



UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE PRÓTESIS

EN PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE DE VÍA DE CARGA DENTARIA ¿ES  
POSIBLE ELIMINAR LOS RETENEDORES DE LAS PIEZAS PILARES  
ANTERIORES? ESTUDIO *IN VITRO*.

Constanza Javiera González Gálvez

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
CIRUJANO- DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Danilo Ocaranza T.

TUTORES ASOCIADOS

Dra. Marcela Torrealba T.

Prof. Dr. Christian Rochefort Q.

Santiago- Chile

2009

*Dedicada a mis padres, Marcelo y Antonia,*

*a mis hermanos y a mis abuelitos.*

## **AGRADECIMIENTOS**

Quiero agradecer a las siguientes personas, pilares fundamentales para la realización de este trabajo:

Al Dr. Danilo Ocaranza, por su valiosa ayuda, voluntad y conocimientos, y estar siempre dispuesto a colaborar con ello en la realización de esta investigación.

A la Dra. Marcela Torrealba, por su apoyo y buena disposición durante todo este periodo.

Al Dr. Christian Rochefort, por los aportes entregados a este trabajo.

Al Sr. Marco Jorquera, Jefe Dpto. Polímeros del IDIEM, U. de Chile, por facilitar sus instalaciones para realizar gran parte de las pruebas de este estudio.

A mis padres, Marcelo y Antonia, ya que gracias a ellos hoy puedo ser una profesional. Gracias papitos por su apoyo y amor incondicional, por permitirme ser quien soy hoy y darme todas las herramientas necesarias. Los amo.

A mis hermanos, Marcelo, Dieguito y María Belén, por estar conmigo siempre. Los quiero mucho.

A Pablo Álvarez de Araya, por su eterno apoyo, amor y ánimo para seguir adelante entregado durante todo este proceso. Te amo mucho.

## ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	9
2. MARCO TEÓRICO.....	13
2.1 Clasificación de los arcos parcialmente desdentados.....	16
2.2 Clasificación de la prótesis parcial removible (PPR).....	17
2.2.1 Prótesis dentosoportadas.....	18
2.2.2 Prótesis dentomucosoportadas.....	18
2.3 Componentes de la prótesis parcial removible (PPR).....	18
2.3.1 Base o silla.....	19
2.3.2 Dientes artificiales.....	20
2.3.3 Conector mayor.....	20
2.3.4 Complejo retentivo.....	21
2.3.4.1 Requisitos del complejo retentivo.....	22
2.3.4.2 Elementos componentes del complejo retentivo.....	24
2.3.4.2.1 Brazo retentivo.....	25
2.3.4.2.2 Brazo recíproco o de contención.....	26
2.3.4.2.3 Apoyo.....	26
2.3.4.2.4 Conector menor.....	27
2.4 Retención en prótesis parcial removible (PPR).....	28
2.4.1 Problemas causados por los dispositivos convencionales de retención.....	32
2.5 Eje de inserción y remoción.....	37

2.5.1 Planos guías.....	40
2.5.1.1 Características de los planos guías.....	42
2.5.1.2 Funciones de los planos guías.....	44
2.5.1.3 Planos guías y soporte dentario.....	47
2.5.2 Áreas retentivas.....	48
2.5.3 Interferencias.....	49
2.5.4 Estética.....	49
2.6 Paralelizador.....	50
2.7 Traspaso del eje de inserción seleccionado a boca.....	52
2.8 Alternativas estéticas de retención en PPR descritas en la literatura.....	56
2.8.1 Eje de inserción dual o rotacional.....	57
2.8.2 Attaches tradicionales.....	62
2.8.3 Attaches adhesivos.....	64
2.8.4 Attaches magnéticos.....	65
2.8.5 Resinas acetálicas.....	69
2.8.6 Retenedores “twin flex”.....	71
2.8.7 Titanio.....	73
2.8.8 CAD/CAM.....	79
2.8.9 Brazo retentivo lingual.....	82
2.8.10 R. P. I.....	84
2.8.11 Retenedores cubiertos de resina.....	85
2.8.12 Equipoise.....	86
2.8.13 Valplast®.....	87

2.8.14 Retenedores proximales labrados.....	88
2.8.15 Otros retenedores.....	89
2.8.16 Resinas Compuestas.....	90
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	91
3.1 Hipótesis.....	91
3.2 Objetivo general.....	91
3.3 Objetivos específicos.....	91
4. MATERIALES Y MÉTODO.....	93
4.1 Variables.....	93
4.1.1 Variables Observadas.....	93
4.1.2 Definiciones conceptuales de las variables.....	93
4.1.3 Definiciones operacionales de las variables.....	98
4.2 Obtención de la muestra.....	99
4.3 Descripción del método.....	100
4.4 Recopilación de los datos.....	110
4.5 Análisis estadístico de los resultados.....	110
5. RESULTADOS.....	113
5.1 Descripción de los resultados.....	114
5.2 Análisis estadístico de los resultados.....	116
5.2.1 Análisis variable presencia/ausencia de retenedor en el total de la muestra.....	116
5.2.2 Análisis variable tipo de pilares anteriores.....	118
5.2.2.1 Variable tipo de pilares anteriores en el total de la muestra.....	118

5.2.2.2 Variable tipo de pilares anteriores en bases con retenedores anteriores.....	119
5.2.2.3 Variable tipo de pilares anteriores en bases sin retenedores anteriores.....	120
5.2.3 Análisis variable longitud de plano guía.....	121
5.2.3.1 Variable longitud plano guía en el total de la muestra.....	122
5.2.3.2 Variable longitud plano guía en bases con retenedores anteriores.....	122
5.2.3.3 Variable longitud plano guía en bases sin retenedores anteriores.....	123
5.2.3.4 Variable presencia/ausencia retenedores anteriores en planos guías de 5 mm o más de longitud.....	124
5.2.3.5 Variable presencia/ausencia retenedores anteriores en planos guías de menos de 5 mm de longitud.....	125
5.2.4 Análisis estadístico de los resultados intergrupales.....	126
6. DISCUSIÓN.....	128
7. CONCLUSIONES.....	137
8. SUGERENCIAS.....	140
9. RESUMEN.....	141
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	143

## **1. INTRODUCCIÓN**

El desdentamiento parcial corresponde a uno de los problemas odontológicos más comunes de nuestros pacientes, que tiene múltiples posibilidades de resolución, dependiendo de las características individuales de cada uno. Podemos utilizar prótesis sobre implantes, prótesis fija parcial y plural y prótesis removible.

La opción de restaurar con prótesis parcial removible permite la resolución de problemas clínicos complejos, que incluyen espacios desdentados extensos y extensiones distales, de un modo relativamente rápido y de un costo operacional sustancialmente más bajo que con otras modalidades de tratamiento. Sin embargo, se han reportado insatisfacciones en una cantidad considerable de pacientes que no están conformes con este tipo de prótesis dental. (1)

La apariencia cosmética de la prótesis parcial removible es de gran importancia para el paciente, y las estructuras que son visibles al abrir la boca son una causa común de rechazo. (2)

Además, la prótesis debe tener propiedades biomecánicas adecuadas, retención, estabilidad, y absorción del estrés. Uno de los requerimientos más



críticos es que debe haber un balance apropiado entre la retención y flexibilidad, balance y reciprocación. (2)

Un análisis crítico revela que la insatisfacción puede ser evitada en muchas instancias si las prótesis fueran confeccionadas de un modo tal que aborden los requerimientos básicos de un desalajo mínimo durante la función y cumplan con las exigencias de carácter estético. (1) Es poco realista asumir que por el hecho de lograr una capacidad masticatoria aceptable, los pacientes podrían tolerar una pobre apariencia estética. (1, 3)

En relación a los retenedores, la prótesis parcial removible frecuentemente confía en ellos para obtener la retención directa, aún cuando su apariencia ha sido ampliamente reconocida como un obstáculo para la aceptación del paciente, por ser antiestéticos. (4, 5)

Por otra parte, el uso de retenedores metálicos para la retención de prótesis parcial removible tiene muchas desventajas. Los retenedores brindan sitios para la acumulación de placa bacteriana, pueden abrasionar las superficies dentarias y se van deformando en el tiempo, entre otras. (6)

En definitiva, cuando los dientes anteriores deben ser utilizados para soportar y retener prótesis parciales removibles, o cuando los dientes pilares

son visibles al hablar o sonreír, los retenedores metálicos circunferenciales o de barra pueden hacer de la restauración estética todo un desafío. (3)

Existen numerosas opciones frente a la complicación que causan los retenedores visibles de las zonas anteriores (7), sin embargo, y por distintos motivos, muchas de estas alternativas no ofrecen características retentivas similares a las brindadas por los retenedores convencionales.

El objetivo de esta investigación pretende encontrar una solución para los problemas que enfrenta una de las variantes de tratamiento dental más utilizadas en nuestra población. Sin duda alguna, la mayor problemática se dirige a como enfrentar de mejor manera el aspecto estético de una prótesis parcial removible sin afectar su capacidad funcional, especialmente la retentiva. Dados los antecedentes, la mejor solución correspondería a la eliminación de los retenedores anteriores visibles, sin perjuicio de la retención del aparato protésico.

El estudio que vamos a realizar va dirigido a una nueva alternativa, en la que proponemos aminorar el compromiso estético al eliminar los retenedores metálicos del sector anterior. Para esto, es necesario analizar los modelos bajo el tangenciógrafo, y determinar el mejor eje de inserción y remoción, que siendo paralelo entre todos los pilares, nos permita mejorar la retención por fricción al

punto de prescindir del brazo activo de estos retenedores anteriores. El énfasis se dirige esencialmente a manejar estrictamente el paralelismo de los pilares para lograr una retención adecuada de parte de los planos guías, que pretendemos asumirán solos, en la zona anterior, este rol de un modo efectivo.

En síntesis, el presente estudio comparará la retención, *in vitro*, de prótesis parcial removible clase III de Kennedy subdivisión 1 con y sin retenedores anteriores, al tallar planos guías perfectamente paralelos.

Por lo anteriormente expuesto, postulamos que si somos capaces de lograr un perfecto paralelismo de los planos guías en la preparación biomecánica, no existirá pérdida de retención al eliminar los retenedores anteriores en clases III de Kennedy.

