rotación relacionados con estos tres principales fulcrum.

VII.2.- Factores que inciden en la magnitud de las fuerzas transmitidas al diente pilar

VII.2.1.- Longitud de la brecha

Mientras más largas sean la brecha edéntula y la base de la dentadura, más grande será la fuerza transmitida al diente pilar. El fulcrum está localizado en o cerca del descanso oclusal en el diente pilar del extremo. La carga aplicada al diente artificial, la longitud del brazo de la palanca y la base de la dentadura determinan cuánta fuerza puede soportar el diente pilar. Arquímedes escribió "denme una palanca suficientemente larga y un soporte suficientemente fuerte y moveré al mundo". Otros factores, como el espesor de mucosa sobre el reborde y el área total cubierta del reborde por la base, disminuyen la cantidad de fuerza resultante, pero la longitud de la brecha edéntula es un factor que hay que cuidar. Cuando el tratamiento se planifica, todo esfuerzo debe realizarse para mantener un diente posterior y evitar una Clase I o Clase II. La preservación de un diente posterior servirá como soporte vertical, o aun para un soporte para una sobredentadura, lo que le rendirá al paciente un servicio formidable.

VII.2.2.- Calidad y soporte del reborde

La forma del reborde residual juega un importante papel en la disipación de las fuerzas creadas por la función de la dentadura parcial. Los rebordes grandes y bien desarrollados son capaces de absorber grandes cantidades de estrés en comparación con los rebordes pequeños, finos y con bordes filosos. Los rebordes anchos con lados paralelos permiten el uso de flancos largos en la base, lo cual ayuda a estabilizar la dentadura contra las fuerzas laterales.

VII.2.3.- Cualidades de los retenedores

En la discusión de los componentes de la dentadura parcial se observa que mientras más flexible es el brazo retentivo, menos estrés es transmitido al diente pilar. Esta es la razón por la que se recomienda la combinación con alambre contorneado para ciertos casos de pilares en las Clases I y II. También se observa, sin embargo, que un brazo flexible contribuye a disminuir la resistencia a las fuerzas horizontales más destructivas. Por lo tanto, cuando la flexibilidad aumenta, los estrés vertical y lateral transmitidos al reborde residual aumentan. Basados en resultados obtenidos durante la fase de examen del tratamiento, hay que tomar la decisión si el reborde o el diente pilar necesita mayor protección. Si el soporte periodontal del diente pilar es bueno, un brazo menos flexible, como una proyección vertical, estaría indicando debido al que el diente será capaz de soportar mayor cantidad de estrés. Si, por otro lado, el soporte periodontal está debilitado, un brazo más flexible, como una combinación de gancho colado y alambre contorneado, repartirá la resistencia a las fuerzas horizontales que inciden en la dentadura parcial.

VII.2.4.- Diseño del retenedor

Un retenedor que está diseñado de forma pasiva, cuando está en su lugar en el diente pilar, ejecutará menos estrés que uno que no sea pasivo. La estructura de una dentadura parcial removible necesita adaptarse a los dientes naturales para saber que está completamente asentada. Sólo cuando esto ocurre, los brazos retentivos son pasivos. Si una punta retentiva es diseñada y construida para estar en una retención de 0,010 pulgadas y si la estructura no va completamente a su lugar, esta punta retentiva no será pasiva y además tendrá una fuerza continua contra el diente pilar.

Un retenedor debe estar diseñado de tal forma que durante la inserción o retiro de la prótesis el brazo recíproco hace contacto con el diente antes que la punta retentiva pase sobre el mayor contorno del diente pilar. Esto estabilizará o neutralizará el estrés a que está sujeto el diente pilar cuando el extremo retentivo pase sobre el mayor contorno del diente.

VII.2.5.- Material utilizado en la construcción del retenedor

Un retenedor construido con una aleación de cromo normalmente tendrá mayor estrés en el diente pilar que si se utiliza oro, todos los demás factores permanecen iguales, debido a la mayor rigidez de la aleación de cromo. Para compensar esta propiedad, los brazos del retenedor se confeccionan con diámetro menor que si se confeccionaran en oro para lograr el mismo propósito.

VII.2.6.- Armonía oclusal

Una oclusión desarmoniosa, en donde los contactos oclusales deflexivos estén presentes entre los dientes opuestos, genera fuerzas oclusales que, cuando se magnifican por el factor de palanca, pueden transmitir fuerzas destructivas tanto al diente pilar como a los rebordes residuales.

El tipo de oclusión antagonista puede ser importante en la determinación de la cantidad de estrés generado por la oclusión. Algunas personas con dientes naturales pueden realizar fuerzas de cierre de 300 libras por pulgada cuadrada, mientras que esta fuerza en una persona que usa dentadura total no excede de 30 libras por pulgada cuadrada. Por lo tanto, una dentadura parcial construida opuesta a una dentadura total estará sujeta a menor estrés oclusal que una opuesta a dentición natural.

El área de la base de la dentadura en contra de las fuerzas oclusales que se aplican tiene una influencia significativa en la cantidad de estrés transmitido al diente pilar y al reborde. Si la carga oclusal se aplica en la base cerca del diente pilar, existirá menos movimiento de la base y menos transmisión de estrés que si la carga se aplica en el extremo distal de la base de la dentadura.

Idealmente la carga oclusal debe aplicarse en el centro de la rotación de la dentadura, tanto anteroposterior como bucolingual. En la mayoría de las bocas el segundo premolar el primer molar representa la mejor zona para la aplicación de la carga de la masticación. Los dientes artificiales deben enfilarse de forma que la fuerza de la masticación se aplique en esta zona.

VII.2.7.- Consideraciones en el diseño para controlar el estrés

Frecuentemente se argumenta que el aspecto teórico del diseño de la dentadura parcial es de importancia fundamental. Sin embargo, las observaciones clínicas y la experiencia deben utilizarse para balancear lo que debe suceder y lo que sucederá. La afirmación "ninguna dentadura parcial removible puede estar diseñada o construida para dañar la boca" puede justificarse si todas las fuerzas rotacionales y otros estrés son considerados. Actualmente no existe manera de contrarrestar o eliminar todas las fuerzas. Sin embargo, observaciones clínicas longitudinales han probado que la filosofía del diseño que mantiene el control de esas fuerzas dentro de la tolerancia de los dientes y las estructuras de soporte, puede ser exitosa.

VII.2.8.- Retención directa

El brazo retentivo del retenedor es el elemento de la dentadura parcial responsable de la transmisión de la mayoría de las fuerzas dañinas al diente pilar. Una dentadura parcial removible debe estar siempre diseñada para mantener la retención a un mínimo y a la vez dar una adecuada retención para evitar el levantamiento de la dentadura por las fuerzas contrarias.



HIPOTESIS / OBJETIVOS GENERAL Y ESPECIFICO.

Hipótesis :

Toda vez que rehabilitemos a un paciente con prótesis parcial removible, se verá aumentada la movilidad en aquellos dientes que fueron utilizados como pilares, esto como resultado de la generación por parte de la aparatología de fuerzas no axiales, en los momentos de inserción o retiro y la diferencia de resiliencia entre dientes pilares y/o zonas desdentadas.

El sistema Periotest® permite mensurar la movilidad dentaria de los dientes pilares utilizados en este estudio

Objetivos :

Objetivo General :

Comprobar el aumento de la movilidad dentaria posterior a inserción de aparatología removible.

Objetivos Específicos :

- ▶ Medir el aumento de movilidad dentaria antes y después de la inserción de Prótesis Parcial Removible.
- ▶ Relacionar este aumento de la movilidad, si existe al diseño de la aparatología
- ▶ Realizar una correlación física entre movilidad y amortiguación que nos permita determinar que estamos evaluando en realidad con el sistema Periotest®

MATERIALES Y MÉTODOS

- a) El presente estudio fue llevado a cabo en la Escuela de Odontología, Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso. Las mediciones se realizaron en un universo de 75 personas correspondiendo estos a los pacientes de la Clínica B del curso de Prótesis Removible III, atendidos por los alumnos de 5º año de esta Escuela los cuales fueron rehabilitados con prótesis removible parcial superior, inferior, o ambas. De estos individuos, sólo en 44 fue posible completar todas las mediciones necesarias para nuestro estudio. La diferencia se explica por el hecho que fue imposible citar a muchos pacientes para su última medición, otros pacientes simplemente abandonaron el tratamiento y por último gran cantidad de pacientes asistían con su tiempo muy limitado y cortésmente desistían de participar en el estudio.
- b) Se midieron 325 dientes, de los cuales se obtuvo lectura de 219, quedando descartados 4 dientes en los cuales fue imposible obtener lectura producto de su aumentada movilidad.