## **2. MARCO TEÓRICO**

A pesar de las avanzadas y variadas terapias y técnicas disponibles para reemplazar áreas desdentadas, y que actualmente incluyen el uso de implantes, existe un grupo de pacientes que no son buenos candidatos para estas soluciones. Este grupo es el que su posición económica o su salud sistémica general deteriorada, para ser sometidos a una cirugía dental, o ya sea por limitaciones psicológicas o anatómicas, se lo impide. Aquellos pacientes que entran en esta categoría tienen la opción de recibir una prótesis parcial removible para reemplazar sus piezas perdidas. (8)

La prótesis parcial removible (PPR) es un aparato ortopédico destinado a devolver las estructuras orales perdidas, y que sin producir daño a los componentes remanentes, es instalado y desalojado de la cavidad oral a voluntad del paciente. Debe ser capaz de resistir las fuerzas producidas durante los actos fisiológicos de masticación, deglución y fonación que tienden a desalojarla, y también devolver la función y apariencia estética perdidas. (9, 10, 11)

La PPR con retenedores convencionales, por razones de costo, tiempo de confección y por ser un tratamiento poco agresivo y reversible, continúa siendo ampliamente utilizada en pacientes que necesitan reemplazo parcial de piezas dentarias. (9, 10, 11, 12) Debido a que este tipo de prótesis no se fija

rígidamente, está sujeta a movimientos en respuesta a cargas en función. Estos movimientos inducen estrés y desplazamientos de la base protésica. Los retenedores están diseñados y se usan para controlar estos posibles movimientos. (12)

Muchas prótesis son confeccionadas sin los requerimientos esenciales para un correcto funcionamiento, con la excusa de producir una mejor apariencia estética. Y frecuentemente son estéticas, pero carecen de estabilidad. Una prótesis inestable puede afectar significativamente el pronóstico de un tratamiento debido a la irritación y daño que provocará en el sistema de soporte biológico. (1)

Una planificación de tratamiento correcta es vital para el éxito de un dispositivo protésico. Esto involucra un diseño y fabricación de la PPR que utilice tanto principios biológicos como mecánicos, para que el artefacto pueda proveer al paciente una función a largo plazo, manteniendo la salud de las estructuras orales remanentes. Los clínicos han tomado como desafío mejorar en los planes de tratamiento y utilización de diseños alternativos de PPR para brindar comodidad y alcanzar los estándares estéticos dentales. (8, 13, 14, 15, 16)

Muchos principios de diseño de una PPR deben basarse en la mejor evidencia científica. De todas maneras, es permisible para un odontólogo,

cuando toma decisiones acerca del diseño protésico en sus pacientes, basarse en la mayor cantidad posible de opiniones de especialistas. (17)

La confección apropiada de planos guías paralelos, lechos para apoyo bien definidos, y el uso de un tangenciógrafo, son factores importantes a considerar para la retención, soporte y estabilidad de una PPR. (14)

Aunque las PPR son una opción favorable para la restauración de muchas situaciones clínicas, muchos pacientes no están conformes con este tipo de prótesis, especialmente cuando no son estables durante la masticación. (1) Tanto la función masticatoria como la estética deberían ser consideradas cuando se planifica un tratamiento en base a prótesis, sin hacer prevalecer una sobre la otra. Cuando los dientes anteriores deben ser usados para soportar una PPR, o cuando estas piezas son visibles al hablar o sonreír, los retenedores extracoronaes no son muy aceptados por los pacientes en su demanda estética y pueden hacer de la restauración estética todo un desafío. (3, 5)

Con el aumento de los requerimientos estéticos, más pacientes piden a sus odontólogos la colocación de retenedores más cercanos a la encía, donde las áreas retentivas tienden a ser más profundas. La rigidez de los retenedores de cromo cobalto hace de ellos imposibles de ubicar en estas grandes áreas

retentivas, debido al inaceptable estrés que se produciría sobre los pilares, por lo tanto, su ubicación no puede ocultarse, y posiblemente se adapten en una zona que aun sigue siendo visible al abrir la boca. (4, 18)

## **2.1 Clasificación de los Arcos Parcialmente Desdentados**

En rehabilitación oral se han propuesto clasificaciones para permitir la aplicación de principios básicos en el diseño de cada prótesis parcial, de modo que no se tomen en cuenta sólo los aspectos mecánicos, sino también las condiciones biológicas de los tejidos orales que estarán en contacto con la prótesis.

La clasificación de edéntulos parciales más aceptada es la clasificación de Kennedy (1925), que divide los distintos tipos de pacientes en clases de la I a la IV. (9) Dentro de la clasificación, los pacientes con área edéntula unilateral, con dientes remanentes anteriores y posteriores a ella se establecen como clase III. (9, 11, 19) Debido a las limitaciones de esta clasificación, Applegate ha dado también ciertas reglas para su mejor uso, dentro de las que denomina la existencia de otros espacio edéntulos en la misma arcada como modificaciones, y según el número de espacios adicionales que existan, es como se determinará este número (Fig. 1). La clasificación plantea las diferentes

situaciones del edéntulo parcial, permitiendo al clínico reconocer e identificar el problema más rápidamente, así como plantear el diseño más favorable para la solución del caso. (9, 11)



**Fig. 1:** Maxilar parcialmente desdentado correspondiente a la Clasificación III de Kennedy Subdivisión 1.

## **2.2 Clasificación de la Prótesis Parcial Removible (PPR)**

De acuerdo al soporte y transmisión de las cargas a los tejidos orales remanentes, la PPR se puede clasificar de la siguiente manera:



### **2.2.1 Prótesis Dentosoportadas**

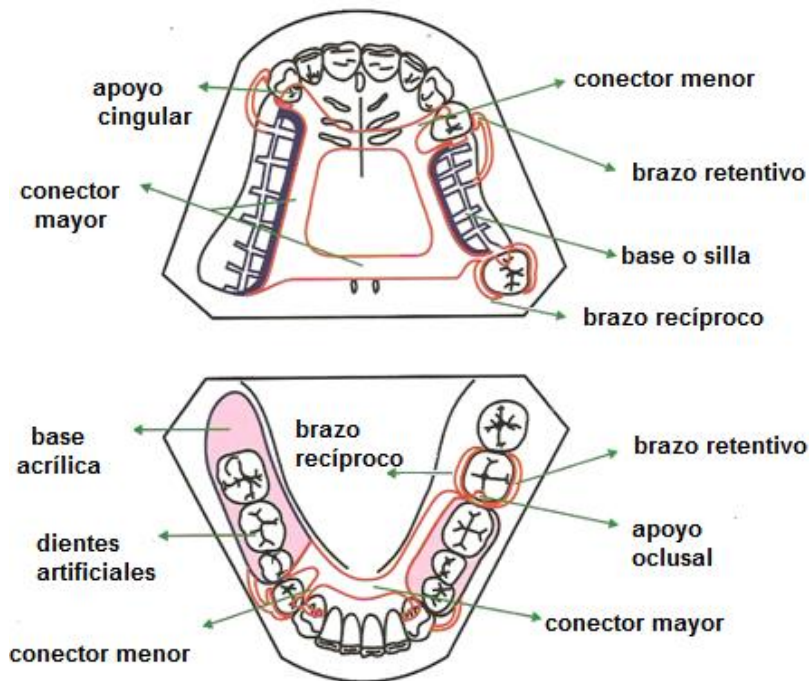
Son aquellos dispositivos protésicos cuyo soporte o vía de carga depende exclusivamente de las piezas dentarias (pilares). Esto se da cuando hay vanos desdentados delimitados en ambos lados por piezas dentarias. (20)

### **2.2.2 Prótesis dentomucosoportadas**

También llamadas prótesis de vía de carga mixta, son aquellas en que el soporte lo brindan tanto las piezas dentarias como los tejidos blandos circundantes. En este caso, hay al menos un extremo libre. (20)

## **2.3 Componentes de la Prótesis Parcial Removible (PPR)**

Son diversos los componentes de una PPR. La selección y variación de cada uno de ellos dependerá de la clasificación del arco desdentado y de las características particulares de cada caso clínico. Sin embargo, un elemento mecánico constante es el complejo retentivo (21) (Fig. 2).



**Fig. 2:** Esquema de dispositivos protésicos de ambos maxilares que señalan todos los elementos conformantes.

### 2.3.1 Base o Silla

Es la estructura encargada principalmente de dar soporte a los dientes artificiales. Este componente se ubica sobre los tejidos blandos brindando además estabilidad y retención, permitiendo la transmisión de las cargas oclusales a las estructuras de soporte biológicas. En la vía de carga dentaria, su función sólo corresponde a soportar los dientes; en cambio, en una vía de carga

mixta, además debe transmitir las cargas, dar estabilidad, retención y en algunos casos, dar contorno labial. (9, 22)

### **2.3.2 Dientes Artificiales**

Son los elementos que reemplazan la anatomía, estética y función de los dientes naturales ausentes. En general, los dientes más comúnmente usados son de acrílico, sin embargo, también pueden usarse piezas de porcelana. (9, 23)

### **2.3.3 Conector Mayor**

Es la estructura protésica encargada de unir los componentes de la PPR de un lado hacia otro de la arcada. A este elemento se unen todos los componentes de la prótesis, directa o indirectamente. Su función en la vía de carga dentaria es solo de conexión, y en vía de carga mixta además brindan soporte. (9, 22, 24)

El conector mayor determina soporte, estabilidad y retención al aparato protésico. Para funcionar correctamente, deben cumplir con ciertos requisitos estructurales, como la rigidez, para evitar la torsión, fuerzas de palanca sobre

los pilares y garantizar una mejor distribución de las fuerzas sobre los tejidos de soporte. (9, 22, 24)

#### **2.3.4 Complejo Retentivo**

Es la unidad de la PPR encargada de resistir el desplazamiento de la prótesis desde su asentamiento final en los tejidos de soporte en que se apoya. Este complejo involucra un diente pilar en el que se asentará, impidiendo mecánicamente que la prótesis se desplace de su sitio en los movimientos funcionales del paciente, principalmente en sentido vertical. (9, 25)

Cuando la prótesis está en reposo y no hay fuerzas verticales de desplazamiento activas, el retenedor se encuentra en un estado pasivo en relación al pilar. Por esto, al ajustar un retenedor para obtener más retención, la punta del brazo activo del retenedor debe posicionarse lo más cervicalmente posible para ejercer un grado mayor de retención. (9)

### 2.3.4.1 Requisitos del Complejo Retentivo

Soporte, retención y reciprocación se consideran como las tres principales e imprescindibles funciones de un retenedor directo en una PPR. (26)  
Además, deben brindar estabilidad, circunscripción y ser pasivos. (11, 20)