Se seleccionó pacientes que cumplieren con los requisitos para la investigación, aquellos que presentaron extremos libres o brechas, se realizó un examen específico que incluía radiografía previa, sondeo periodontal, higienización previa y transcripción a ficha especialmente diseñada para estos efectos, la cual se incluye en los anexos.

Especificación de las Variables

Las variables que se consideran son las siguientes:

- Sexo: Masculino y femenino
- Grupo etáreo: todas las edades
- Grupo de dientes: incisivos, caninos, premolares y molares.
- Arcada: Superior e Inferior
- Diagnóstico: Paciente desdentado parcial superior, inferior o bimaxilar.
- Higiene Oral: Buena, Regular, Mala.
- Atrición: existe o no.
- Tratamiento removible anterior: si -no
- Tratamiento Periodontal efectuado: si-no
- Bruxismo: si-no

El método utilizado fue registrar en un instrumento que para este efecto fue una ficha clínica, datos relevantes del paciente, como enfermedades relacionadas con el periodonto, afecciones periodontales pasadas o presentes, registro radiográfico, medición periodontal en dientes pilares y por último registro pretratamiento, con prótesis instalada y control postratamiento mediante Periotest®.

b) Utilización sistema Periotest®, ficha clínica diseñada para esta investigación, radiografías, dentograma, mediciones relación corona raíz, instrumental, examen clínico y periodontal, que incluye sonda Williams y Nabers.



RESULTADOS

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: PERIOTES

Source	Type I Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Model	160839.569(a)	78	2062.046	49.178	.000
HIG.ORAL	127403.728	3	42467.909	1012.827	.000
ATRACION	752.926	2	376.463	8.978	.000
T.R.A	297.786	1	297.786	7.102	.008
T.P.E	311.674	1	311.674	7.433	.007
RECIENTE	1877.579	1	1877.579	44.779	.000
P.ENF.P	2276.056	1	2276.056	54.282	.000
BRUXISMO	782.586	1	782.586	18.664	.000
TRAT	356.654	3	118.885	2.835	.037
PACIENT	19136.706	34	562.844	13.423	.000
DIENTE	7643.874	31	246.577	5.881	.000
Error	32118.431	766	41.930		
Total	192958.000	844			

a R Squared = .834 (Adjusted R Squared = .817)

Esta tabla de análisis de varianza nos indica que todos los factores influyen en conjunto al resultado del Periotest. Todos son significativos al 5 % de error. Ya que nuestro R cuadrado es de .834 , nos indica que las variables en conjunto explican un 83.4% al modelo antes señalado. Se puede apreciar que el factor tratamiento es significativo, lo que nos indica que existe diferencias en al menos uno de ellos. Para determinar los contrastes se utilizó Bonferroni y Tuckey, que nos arrojó que todos los tratamientos difieren entre si.

Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: PERIOTES

Source	Type I Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Model	135060.938(a)	3	45020.313	672.487	.000
MILLER	135060.938	3	45020.313	672.487	.000
Error	54494.062	814	66.946		
Total	189555.000	817			

a R Squared = .713 (Adjusted R Squared = .711)

Esta tabla de análisis de varianza nos indica que el factor Miller explica por si solo, significativamente a la variable Periotest con un 5% de error.

Este modelo esta explicado en un 71.3% , lo que es razonablemente bueno.