El **soporte** se define como la resistencia frente a fuerzas en sentido vertical, que evitan la intrusión protésica a los tejidos. La función principal de soporte en la vía de carga dentaria está dada por los lechos que contienen al apoyo del complejo retentivo. En casos de vía de carga mixta, además participan los tejidos blandos, determinando un soporte dual de distintas resiliencias. Obteniendo un buen soporte, protegemos las estructuras periodontales y distribuimos de mejor manera las fuerzas oclusales. (20)

La **retención** es la resistencia al desplazamiento de la prótesis en sentido vertical que tiende a desalojarla. Esta función está a cargo del tercio final de los brazos retentivos ubicados en el área retentiva de la pieza pilar. La flexibilidad del brazo retentivo permitirá su ubicación en áreas retentivas menos o más profundas, estableciéndose una menor o mayor retención, respectivamente. La flexibilidad del retenedor se determina a través del material de fabricación, forma, volumen y longitud de éste. (20)

Es importante destacar que los planos guías paralelos en contacto con su conector menor respectivo brindan una función de retención adicional a través de la resistencia por fricción. (20)

La **estabilidad** se refiere a la resistencia que ofrece la prótesis frente a las fuerzas con componente horizontal u oblicuo. Esta función la cumplen los elementos rígidos del complejo retentivo, es decir, los dos tercios proximales del brazo retentivo, el brazo recíproco, los apoyos oclusales y los conectores menores. Estos elementos rígidos toman contacto con las superficies no retentivas del pilar. (20)

La **reciprocidad** se define como la capacidad de neutralizar la fuerza producida por el brazo retentivo sobre el pilar con una fuerza igual y opuesta. La función de contención la determina el brazo recíproco, los dos tercios proximales del brazo retentivos y otros elementos rígidos. (20)

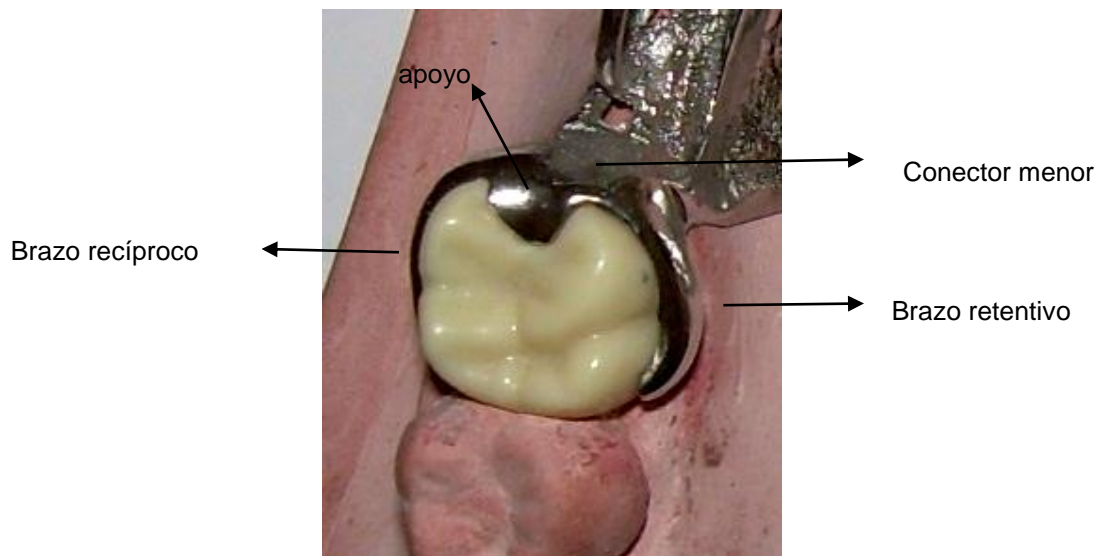
La **circunscripción** es la extensión del perímetro del pilar que debe ser cubierta por el complejo retentivo, aceptándose como ideal tres cuartos de la circunferencia total. Así, se evita el movimiento del pilar fuera de la estructura del retenedor, como el deslizamiento del retenedor fuera del pilar. (11, 20)

La **pasividad** es la característica que se obtiene al estar el retenedor asentado en su posición final sobre el pilar, sin ejercer ninguna fuerza activa

sobre éste. El retenedor debe estar activo solamente cuando existe una fuerza que trata de desplazar a la prótesis de su sitio de asentamiento. Esta ubicación del brazo retentivo se consigue gracias a los calibradores que le permiten encontrar su sitio exacto en la zona infra ecuatorial. (11, 20)

#### 2.3.4.2 Elementos Componentes del Complejo Retentivo

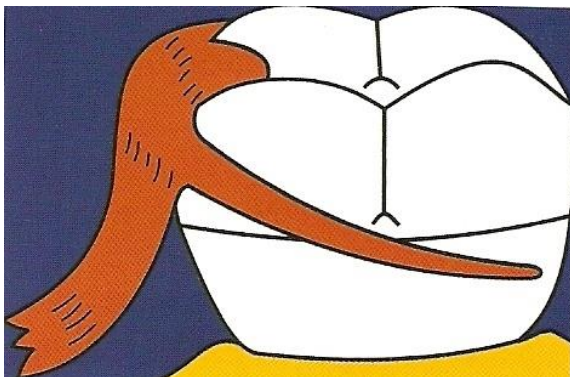
El complejo retentivo de una PPR convencional históricamente ha consistido en un brazo retentivo, un brazo recíproco, conectados a través de un conector menor, un cuerpo y un apoyo oclusal (5, 9, 11, 24) (Fig. 3).



**Fig. 3:** Fotografía que muestra los elementos conformantes del complejo retentivo.

### 2.3.4.2.1 Brazo Retentivo

Es el principal actor en la retención de una PPR. La forma del brazo retentivo debe ser de tal manera que le permita ser flexible, por lo que en sus dos tercios iniciales es rígido, parte que se ubica sobre el ecuador protésico, y un extremo terminal más delgado, que se asienta en el área retentiva bajo el ecuador protésico. A medida que va disminuyendo su diámetro hacia la punta, es como va aumentando su flexibilidad, y gracias a esto es capaz de deformarse al pasar por el ecuador protésico, ofreciendo resistencia al desplazamiento de la prótesis a lo largo de su vía de inserción y remoción, que determinan las fuerzas funcionales (9, 11, 20) (Fig. 4).



**Fig. 4:** Esquema de ubicación del brazo retentivo. Nótese la disminución de diámetro hacia su extremo terminal y cómo sólo el tercio final está bajo el ecuador protésico, marcado con la línea horizontal en la corona del diente.

La ubicación del brazo retentivo generalmente corresponde a la cara visible del pilar, es decir, en la zona vestibular. Esto puede variar dependiendo



de múltiples factores, que principalmente se vinculan a la estética, y que pueden ir en detrimento de su función, eventualmente. (9, 11, 20)

#### **2.3.4.2.2 Brazo Recíproco o de Contención**

Este elemento es el encargado de oponerse a las fuerzas del brazo retentivo sobre el pilar, estabilizándolo, para evitar el daño sobre este. Ejerce una fuerza opuesta al retenedor cuando la prótesis se desplaza fuera de su sitio y la neutraliza. Se ubica generalmente en la cara opuesta del brazo retentivo, y hacia oclusal de la línea del ecuador protésico. Su espesor es uniforme en toda su extensión y es más grueso que el brazo retentivo. En todos los casos de vía de carga, este elemento es rígido, debido a la forma y volumen que presenta en su confección, y que le permite cumplir con su función principal. La rigidez también le permite contribuir con la estabilidad protésica. (9, 11, 20)

#### **2.3.4.2.3 Apoyo**

Es una estructura rígida que proviene del conector menor y que descansa sobre los lechos para apoyo tallados en los dientes pilares. En las piezas posteriores será en la cara oclusal, mientras que en las anteriores será

en la zona cingular o incisal. El lecho para apoyo se define como una preparación sobre el diente o la restauración creado para recibir un apoyo oclusal, cingular, incisal o radicular. (5, 21)

Se encarga de transmitir las fuerzas funcionales a los dientes pilares que actúan sobre la prótesis a lo largo del eje axial de éstas, previene el movimiento de la prótesis hacia los tejidos blandos (intrusión), mantiene la relación de posición de los brazos del retenedor con respecto al ecuador protésico y también contribuye en dar estabilidad. (20, 22) Esta estructura debe ser rígida, por lo tanto, debe tener un volumen mínimo que ajuste en el apoyo tallado y que no interfiera con la oclusión antagonista. (20, 22)

El apoyo se considera como uno de los componentes más importantes debido a que, además de brindar soporte y controlar la posición protésica en relación a los tejidos orales, el apoyo también ayuda a restaurar el plano oclusal. (20, 22, 27)

#### **2.3.4.2.4 Conector Menor**

Es el componente protésico encargado de unir el conector mayor con el resto de las unidades componentes de la PPR. Los conectores menores transmiten las fuerzas oclusales de la prótesis a los pilares y además

transfieren el efecto de los retenedores, apoyos y componentes estabilizadores al resto de la prótesis. (20, 22)

#### **2.4 Retención en Prótesis Parcial Removible (PPR)**

En PPR, la retención de los aparatos protésicos no constituye, en general, un factor de preocupación. A través de retenedores directos, paralelismo de planos guías y conceptos de retención indirecta, se logra una retención adecuada, la cual es exigencia, sin excepción, por parte de los pacientes. (6, 28)

La retención y estabilidad de una PPR dependen de los brazos retentivos, del componente mesial de lecho para apoyo, el asentamiento del apoyo dentro de su lecho, y el contacto del conector menor contra los planos guías. La relación diente - base metálica debe ser mantenida para permitir un contacto positivo. (5)

Autores connotados concuerdan en que los factores que determinan la cantidad de retención, o si se prefiere, la resistencia a la tracción de una PPR, están dados por el asentamiento de la base, el número y distribución de retenedores, el diseño del retenedor, el material y elaboración de éste, el punto de aplicación de la fuerza, el ángulo de convergencia cervical o la profundidad

del área retentiva, la ubicación de la punta del brazo activo en el ángulo de convergencia, su diámetro, forma de sección transversal y textura de las superficies donde está colocado el brazo activo del retenedor. (4, 6, 28) La resistencia total de los retenedores a la remoción alcanza su mayor magnitud antes de que el brazo retentivo alcance el mayor diámetro de la pieza dentaria, es decir, el ecuador protésico, y va disminuyendo a medida que después de lograr esta posición, sigue avanzando hacia la superficie oclusal de la pieza pilar. El máximo valor de fuerza que se alcanza corresponde a la fuerza de retención del retenedor (32), que en algunos estudios se ha determinado debería ser alrededor de 500 gf (4,903 Newton) (29)

En cuanto a los materiales de confección, y a pesar de la evolución significativa de estos y los procedimientos para la rehabilitación oral, la aleaciones de cromo cobalto continúan siendo la aleación de elección para la PPR. (1) También, pero menos comúnmente se utilizan para estos fines aleaciones de oro y titanio. Frecuentemente, los retenedores protésicos se fabrican de la misma aleación metálica que la base, por lo tanto, son bastante deficientes en lo estético. (4) Idealmente un ajuste y asentamiento óptimo es lo que se busca para no causar disminución en la retención y fallas en la función protésica. Sin embargo, las propiedades mecánicas del material del retenedor están determinadas generalmente por la aleación usada. (4)

Antiguamente, la preparación de la boca consistía en la confección de lechos para apoyo, y sin más, por lo que la retención de una PPR era totalmente dependiente del complejo retentivo, ya que no existían fuerzas friccionales que ayudaran en la retención a través de planos guías preparados con su correspondiente conector menor. Por lo tanto, el brazo recíproco se consideraba esencial para eliminar las fuerzas potencialmente destructivas dadas por el brazo retentivo. <sup>(5)</sup> Además, la experiencia clínica indica que una inefectiva reciprocación podría terminar en una inestabilidad del aparato protésico y pérdida de retención. <sup>(4)</sup>

El número y distribución de los dientes pilares, las interferencias, y el asentamiento total de la base metálica, en especial el contacto del plano guía y conector menor, además del eje de inserción y remoción y la estética, son otros factores que influyen en la cantidad de retención obtenida. A pesar de esto, parece ser que la eliminación del brazo recíproco no tiene efecto en la retención o en la salud de los tejidos a largo plazo si es que el efecto se puede suplir a través de un plano guía preparado de una forma tal que contacte precisamente con su respectivo conector menor, y un lecho para apoyo distal preparado especialmente. De esta manera, se alcanza la misma reciprocación. <sup>(6)</sup>

Se han realizado estudios que evalúan cómo la retención de una PPR se ve afectada al ir reduciendo el número de retenedores, y determinar si existe

resistencia friccional provista por los planos guías. Esto podría tener gran relevancia clínica en el aspecto estético. <sup>(6)</sup> Los resultados han demostrado una disminución en la retención a medida que se van removiendo cada uno de los retenedores para áreas retentivas más o menos profundas, y las diferencias en los valores de retención parecen ser significativas. Sin embargo, la retención no es proporcional al número de retenedores para cada área retentiva. <sup>(6)</sup>

Aproximadamente un 70% de la retención se obtiene con brazos retentivos ubicados en molares, y el mejoramiento de la retención obtenida por tener uno o ambos retenedores anteriores, aunque estadísticamente significativo, es relativamente pequeña. <sup>(6)</sup>

Para explicar la pérdida de proporcionalidad, es necesario hacer notar que los retenedores no son idénticos entre si, y la aplicación de las fuerzas no se transmite de la misma manera a todos los retenedores. Por lo tanto, se asume que la retención máxima se ve limitada por el brazo menos retentivo en cada diseño. <sup>(6)</sup>

Cuando se han eliminado todos los retenedores, se comprueba que los planos guías si ejercen una resistencia retentiva, y quedaría entre las bases metálicas dependiendo del mayor o menor ajuste de los conectores menores con los planos guías. De igual modo, se ha comprobado que la obtención de un

perfecto asentamiento de una base metálica a un plano guía se hace más difícil por la presencia de los brazos retentivos. Esto sugiere una necesidad de desarrollar maneras de mejorar la fabricación de la base metálica para asegurar una retención consistente y predecible en el tiempo. <sup>(6)</sup>

Otras observaciones se refieren a variaciones al aplicar la fuerza de desalajo centralmente versus unilateralmente. En este último caso, la retención se da principalmente por el lado donde se aplica la fuerza. En el lado contrario, se produce una rotación a nivel de los planos guías, en donde un plano bien creado podría minimizar esta rotación y mejorar la estabilidad con un aumento de la retención provista, sobre todo si hay planos guías linguales también preparados. <sup>(6)</sup>

La gran variabilidad en los valores de retención sugiere la necesidad de realizar más investigaciones de los factores que controlan el asentamiento de una PPR. <sup>(6)</sup>

#### **2.4.1 Problemas Causados por los Dispositivos Convencionales de Retención**

Cuando una PPR convencional con retenedores ha sido seleccionada como opción de tratamiento, la colocación de los elementos retentivos sobre las

piezas pilares, en los cuales confía frecuentemente para obtener retención directa, termina siendo una indeseable exposición de metal. Cuando los pilares protésicos involucran piezas anteriores, sin duda la apariencia estética se puede ver comprometida. (4, 5, 7, 30, 31)

Los retenedores vestibulares anteriores tradicionales son usualmente los que traen problemas estéticos. Otras opciones, como attaches o implantes, son costosas y/o técnicamente dificultosas, y pueden requerir una mantención que requiere mucho tiempo. Además, cuando estos retenedores se rompen, puede ser requerido un reemplazo de la prótesis parcial en su totalidad. (2)

El uso de retenedores convencionales para la retención de una PPR tiene muchas desventajas. Los retenedores proveen sitios para la acumulación de placa bacteriana, pueden abrasionar las superficies dentarias, además del problema estético. También fallan habitualmente debido a que se fracturan o distorsionan. Además, ejercen fuerzas laterales sobre los dientes pilares, las cuales pueden ser deletéreas para el periodonto. No obstante, parece ser de práctica común usar la mayor cantidad de retenedores como sea posible en una PPR debido a que ellos ofrecen la retención. (6)

El problema que se presenta debido a las fuerzas aplicadas sobre los pilares y sus efectos deben ser considerados de importancia en lo que respecta



al diseño y construcción de una PPR. <sup>(16)</sup> Las consecuencias que el mecanismo de retención genera sobre las piezas pilares, al ejercer, a través del brazo activo del retenedor, fuerzas torsionales, laterales, no axiales, pueden ir en detrimento del periodonto. <sup>(28)</sup> Este fenómeno iatrogénico se produce en el proceso de inserción y remoción, donde se ejerce una fuerza contra el ecuador protésico que genera, en el mejor de los casos, la flexión del retenedor. O, como al parecer ocurre muchas veces, el diente se mueve lateralmente. <sup>(6)</sup> Teóricamente, este movimiento se controlaría por la contención del brazo recíproco. Sin embargo, al ir desalojando la prótesis, este elemento ubicado sobre el ecuador protésico puede perder rápidamente su contacto con el diente, quedando así nula su acción. <sup>(28)</sup> Otra manera de que se produzca este fenómeno es a través de la vía de carga mixta, en donde la utilización simultánea de dos tipos de soporte muy distintos en resiliencia, genera una rotación que produce una palanca, en donde el retenedor actúa como resistencia ejerciendo una fuerza no axial. <sup>(28)</sup> Por lo tanto, se vuelve muy importante la adecuada selección del tipo de retenedor a usar en cada caso, pues la protección del remanente biológico es, sin duda alguna, una necesidad y una obligación en nuestro quehacer como odontólogos. <sup>(28)</sup>

Un diseño de un brazo retentivo que produzca menos estrés es importante para predecir su uso a largo plazo en una PPR. Tres factores, que

incluyen el material, forma y la cantidad de retención, afectan el diseño de un retenedor protésico. Además, la forma del retenedor se asocia con la distribución de estrés, que afecta tanto en la fatiga como en la deformación permanente del retenedor. (4)

El estrés causado por la fuerza de retención de los retenedores se ve afectado por la forma de la pieza pilar, el coeficiente de fricción entre el retenedor y el material del pilar y la flexibilidad del brazo retentivo. (39) En general, se ha visto que el estrés es mayor en el brazo recíproco que en el retentivo, probablemente por su rigidez y morfología. (22) Además, considerando que las cargas más importantes aparecen durante la masticación, es de notar que la fractura por fatiga de los retenedores ocurre a niveles de estrés cíclicos menores que los necesarios para causar una fractura de manera estática. (22)

Los metales y aleaciones metálicas se deforman permanentemente y se fatigan cuando están expuestas a estrés repetitivo. Los brazos retentivos deberían ser capaces de flectarse y retornar a su forma original y así retener una PPR satisfactoriamente. La experiencia clínica de pérdida de retención de una PPR en el tiempo, desata la pregunta de cómo una constante deflexión del retenedor durante la inserción y remoción protésica fatiga al brazo retentivo. (4, 22, 33) Pero, por otra parte, si el brazo retentivo es muy flexible, no podrá proveer de una retención protésica adecuada cuando es colocado en áreas retentivas

más profundas o gingivales. <sup>(33)</sup> Todo esto ocurre por una deformación del brazo retentivo al desalojar la prótesis con el consecuente desarrollo de fuerzas friccionales y de desalojo, en sentido vertical y horizontal, respectivamente, entre el complejo retentivo y la pieza pilar.

Cuando el brazo retentivo se flecta, se produce una fuerza horizontal sobre el pilar. La longitud del plano guía requerida para balancear esta fuerza ha demostrado ser variable, dependiendo de la cantidad de retención determinada por el área retentiva usada, y su localización debería ser diametralmente opuesta al elemento retentivo si también cumple función de reciprocación. <sup>(34)</sup>

La retención máxima es mayor en áreas retentivas más profundas, pero en estas mismas hay una mayor probabilidad de que los retenedores se deformen permanentemente debido a la mayor flexión que sufren. Por lo tanto, la retención de un determinado brazo retentivo puede ser predecible, esperando una mayor longevidad en áreas retentivas menores.