Descriptive Statistics

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation	Variance
PERIOTES	84 4	48.0 0	-6.00	42.00	12.279 6	8.8276	77.926
HIG.ORAL	84 4	2.00	-1.00	1.00	.2512	.6946	.483
ATRACION	84 4	2.00	-1.00	1.00	-.5450	.5776	.334
T.R.A	84 4	1.00	.00	1.00	.6351	.4817	.232
T.P.E	84 4	1.00	.00	1.00	.5782	.4941	.244
RECIENTE	84 4	1.00	.00	1.00	.4597	.4987	.249
P.ENF.P	84 4	1.00	.00	1.00	.8009	.3995	.160
BRUXISMO	84 4	1.00	.00	1.00	.1232	.3289	.108
MILLER	81 7	2.00	.00	2.00	.5177	.5858	.343
TRAT	84 4	3.00	1.00	4.00	2.5000	1.1187	1.251
PACIENT	84 4	43.0 0	1.00	44.00	23.673 0	12.9850	168.60 9
DIENTE	84 4	6.9	1.1	8.0	2.967	1.162	1.350
Valid N (listwise)	81 7						

DISCUSIÓN

Este estudio fue diseñado como una manera de poder cuantificar la movilidad dentaria en aquellos pacientes que son rehabilitados con Prótesis Removible Parcial.

La finalidad de este Seminario de Tesis es cuantificar si esta movilidad aumenta en el tiempo desde que las Prótesis son instaladas.

Se incluyeron una serie de variables en este estudio, sin embargo algunas de ellas no fueron utilizadas en el análisis estadístico, el motivo de este descarte fue explicado por existir muchas posibilidades para una situación determinada, lo que hacía imposible un diseño estadístico, o bien que una variable no registraba cambios.

Es importante destacar que el análisis del diseño estadístico para las mediciones nos permitió detectar que cada medición era diferente en el tiempo lo cual le otorga al estudio un alto grado de significancia.

Estadísticamente pudimos comprobar que existe una correlación entre los dos sistemas utilizados para cuantificar la presencia de movilidad dentaria, sin embargo clínicamente encontramos una diferencia en los registros que se incluyen en la primera clasificación de cada sistema, es decir por ejemplo, según Miller no existía movilidad, según Periotest® existía una movilidad clínicamente detectable, esto podemos explicarlo, porque en estados tempranos de movilidad el instrumento electrónico es mucho más sensible.

Estadísticamente también se pudo comprobar que las variables seleccionadas para el análisis estadístico explicaban el modelo, es decir existía relación entre las variables y Periotest®.



CONCLUSIONES

- Existe diferencia entre cada una de las ocasiones de medición, lo cual es estadísticamente muy bueno, pues otorga validez al estudio, significancia y un grado de confiabilidad muy alto.
- La diferencia en las mediciones respecto de la inicial al usar el Sistema Periotest®, generalmente no es amplia, pues cae dentro del mismo rango.
- Existe una relación entre la escala de Miller y el sistema periotest, es decir a partir de una se puede inferir la otra.
- Un paciente que sufre de movilidad dentaria en sus dientes pilares y es rehabilitado con un aparato removible, disminuye esta movilidad, actuando como férula la aparatología.
- No fue posible pesquisar un aumento significativo en la movilidad dentaria en los dientes pilares de los individuos evaluados.
- Generalmente no existe correspondencia entre la escala de Miller Grado I y la escala PTV Tipo B.
- Un alto porcentaje de los individuos del universo estudiado tenían mala higiene al comenzar el tratamiento y esta persistía al terminar la rehabilitación.
- Un alto porcentaje de los individuos presentaban enfermedad periodontal al momento de ser instalada la prótesis.
- Existe la necesidad cierta de realizar seguimiento de este estudio en un lapso de tiempo mayor.
- No se pudo aislar en un gran porcentaje de los casos evaluados el factor periodontal, como génesis o coadyuvante de la movilidad dentaria.

SUGERENCIAS

- Es posible realizar este estudio de una mejor manera, en un servicio, donde exista un mayor universo a estudiar y donde se tenga mayor control sobre los pacientes.
- Para obtener datos clínica y científicamente significativos debe necesariamente extenderse el tiempo de estudio, de manera que podamos observar cambios en la altura del tejido óseo, en las profundidades de sondaje y en la movilidad dentaria a lo largo del tiempo.
- Se debe tratar de optimizar la ficha clínica de manera de hacerla lo más eficiente y fácil de completar.
- Se debe seleccionar un universo de pacientes libres de enfermedad periodontal.
- Seleccionar de preferencia sólo pacientes con extremo libre.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

- Una gran limitación del estudio fue la tardía rehabilitación de los pacientes, lo que no permitió mayores controles postoperatorios.
- La gran cantidad de tiempo que transcurre desde que un paciente es recepcionado hasta que es rehabilitado, también convalida como limitación de este estudio.