La deformación permanente y fractura por fatiga de los retenedores están entre las complicaciones mecánicas más comunes que afectan a los retenedores de una PPR. Estos problemas terminan en una pérdida de retención y disminución de estabilidad de la prótesis, a través de básculas,

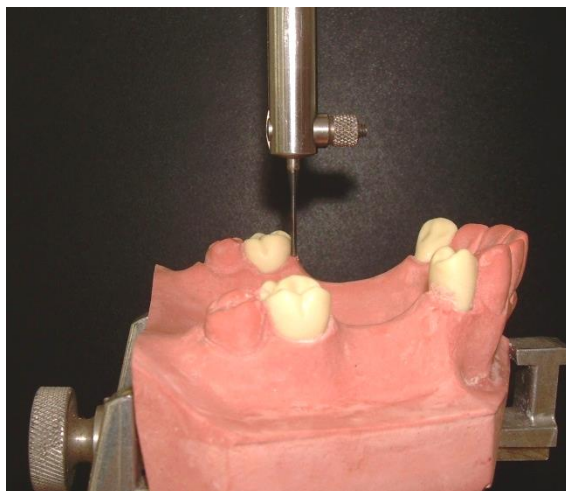
dañando el remanente bucal, lo cual puede comprometer la salud y comodidad del paciente, la necesidad de consumo de tiempo y las costosas reparaciones o reconstrucciones, incluso terminando con la vida útil del aparato protésico en su totalidad. (35)

## **2.5 Eje de Inserción y Remoción**

El eje de inserción y remoción de una PPR es la dirección en la cual la prótesis se mueve en relación a su sistema de soporte cuando es instalada y removida de la boca, guiada por el contacto de sus partes rígidas con los pilares. Así, los contornos de los dientes que contactan con los componentes de la base metálica tienen una influencia decisiva en la determinación de un eje ideal. Debido a que éste involucra movimientos iguales, pero en direcciones opuestas, nos referiremos a un eje único. (1)

Para determinar el eje de inserción para cualquier PPR, el modelo diagnóstico debe ser posicionado sobre la platina del tangenciógrafo y analizado en relación al vástago vertical de éste. El movimiento vertical del vástago representa el eje de inserción determinado, que cambia con cada nueva inclinación dada al modelo diagnóstico a través del movimiento de la

platina ajustable. El objetivo de este procedimiento de análisis es determinar el eje de inserción ideal <sup>(1)</sup> (Fig. 5).



**Fig. 5:** Modelo posicionado en la platina del tangenciógrafo. El vástago vertical ayuda a determinar la posición más adecuada para lograr el mejor eje de inserción y remoción protésico.

Debido a que el paralelizado es un proceso individual para cada PPR, la influencia de factores específicos deben ser analizados, y se hace necesario desarrollar condiciones en la preparación de la boca que permita acomodar el eje de inserción deseado. El análisis de los factores que influyen el eje de inserción podrían determinar una dirección de inserción que pueda reducir el potencial desalajo y promover la estabilidad de la PPR. <sup>(1)</sup> Estos factores incluyen: los planos guías, contornos dentarios, en general, y más específicamente áreas retentivas sobre los dientes y tejidos blandos, apariencia estética e interferencias. <sup>(1)</sup>

Es importante entender que el eje de inserción perpendicular al plano oclusal, también llamado eje de inclinación cero grados, es una orientación dada a los modelos para comenzar el análisis en el tangenciógrafo. El paralelizador debe ser conducido en secuencia por el análisis de los factores que influyen en el eje de inserción. Obviamente, el eje de inserción más ventajoso con respecto a los factores de influencia debe ser considerado el eje de inserción ideal para la situación en cuestión. (1)

El entendimiento de la biomecánica asociada a la inserción y remoción de una PPR es fundamentalmente importante. De acuerdo al eje determinado para cualquier prótesis, hay siempre un patrón potencial de desalajo que resulta de la función masticatoria que tracciona la prótesis en una dirección perpendicular al plano oclusal en cada momento en que el paciente completa cada ciclo masticatorio y comienza otro, después de cerrar su boca, la abre de nuevo para continuar el siguiente ciclo. Así, el eje de inserción es de fundamental importancia clínica debido a que predetermina la posición de los brazos retentivos en sus áreas retentivas respectivas, las cuales brindan la retención y ayudan en la estabilización de la prótesis durante la función. (1)

En definitiva, debemos entender que en cualquier situación, la distribución del grado de retención no es solo la condición definitiva para la

determinación del eje de inserción, y todos los factores deben siempre ser considerados. (1)

### 2.5.1 Planos Guías

Los planos guías se describen como dos o más superficies verticalmente paralelas ubicadas en los dientes pilares y/o pilares implánticos dentales orientadas a dirigir el eje de inserción y remoción protésico, en relación al sistema de soporte, guiada por el contacto de sus partes rígidas con los pilares. (1, 5, 7, 13, 32, 34, 36, 38) (Fig. 6, 7 y 8). Es entonces esencial transferir acuciosamente los planos guías paralelos logrados en los modelos diagnóstico en el tangenciógrafo a boca. (13)

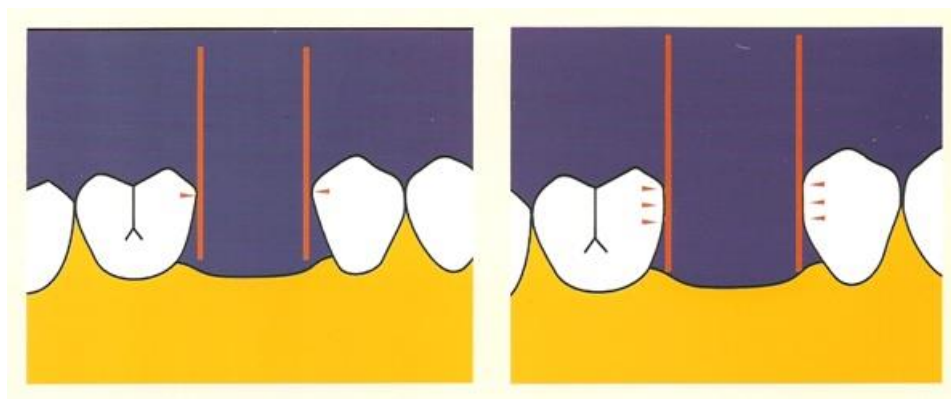


Fig. 6: Esquema secuencial que muestra los pilares de un vano con un eje determinado antes y después del tallado de planos guías paralelos, generando un eje de inserción y remoción único.

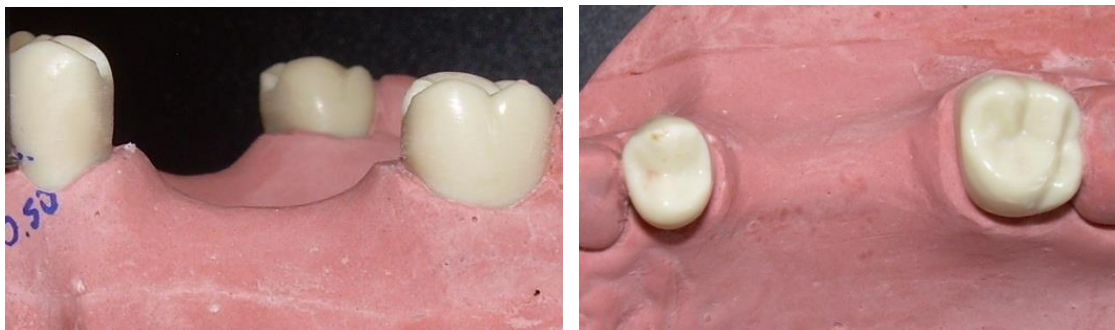


Fig. 7 y 8: Vano desdentado con tallado de planos guías paralelos. Vista lateral y oclusal.

Los planos guías pueden estar presentes sobre los contornos coronarios de manera natural, o alternativamente, pueden ser creados recontorneando las superficies dentarias a través de desgastes selectivos o a través del análisis del patrón de cera bajo el tangenciógrafo, cuando el pilar debe ser restaurado con una prótesis fija. Además, pueden ser modificados por adición de resina compuesta en beneficio de generar un área retentiva o cuando el pilar no puede ser desgastado para este fin. (1, 7, 36, 38)

La preparación previa de la boca a la instalación de una PPR convencional requiere de ciertas características. Uno de los aspectos más negligentes en la planificación de un tratamiento de este tipo es la preparación y diseño de los planos guías, y se indica en la literatura que la ejecución de este aspecto es generalmente infrecuente. (36) La identificación y preparación de los



planos guías es un procedimiento importante en el plan de tratamiento de una PPR, y que puede contribuir marcadamente en su éxito. (36, 37)

### **2.5.1.1 Características de los Planos Guías**

Sin duda, el paralelismo es la característica que define a los planos guías. Estos deben ser paralelos entre sí y al eje de inserción determinado en el tangenciógrafo, logrando con esto la máxima retención. (1, 32) Sin embargo, conjuntamente deben cumplir con otros requisitos que determinarán una mejor función y utilidad de estos.

La localización de los planos guías corresponde usualmente a las superficies proximales adyacentes a los vanos desdentados de las piezas pilares, y en ocasiones, en las superficies linguales de dientes mandibulares que lo requieran. Las superficies palatinas de dientes maxilares por lo general no se usan con este fin, debido a que su inclinación vestibular natural no lo hace necesario. (40)

Idealmente, los planos guías deberían tener una extensión correspondiente a un tercio del ancho bucolingual del diente, y su extensión vertical debería comenzar en el rodete marginal hasta la unión del tercio medio y gingival, con una longitud específica detallada más adelante. (4, 32, 34, 37)

Para proveer de adecuada retención y estabilidad, los planos guías deberían además tener una mínima longitud para funcionar adecuadamente (4, 32, 37), para que la retención sea aproximadamente igual entre las áreas retentivas y equidistante bajo la línea del ecuador protésico. (1) La longitud del plano guía debiese ser mayor a la distancia de acción, es decir, la distancia en la cual el brazo retentivo viaja en flexión activa. Esta distancia se extiende desde la zona retentiva hasta el ecuador protésico, y desde ahí hasta la distancia del contorno equivalente en la porción supraecuatorial, dividiéndose en una zona infra y otra supra ecuatorial. Esta distancia puede variar entre dientes. (32)

La preparación de planos guías paralelos y de gran longitud es a veces muy difícil, sino imposible de realizar en pilares naturales o sanos. Si un plano guía paralelo de mayor longitud no puede ser preparado, por lo tanto, es de poca longitud, o la superficie preparada es muy oblicua, el contacto entre el conector menor y el plano guía disminuye en una etapa muy temprana de la remoción. Esta pérdida de contacto generalmente finaliza con un movimiento de inclinación de la pieza pilar debido a que los brazos del retenedor generan fuerzas que tienden a mover el pilar hacia la dirección del conector menor. Un ligero movimiento del pilar que se aleje del retenedor determinará una reducción de la retención. (32)

El plano guía debe contactar durante todo el proceso de remoción con su correspondiente conector menor. Si el contacto se pierde antes de que el brazo retentivo alcance el ecuador protésico, la retención disminuye rápidamente. Además, la pérdida de contacto termina con la movilización del pilar lejos del brazo retentivo. Un movimiento repetido y mantenido en el tiempo frecuentemente conlleva destrucción ósea e incremento de la movilidad dentaria. (32)