RESUMEN

Se realizó el presente estudio tratando de validar el uso del Periotest® en la cuantificación de la movilidad en dientes pilares de pacientes rehabilitados con Prótesis Removible Parcial.

De acuerdo a los resultados obtenidos podemos aseverar que si existe una diferencia entre las diferentes ocasiones de medición de los dientes pilares, estadísticamente esto le confiere validez a nuestro estudio. Sin embargo no podemos definir cuan significativa es esta diferencia, pues aún cuando tiene tendencia al alza, se requiere de mucho más seguimiento para evaluar cuanto aumenta realmente la movilidad en un paciente transcurrido un lapso de tiempo mayor.

Por otro lado las variables seleccionadas si tenían relación con el sistema usado para cuantificar movilidad, lo que le otorga un mayor grado de seguridad al estudio .

Es importante destacar que se pudo establecer una relación estadística entre los dos sistemas utilizados para medir la movilidad.

No se puede dejar de mencionar el hecho que no se pudo demostrar un aumento significativo en la movilidad dentaria en los sucesivos controles.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.- Mc Givney, Castleberry (1992), Principios para el Diseño de Prótesis removable parcial. En: Mc Cracken, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 159-178.
- 2.- Mc Givney, Castleberry (1992), Preparación de la Boca Para la Prótesis Parcial Removable. En: Mc Cracken, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 246-266.
- 3.- Mc Givney, Castleberry (1992), Preparación de Dientes Pilares. En: Mc Cracken, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 271-285.
- 4.- Mc Givney, Castleberry (1992), Soporte para la Base de Extremo Distal. En: Mc Cracken, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 308-315.
- 5.- Stewart, Rudd, Kuebker (1993), Principios de Dentaduras Parciales Removibles. En: Prostodoncia Parcial Removable, Actualidades Medico Odontológicas, Latinoamericana. Pp 97-116.
- 6.- Lindhe, Jam (1992), Patogenia de la Enfermedad Periodontal con Placa. En: Periodontología Clínica, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 144-175.
- 7.- Lindhe, Jam (1992), Trauma por Oclusión. En: Periodontología Clínica, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp. 220-235.
- 8.- Genco, Goldman, Cohen (1990), Padecimientos de los Tejidos Periodontales . En: Periodoncia, Editorial Interamericana, Mc Graw-Hill, pp.83-97.
- 9.- Genco, Goldman, Cohen (1990), Terapéutica Oclusal. En: Periodoncia, Editorial Interamericana, Mc Graw-Hill, pp.525-537.
- 10.- Sigurd P. Ramfjord, Major M. Ash (1982) Trauma Oclusal y Enfermedad Periodontal. En: Periodontología y Periodoncia, Buenos Aires, Argentina: Editorial Panamericana Ltda, pp.156-167.
- 11.- David Rosenberg, Naert, Steenberghe, Darius. (1993), Evaluation of the Damping Characteristics of the periodontum. En: Periodontology . pp 3-19.
- 12.- García, L.F.; Bahamondes, C.; Goldmith, D. (1997): Movilidad Dentaria y Amortiguación del Periodonto: Sistemas de Evaluación. Revista de la Facultad de Odontología, Vol 2, N°1, 38-46.
- 13.- Chávez, H; Ortman,L; De France, R,L; Medig,J (1993): " Assessment of Oral Implant Mobility". Journal of Prosthetic Dentistry. 70 (5): 421-426.

14.- Ticio,J; Laohapand,P; Van Stenberghe, D; Quirynen, M; Naert,I (1995): " Mechanical state assessment of the implant - bone continuum: A better understanding of the Periotest method". Int. J. Oral Maxilofac. Implants. Jan-Feb.; 10(1): 43-49.

ANEXOS

PERIODE	HIS.	ORA	ACTIVIDAD	T.R.A.	T.P.E	RECIENT	P.EMP.	P.BENEFIC	MISM	REABS.O	MILLER	TRAT	PACIENT	BIENTE
S	L	M			E									
11,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	4,5
18,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	4,5
13,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	3,00	1,00	4,4
11,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	4,00	1,00	4,5
23,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00	4,4
13,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	2,00	1,00	4,4
25,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	1,00	4,4
26,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	4,00	1,00	4,4
42,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00	4,3
40,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	2,00	1,00	4,3
35,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	1,00	4,3
33,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	4,00	1,00	4,3
10,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,4
11,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	2,00	1,00	2,4
17,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	1,00	2,4
20,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	4,00	1,00	2,4
12,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	1,3
10,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	,00	2,00	1,00	1,3
8,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	1,00	1,00	1,3
7,00	,00	-1,00		1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	1,00	1,00	1,3
7,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	2,00	2,00	4,5
8,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	2,00	2,00	4,5
8,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	2,00	2,00	4,5
10,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	2,00	2,00	4,5
1,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	3,4
1,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	2,00	2,00	2,00	3,4
2,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	3,00	2,00	2,00	3,4
3,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	4,00	2,00	2,00	3,4
11,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	2,00	2,00	3,5
12,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	2,00	2,00	3,5
13,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	2,00	2,00	3,5
14,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	2,00	2,00	3,5
1,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	1,00	2,00	4,7
1,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	2,00	2,00	2,00	4,7
3,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	3,00	2,00	2,00	4,7
5,00	,00	-1,00		,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	4,00	2,00	2,00	4,7
2,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	3,00	3,00	3,8
3,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	3,00	3,8
5,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	3,00	3,00	3,00	3,8
7,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	4,00	3,00	3,00	3,8
2,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	3,00	3,00	3,7
3,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	3,00	3,7
4,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	3,00	3,00	3,00	3,7
5,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	4,00	3,00	3,00	3,7
7,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	3,00	3,00	3,3
7,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	3,00	3,00	3,3
7,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	3,00	3,00	3,3
9,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	3,00	3,00	3,3
5,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	1,00	3,00	3,00	4,5
5,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	2,00	3,00	3,00	4,5
6,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	3,00	3,00	3,00	4,5
8,00	,00	,00		1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	1,00	4,00	3,00	3,00	4,5
11,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	4,00	4,00	1,3
12,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	4,00	4,00	1,3
13,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	4,00	4,00	1,3
10,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	4,00	4,00	1,3
9,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	4,00	4,00	1,1
12,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	4,00	4,00	1,1
12,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	4,00	4,00	1,1
10,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	4,00	4,00	1,1
13,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	4,00	4,00	2,1
13,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	2,00	4,00	4,00	2,1
14,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	3,00	4,00	4,00	2,1
11,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	4,00	4,00	4,00	2,1
10,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	4,00	4,00	2,3
10,00	-1,00	-1,00		1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	4,00	4,00	2,3

8,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	43,00	2,3
7,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	43,00	2,3
7,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	43,00	2,3
3,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	43,00	2,3
7,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	43,00	2,4
-3,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	43,00	2,4
8,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	43,00	2,4
5,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	2,00	,00	4,00	43,00	2,4
17,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	43,00	1,5
5,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	43,00	1,5
3,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	43,00	1,5
3,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	43,00	1,5
,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	1,00	43,00	1,6
,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	2,00	43,00	1,6
,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	3,00	43,00	1,6
2,00	1,00	-1,00	1,00	1,00	1,00	,00	,00	1,00	,00	4,00	43,00	1,6
1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	1,7
1,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	1,7
2,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	1,7
3,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	1,7
9,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	1,3
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	1,3
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	1,3
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	1,3
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	2,3
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	2,3
11,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	2,3
11,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	2,3
8,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	2,7
11,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	2,7
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	2,7
11,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	2,7
6,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	3,4
7,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	3,4
8,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	3,4
10,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	3,4
16,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	3,3
17,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	3,3
17,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	3,3
18,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	3,3
7,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	4,4
7,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	4,4
8,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	4,4
9,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	4,4
5,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	1,00	44,00	4,3
6,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	2,00	44,00	4,3
6,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	3,00	44,00	4,3
6,00	1,00	,00	,00	1,00	1,00	1,00	,00	1,00	,00	4,00	44,00	4,3