Los planos guías que están en contacto con los conectores menores determinan un aspecto importante dentro de los principios de diseño de PPR. Es sabido que en la confección de prótesis parcial removible con retenedores convencionales son usados comúnmente planos guías inadecuados, especialmente no paralelos, lo que contribuye tanto en generar daño a los pilares, como a dar todo el trabajo de retención a estos retenedores. (4, 32)

### **2.5.1.2 Funciones de los Planos Guías**

Para obtener un único patrón de inserción, aumentar la estabilidad y proteger a los pilares del desplazamiento, eliminando el estrés excesivo sobre los pilares, anulando fuerzas perjudiciales para estos y los componentes de la

base en la inserción y remoción protésica, se recomienda el uso de planos guías paralelos. (13, 34, 36)

Otras funciones de los planos guías incluyen la minimización de áreas retentivas profundas con los posibles atrapamientos de alimentos consecuentes y la posibilidad de mejorar la estética de algunas piezas dentarias. Además, proveen reciprocidad en conjunto con el brazo recíproco del complejo retentivo, y en general, aseguran la acción intencionada de varios componentes protésicos. (5, 7, 34, 36)

Pero sin duda, un aspecto importante dentro de las funciones es que proveen retención adicional considerable en una PPR al dirigir el patrón de remoción protésico en una sola dirección, principalmente por fricción y unión íntima con el conector menor, aun cuando las fuerzas son en el mismo sentido, y aun más si son oblicuas a estos. (31, 32, 36) En general, ayudan en la retención contra otras fuerzas de desalajo que actúan paralelas al patrón de inserción dado y estabilizan contra las fuerzas directas horizontales. (34) Y si es mayor la cantidad de superficies paralelas entre sí, mayor es la retención. (6, 7, 36, 40) Un contacto vertical completo de estos planos es beneficioso para las prótesis dentosoportadas. (40) Mientras menor sea este contacto, existe menor retención. (6, 16, 31) Aún más, se sabe que se puede obtener un beneficio retentivo adicional en piezas pilares en las cuales se ha tallado un plano guía en la superficie

lingual. <sup>(31)</sup> En este caso, y asumiendo que la prótesis tiene un asentamiento perfecto, cuando la PPR es desplazada para moverla el retenedor puede aplicar una fuerza dirigida lingualmente hacia el diente que causa que el plano guía se presiona contra el conector menor. Entonces, la máxima retención a desarrollar podría ser mejorada más así que si se calcula sobre las bases de la fuerza necesaria para deflechar el brazo retentivo solamente. <sup>(31)</sup>

Una consideración muy importante es que la retención brindada por los planos guías tiene un menor potencial de causar daño a las estructuras de soporte protésico que la brindada por brazos retentivos convencionales. Las capacidades de reciprocidad horizontal ofrecen aspectos beneficiosos al diente pilar. <sup>(40)</sup>

Los resultados de algunos estudios determinan que la retención producida por los planos guías se conforma de acuerdo a las leyes de fricción, y que la retención se incrementa en proporción a las fuerzas normales que actúan a través de las superficies contactantes y el coeficiente de fricción entre los materiales. La retención total, por lo tanto, esta determinada por la suma de la fricción producida en todas las interfases que toman lugar dentro de la acción de palanca de una fuerza de desplazamiento unilateral. <sup>(31)</sup> Es necesario considerar que en las condiciones de la cavidad bucal la contribución friccional puede ser insignificante debido a la presencia de saliva, que causa una menor

fuerza por un roce más facilitado. <sup>(31)</sup> En definitiva, al aumentar la retención mejora la estabilidad y esta podría aumentar si se preparasen planos guías linguales tanto como mesiales y distales. <sup>(6)</sup>

Algunos autores como Miller <sup>(34)</sup> indican que las superficies planas eliminan las fuerzas horizontales sobre los dientes pilares mientras el conector menor se mueva delante de estas o por estas. Esto no ocurre cuando la prótesis contacta con una superficie convexa. Tal contacto podría tender a deflectar el diente pilar dentro de su alveolo, y después de un periodo de tiempo, este trauma repetido podría ser perjudicial para la pieza pilar. <sup>(34)</sup>

### **2.5.1.3 Planos Guías y Soporte Dentario**

Los planos guías, en estos casos, se consideran en relación a las fuerzas o acciones causadas durante la remoción del aparato protésico. Mientras mayor sea el número de superficies verticales talladas paralelas entre sí, la PPR será un dispositivo con mayor capacidad de retención. Todas las fuerzas de desalajo pueden ser relativamente no destructivas; en efecto, los planos guías pueden ofrecer estabilidad horizontal de los dientes involucrados. Si existen pilares totalmente sanos en un caso de dentosoporte, la PPR totalmente colada puede ser un tratamiento de elección si se requiere tomar la opción menos destructiva,

más retentiva y más estética. En cuanto al contacto del plano guía con el conector menor, se espera que este sea lo más extenso posible, en toda su longitud, lo que mejora el pronóstico en cuanto a la retención dada la mayor fricción que se ofrece en este caso en dentosporte. (40)

Este análisis de acción de los planos guías es válido para prótesis dentosoportadas, ya que en la de extensión distal existe la fuerza de torque que influye de tal modo que requiere un análisis por separado. (32)

### **2.5.2 Áreas Retentivas**

La inclinación dada al modelo diagnóstico en relación a el vástago paralelizador (patrón de inserción determinado para la PPR) podría determinar áreas retentivas sobre los pilares medidas desde gingival hasta la línea del ecuador protésico. Las áreas retentivas deberían ser proporcionalmente iguales en profundidad y ángulo de convergencia sobre todos los pilares y deberían permitir el contacto de los componentes rígidos de los brazos retentivos en el lado opuesto del tercio medio del diente para acomodarse. (1)

### **2.5.3 Interferencias**

En la determinación del patrón de inserción, es importante detectar y resolver la presencia de estructuras distintas a los dientes que puedan interferir con la inserción de la prótesis, tales como exostosis, tejidos blandos y rebordes retentivos. Frecuentemente, es posible encontrar un patrón de inserción que pueda prevenir el contacto de la prótesis con estas anomalías cuando, por alguna razón, ellas no puedan ser removidas quirúrgicamente o corregidas por otros medios. (1)

### **2.5.4 Estética**

La apariencia estética puede ser mejorada considerablemente, especialmente con pilares anteriores, probando diferentes patrones de inserción. Cambios pequeños en la inclinación del modelo pueden permitir la colocación de los componentes de la prótesis en regiones menos expuestas que no alteren la apariencia del paciente, sin perjudicar los factores determinantes remanentes. El objetivo debe ser siempre obtener una apariencia lo más natural posible. (1)



El eje de inserción seleccionado será aquel que satisfaga mejor los cuatro factores analizados, que permitiendo realizar la mayor cantidad de intervenciones pre protésicas, preservará la mayor cantidad de tejidos. (9, 11)

## **2.6 Paralelizador**

El paralelizador o tangenciógrafo es un instrumento que se utiliza para determinar el paralelismo relativo existente entre dos o más superficies dentarias y de otras partes del modelo diagnóstico que servirán de soporte a una futura PPR (Fig. 9). Este nos permite elegir la vía de inserción y remoción más adecuada, lo que permitirá colocar y remover la prótesis de una forma óptima y nos orientará acerca de las modificaciones que se requerirá realizar en los diferentes tejidos de soporte durante la fase pre protésica. (10, 11) El uso del paralelizador permite al odontólogo planear, estudiar, y diseñar una PPR que pueda proveer una adecuada retención, soporte, estabilidad y apariencia estética. Esto involucra fácil remoción y asentamiento y resistencia al desalojo en función. (1) Sobre la base de interacción de elementos mecánicos y biológicos, es imperativo que los modelos diagnósticos para todas las PPR sean analizados bajo un tangenciógrafo, y planificar específicamente cada detalle estructural de la prótesis. (1)



**Fig. 9:** Paralelizador de Ney.

Un modelo diagnóstico debe ser sometido a un análisis en tangenciógrafo por tres principales razones: la determinación de un eje de inserción y remoción único para obtener una posición eficiente y estética de los brazos retentivos; trazar la línea del ecuador protésico para establecer la posición de las partes rígidas de la prótesis, y que ellas puedan ser colocadas sin interferencias; este procedimiento provee información sobre la necesidad de recontornear los pilares u otros dientes que permitan mejorar el funcionamiento de las partes rígidas y los aspectos estéticos relacionados a ella; y analizar los contornos de los tejidos blandos para prevenir la aparición de lesiones que resulten de la instalación de la prótesis. (1)

En secuencia, el desarrollo completo de todas las actividades del paralelizado y diseño de la base, como también la planificación y ejecución de las modificaciones en el sistema de soporte, termina en una fácil y rápida, pero también sofisticada, construcción de una PPR. Esto puede determinar la confección de prótesis estéticas y estables que pueden contribuir significativamente en la salud del sistema estomatognático. (1)

## **2.7 Traspaso del Eje de Inserción Seleccionado a Boca**

Es muy difícil obtener un paralelismo perfecto cuando preparamos los planos guías directamente en boca del paciente, a pesar de que se han ideado dispositivos y procedimientos para aquello. La preparación a mano alzada puede crear divergencias, o no lograr el paralelismo predeterminado, generando una reducción en la retención protésica. (13, 34)

Diferentes técnicas y artificios han sido descritos para facilitar el traspaso de la orientación de los planos guías intraoralmente desde el instrumento paralelizador. (34, 37) Muchos son muy costosos o muy sofisticados para ser considerados prácticos para preparar la boca en la confección de una PPR. (37)

Se ha sugerido que el método a mano alzada es el más simple y popular, sin embargo, no es un proceso muy exacto. Pese a esto se usa frecuentemente

ya que otras alternativas, que mencionaremos después, consumen mucho tiempo de trabajo en clínica y la mayoría de los clínicos los evitan. Es así como el método a mano alzada parece ser el más viable en el uso de rutina. (36)

Uno de los procedimientos consta de la fabricación de una matriz acrílica en el modelo que debe dejar ver el área proximal en donde será tallado el plano guía, que al calcular el desgaste de acuerdo a lo determinado en el modelo y lo permisible según el esmalte radiográficamente, se talla en boca. El tallado se verifica según lo establecido y se toma la impresión de trabajo. Esta técnica ha probado ser útil cuando se planifican muchos planos guías, cuando esta involucrado el factor periodontal y hay movilidad dentaria, y cuando hay suficiente grosor de esmalte para poder desgastar. (37) Entre las ventajas encontramos un material poco costoso y disponible, una técnica simple, un método que permite remover una mínima cantidad de tejido dentario, tiempo en el sillón reducido y algunos pilares pueden no tener retenedor debido al grado de paralelismo muy fino alcanzado. No obstante, las desventajas también están presentes, y se vinculan a que se realiza un corte dentario inicial arbitrario, que permita colocar la matriz, la resina puede ser tragada o inhalada si no se tiene mucho cuidado, y se debe poner mucho énfasis para lograr un correcto recontorneo de las piezas naturales cuando se deben tallar completamente. (37)

Otra técnica se basa en preparar las superficies proximales a mano alzada, y la toma de una impresión vaciada en yeso de fraguado extra rápido. El modelo resultante se somete a análisis en tangenciógrafo para verificar el paralelismo, previo a tomar la impresión definitiva. (34, 36) Este método es muy impreciso, ya que se puede comprobar el eje resultante, pero el tallado inicial es arbitrario, y si no se consigue el paralelismo, se terminará en un mayor desgaste dentario, con posibilidad de sensibilidad dentaria, y sin esperar alcanzar el paralelismo exacto ya que no hay un patrón para realizarlo.

Un método alternativo consiste en preparar los planos guías sobre los modelos diagnóstico directamente y luego destacar esta área con un lápiz de color. Esto puede ser copiado en boca y usado como una ayuda en la preparación dentaria. (34). Igualmente no lleva los planos con precisión.

Un set de fresas paralelas al eje de inserción y fijadas dentro de una matriz plástica, fabricada con el modelo bajo el tangenciógrafo, es también usado para la transferencia de esta información, (34, 36) en similares condiciones que el anterior.

Un estudio reciente describe un método que se basa en la confección de un jig acrílico sobre el modelo diagnóstico, y el patrón de inserción y remoción seleccionado en el tangenciógrafo se marca en su superficie, dibujándolo en

relación a los pilares. Estos jigs son luego usados clínicamente para asegurarse de una preparación con un paralelismo relativo al patrón seleccionado. El jig obtiene su soporte primariamente de la cara oclusal de los dientes adyacentes al vano desdentado, y si es una extensión distal, también se apoya sobre el reborde. El jig es desgastado en la zona próxima al área donde será tallado el plano guía, de modo que sea claramente accesible al desgaste del pilar cuando el jig esté puesto en boca. <sup>(34)</sup> Para confirmar los desgastes, se toma un modelo de la boca preparada y se verifica en el paralelizador. <sup>(34, 36)</sup>

Otro procedimiento consiste en la duplicación del modelo diagnóstico, sobre el cual se fabrica una matriz de material termoplástico copolyester ajustada a la arcada. El modelo diagnóstico se analiza en el tangenciógrafo para seleccionar el patrón de inserción y se preparan los planos guías con una pieza de mano adaptada a éste. Al poner la matriz y con un instrumento al calor, podemos eliminar el área desgastada, lo que permitirá en boca revelar las zonas dentarias que se deben recontornear. <sup>(13, 42)</sup>

Recientemente, se ha publicado en la literatura un método que utiliza restauraciones parciales de resina altamente pulidas confeccionadas a través de un procedimiento indirecto, en un modelo con las preparaciones cavitarias realizadas, en dientes que necesiten ser restaurados. La ventaja es que existe la posibilidad de tallar en el tangenciógrafo los planos guías y alcanzar un

perfecto paralelismo. Estas restauraciones luego son cementadas en boca y sobre esta situación clínica se confecciona el aparato protésico final. <sup>(14)</sup> Si bien es una alternativa precisa, es aplicable en limitados casos clínicos, en donde el deterioro de los pilares permita la confección de estas restauraciones.

Otra técnica utiliza resinas compuestas fotopolimerizables para obtener retención para una PPR cuando no existen áreas retentivas en los dientes naturalmente. La particularidad principal es que luego de la realización de un encerado diagnóstico en el pilar, bajo el análisis en tangenciógrafo, éste se captura en un material restaurador fotopolimerizable temporal, y se reproduce en resina compuesta sobre el diente pilar. <sup>(43)</sup>

Alfonso describió una técnica similar, en la cual se crean contornos adecuados de los dientes pilares sobre el modelo diagnóstico, capturados en un material templado formado al vacío, y formados en resina sobre los pilares con el templado actuando como matriz. <sup>(43)</sup>

## **2.8 Alternativas Estéticas de Retención en PPR Descritas en la Literatura**

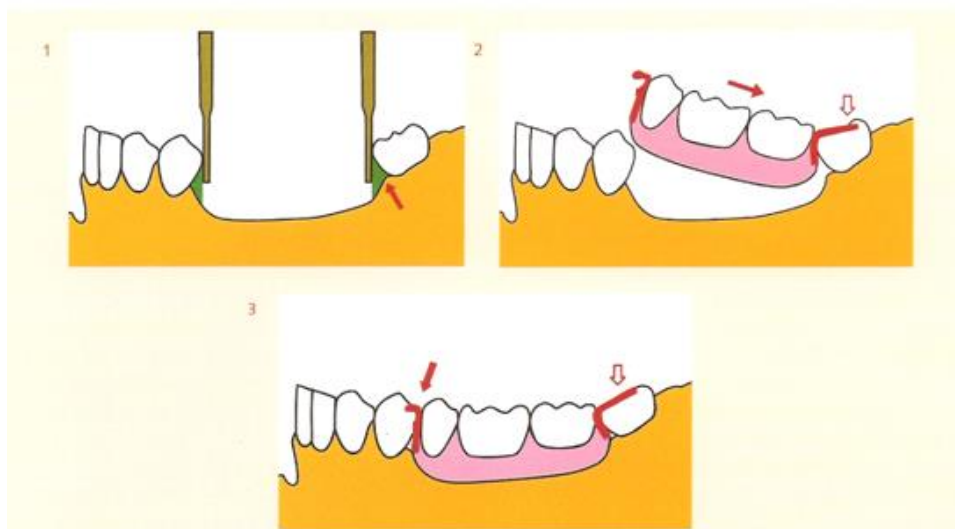
Cuando el brazo retentivo de una PPR crea un problema estético, dada su visibilidad, motiva la búsqueda de un cambio en el diseño del complejo

retentivo. En la literatura se han mencionado diversas alternativas que ofrecen soluciones frente a esta problemática, que se detallan a continuación.

### **2.8.1 Eje de Inserción Dual o Rotacional**

El concepto de eje de inserción dual para PPR, también conocido como eje de inserción rotacional, puede ser utilizado, de manera exitosa, en situaciones que demanden la estética, especialmente cuando existen limitaciones económicas y/o anatómicas que impidan la rehabilitación con otro tipo de artificios (Fig. 10). Cuando se compara este diseño con PPR convencionales, determinamos que su principal ventaja es el mínimo uso de retenedores, incluyendo la ausencia de brazos retentivos vestibulares en pilares anteriores, sin compromiso de los principios biomecánicos de la PPR. (3, 7, 8, 30)





**Fig. 10:** Esquema que muestra el eje de inserción rotacional. Las áreas verdes se usan como espacios para un retenedor rígido y un apoyo oclusal. En el otro lado del espacio edéntulo se confecciona un retenedor convencional.

El concepto de inserción rotacional protésico, introducido por primera vez por King y Garver en 1978, se desarrolla a causa de la necesidad estética de involucrar pilares anteriores en una PPR. <sup>(8)</sup> Lo que se trata de lograr, en resumidas palabras, es que eliminando los retenedores anteriores, esta técnica utiliza las áreas retentivas proximales de los pilares adyacentes al espacio edéntulo para la retención. <sup>(8)</sup>

Básicamente, este método se fundamenta en un contacto íntimo entre la porción rígida del conector menor con las áreas retentivas proximales de los pilares anteriores en una primera instancia, para luego rotar la base hacia los

tejidos, a partir del centro rotacional ubicado en la extensión gingival del conector menor, bajo el ecuador protésico, en una inclinación de cero grados, manteniendo el contacto anterior, y asentándola en su totalidad, en un segundo y completo patrón de inserción. De esta manera, la parte metálica de la base determina la presencia de una que exhibe suficiente resistencia al desplazamiento, con un conector menor y un plano guía. (8, 30)

Las prótesis diseñadas bajo este concepto ofrecen muchas ventajas. Se requiere un número mínimo de retenedores, y por eso, reduce la cantidad de piezas cubiertas por metal, disminuyendo así la acumulación de placa bacteriana. Esto implica una reducción en la incidencia de caries. Eliminando los retenedores anteriores, la estética puede ser manipulada de mejor manera, en comparación a una prótesis fija parcial, alrededor de los defectos gingivales, si los existen, con una adaptación del acrílico más íntima. Además, este eje previene la posibilidad de inclinar los pilares que contactan con el retenedor rígido. (3, 7, 8, 30) La preparación de las piezas pilares es más conservadora comparada con una prótesis fija o un attache de precisión, ya que los planos guías usualmente no se tallan, y el diseño no requiere de áreas retentivas linguales y vestibulares. (3, 7, 8, 30) Sumado a lo anterior, ofrece al paciente tratamientos de menor duración, mayor limpieza de trabajo, y más bajos costos de tratamiento en comparación con los implantes o las prótesis fijas. (3, 7, 8, 30)

A pesar de tener muchas ventajas, también presenta algunos puntos en contra. La comunicación con un técnico laboratorista competente es crucial, debido a que el componente anterior retentivo rígido es muy difícil de ajustar, lo que implica una dificultad para la instalación, y la PPR es menos tolerante a cualquier error de fabricación y proceso. (3, 7, 8, 30) El diseño requiere lechos para apoyo precisos y bien preparados, para lo que es necesario un profesional bien adiestrado. (3, 7, 8, 30)

En un comienzo, el diseño de patrón de inserción dual se limitaba sólo a situaciones de reemplazo en dentosoporte, en donde piezas anteriores se perdían, y era especialmente popular en situaciones de Clase IV de Kennedy; sin embargo, los clínicos han aplicado el concepto a otros espacios edéntulos existentes en boca, en casos clínicos precisos. (8)

También es de consideración que la efectividad del diseño de patrón rotacional va a depender de la existencia de uno o dos complejos retentivos convencionales presentes en la prótesis, posteriores, de modo de no afectar la estética, que es lo que se está buscando. (8)

Es importante que el paciente sea instruido en la instalación de la prótesis a través del asentamiento en un eje primero y luego en la sección anterior, o viceversa, dependiendo de la dirección del patrón elegida, hasta

lograr el click de asentamiento final en el área edéntula, para conseguir un correcto funcionamiento del artificio protésico. (8)