Foto N° 5: Instrumental de examen empleado en la investigación

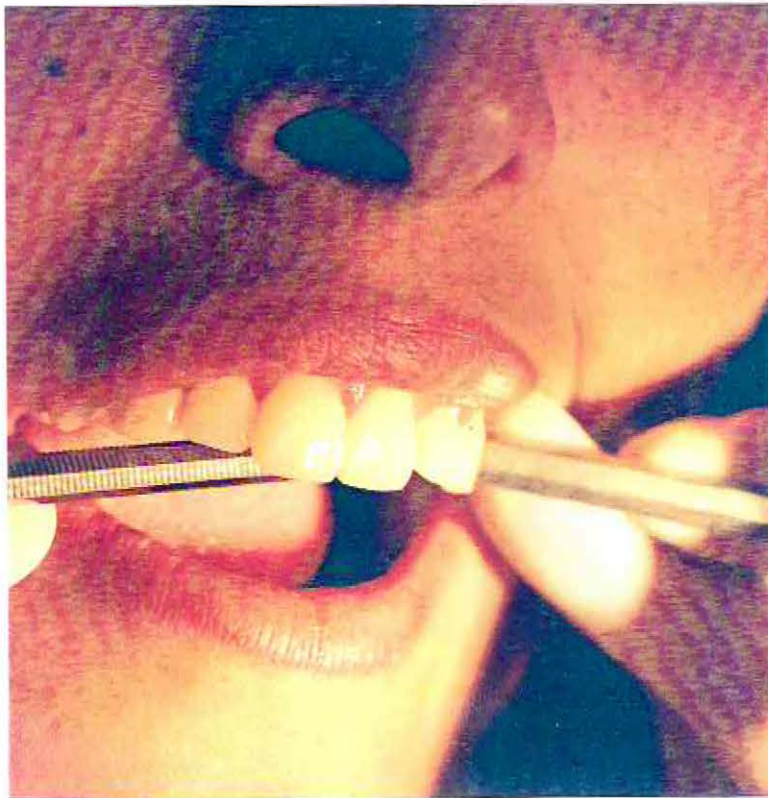


Foto N° 6: Medición según escala de Miller



Foto N°3: Medición Maxilar Inferior



Foto N° 4: Medición Maxilar Superior



Foto N°1: Percutor Sistema Periotest® y forma de manipularlo

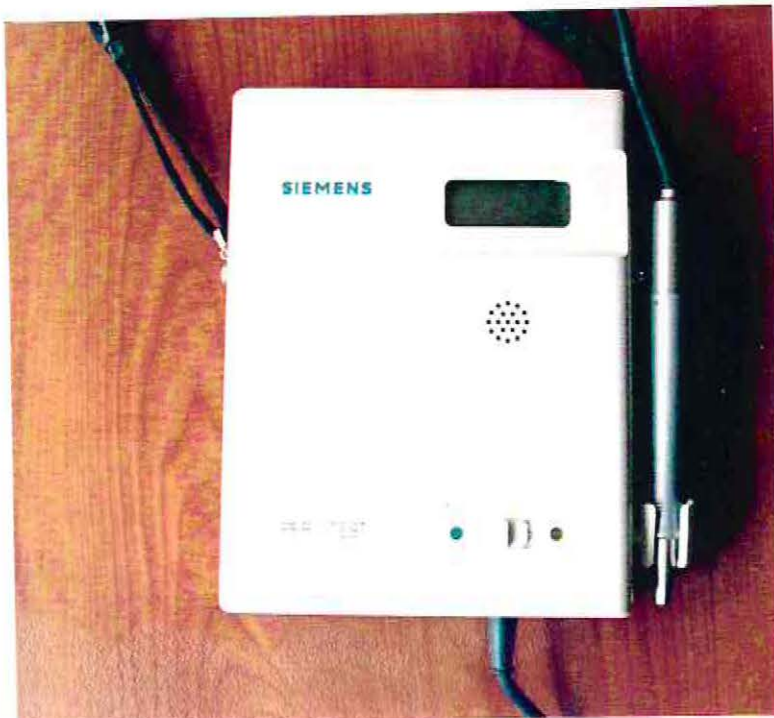


Foto N°2: Sistema Periotest®