El patrón de inserción dual ofrece excelentes resultados estéticos y funcionales, incluso comparables a los brindados por una prótesis parcial fija o una terapia con implantes, pero se deben cumplir ciertos requerimientos para un tratamiento exitoso, que de no ser así impedirán el asentamiento y función de una prótesis de este tipo. En esto se da énfasis a la preparación biomecánica, al terminado y pulido, la necesidad de áreas retentivas en los pilares anteriores, y cuando hay espacios anteriores desdentados únicos usualmente no es práctico este patrón de inserción debido a la dificultad de acceso de la base metálica a las áreas de apoyo cingulares. Además, este patrón no puede ser indicado para clases I y II de Kennedy con espacios modificadores anteriores. En estos casos, los retenedores rígidos causan fuerzas de torque en los pilares durante movimientos rotacionales en función, por el soporte mixto que presentan estos casos. (8, 30)

El concepto de inserción dual es rechazado aún por la mayoría de los dentistas cuando está indicado. Una de las razones para la limitada aplicación es la carencia de suficiente entendimiento de la mecánica del concepto, debido a las complejas nociones que involucran su diseño y las técnicas de laboratorio muy específicas y sensibles, tanto por el dentista como por el técnico de

laboratorio, y la dificultad de transferir a clínica y al laboratorista la información brindada por el análisis bajo el tangenciógrafo realizada por el odontólogo. En suma, esta solución se limita a algunos casos clínicos, en donde principalmente se requiere la existencia de soporte totalmente dentario. (8, 30)

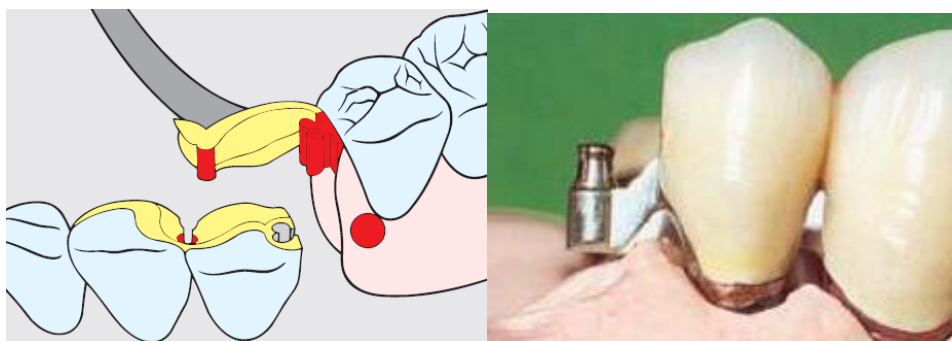
El éxito a largo plazo de una PPR en este diseño puede ser muy predecible si se pone especial atención a una higiene oral adecuada, consideraciones periodontales, conceptos de diseño básico y una juiciosa fabricación de la prótesis parcial. En resumen, seguir principios de una selección cuidadosa de cada paciente, plan de tratamiento y preparación de la boca específicos. (8, 30)

### **2.8.2 Attaches Tradicionales**

Otra alternativa son PPR retenidas a través de attaches de precisión o semiprecisión y/o dispositivos de retención resiliente y móvil. El retenedor intracoronario es denominado habitualmente attache interno o attache de precisión, y puede ser usado en algunas ocasiones. En la actualidad, existen attaches tanto intra como extracoronales (Fig. 11 y 12), pero sólo en el último tiempo se ha requerido coronar los pilares que serán base para estos con los

potenciales factores de riesgo y un incremento en el costo del tratamiento. (2, 4, 5, 11, 30)

El attache interno tiene dos principales ventajas sobre el attache extracoronario: la eliminación de componentes retentivos y de soporte visibles, que atentan contra la estética, y un soporte vertical mejorado por medio de un lecho para apoyo situado en una posición más favorable en relación con el eje longitudinal del diente pilar. Este retenedor intracoronario proporciona estabilización horizontal similar a la de un apoyo interno; sin embargo, a menudo se desea una estabilización extracoronaria adicional. (11)



**Fig. 11 y 12:** Sistemas de attaches extracoronarios.

Desafortunadamente, el uso de estos dispositivos presenta algunas desventajas, tales como elevado costo y tiempo de fabricación, preparaciones muy invasivas de las piezas pilares y la necesidad de una técnica muy precisa, tanto en clínica como en laboratorio. Además, complican la preparación de la

prótesis y requieren una mantención cuidadosa tanto por el paciente como por su odontólogo. Con el tiempo se desgastan, perdiendo resistencia friccional a la remoción protésica, son difíciles de reparar y reemplazar, son efectivos en proporción directa a su longitud, por lo tanto, menos efectivos en dientes cortos y son difíciles de ubicar completamente dentro del perímetro de un diente pilar debido al tamaño de la pulpa. (2, 4, 5, 11, 30) Sumado a lo anterior, no se pueden usar en conjunto con bases protésicas a extensión distal, a menos que se emplee una cierta forma de rompefuerzas entre la base que es movable y el attache que es rígido, ya que el principio de estos artificios no admite movimiento horizontal, ya sea de inclinación o rotación, ya que se transmiten directamente al pilar. (11)

Se deben cumplir ciertos requisitos para poder realizarlos, ya que es un procedimiento específico para piezas endodónticamente tratadas e implantes. Piezas con escaso remanente coronario y con endodoncia son ideales para efectuarlos. (4, 5) No obstante, su uso se permite solo en casos seleccionados. (5)

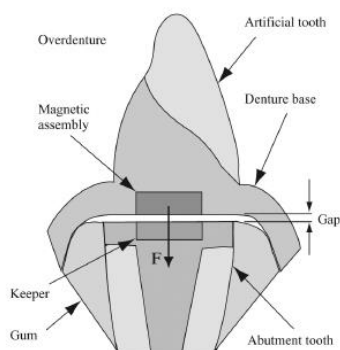
### **2.8.3 Attaches Adhesivos**

La estética de una PPR con pilares anteriores puede ser mejorada con attaches adhesivos extracoronaes. Aunque las preparaciones en las piezas

dentarias para el uso de estos artificios son menos invasivas que una preparación para una corona completa, este procedimiento involucra pasos muy sensibles a la técnica y costos adicionales. (3)

#### 2.8.4 Attaches Magnéticos

Los attaches dentales magnéticos (Fig. 12 y 13) representan otro dispositivo de retención usado en muchas disciplinas odontológicas. En los últimos años, las fuerzas magnéticas de pequeños artificios de milímetros de tamaño se han usado efectivamente en variadas situaciones clínicas, entre las que se encuentran retención de prótesis faciales, y en ortodoncia, para realizar movimientos dentarios menores y extrusiones. Especialmente, se han usado para retener sobredentaduras. (44)



**Fig. 12:** Esquema de ubicación dispositivo magnético en el pilar y en el aparato protésico.





**Fig. 13:** Imagen de una prótesis total con un attache magnético incorporado.

Existen attaches magnéticos de primera y segunda generación, que básicamente difieren en el modo de acción y la cantidad de atracción, de manera estándar, de lo que se desprende su capacidad de retención. La estructura de un attache de primera generación es tan simple que un dentista general puede instalarlo fácilmente, pero su fuerza retentiva es moderada, no sobrepasando el rango de 100 a 200 gf. Sin embargo, esto sirve en clínica como artificio de retención suplementaria sinergizando con la presión negativa y la retención adhesiva de una prótesis dental acrílica. Los de segunda generación, en cambio, se caracterizan por tener un campo magnético en un circuito cerrado, lo que significa un incremento en la fuerza retentiva que supera los 400 gf, ya que utilizan un magneto superior y un acero magnético. En general, los magnetos básicos se han hecho parte esencial ya del conocimiento en aparatos y materiales dentales. (44)

De acuerdo al amplio uso de los attaches magnéticos, han aparecido muchos requerimientos sobre sus características de retención. El principal es incrementar su fuerza retentiva y restaurativa. Estas características se vuelven importantes para la retención de prótesis, en caso, por ejemplo, de una pérdida de un contacto cerrado de la base acrílica con el reborde residual, que es progresivo en el tiempo por la reabsorción. Estas mismas características son esenciales también para la estabilidad de la retención protésica. (44)

Es necesario hacer hincapié en que estas fuerzas magnéticas pueden causar extrusiones dentarias indeseadas por motivos protésicos. En este sentido, cualquier attache magnético usado en un pilar con pronóstico reservado, debe tener una fuerza restaurativa lo más pequeña posible. (4)

Hoy en día se trabaja en el desarrollo de attaches dentales magnéticos funcionales y versátiles, correspondientes a una nueva tercera generación, que cumplan con características individuales para una prótesis en particular, sobrepasando las propiedades estandarizadas. Para esto, lo más importante es controlar las características retentivas. Como particularidad, estos nuevos artificios incluyen tener ventajas como una mayor resistencia a la corrosión y combinar aceros inoxidable magnéticos y no magnéticos. Como resultado, los nuevos attaches pueden proveer de una retención flexible, que se caracteriza por ser más efectiva y además alcanzar aplicaciones más amplias. Cada

attache debería ser desarrollado conociendo los requerimientos individuales de nuestro paciente, en términos de tamaño, forma y características retentivas. (4)

Un attache magnético se constituye de dos partes: un complejo magnético que se compone de magnetos que usualmente se integran a la base protésica, y una contraparte que se asienta en el diente pilar. La atracción magnética entre ambos se utiliza para retener la prótesis. (44) El proceso consiste en determinar las fuerzas precisas que ejercen cada uno de los componentes de los distintos magnetos para manejar las variables. El proceso de cálculo se lleva a cabo para tener la estructura óptima de cada attache. (44) Con todo esto, podemos lograr tener un attache que genere una fuerza no menor a los 600 gf (5,88 N), más que suficientes para ser usados clínicamente. No obstante, el límite superior teórico de fuerza retentiva posible de alcanzar es de 1300 gf (12,74 N). (44)

En general, los attaches magnéticos son poco introducidos en el campo odontológico y poco se sabe y se enseña en el pregrado de las escuelas de Odontología de ellos. Además, los pilares deben cumplir con ciertas características para ser usados, ya que son invasivos para una pieza sana y también depende de las características periodontales de los pilares, y del tamaño del desdentamiento a rehabilitar. En suma, los costos de tratamiento se pueden ver incrementados. Aun faltan más estudios que avalen su uso. (44)

### 2.8.5 Resinas Acetálicas

Recientemente, el polioximetileno, también conocido como resina acetálica, ha sido utilizado como una alternativa de retenedor de color dentario para mejorar la estética (4, 30) (Fig. 14). A diferencia de las resinas de polimetilmetacrilato, muy conocidas y ampliamente usadas en odontología, formadas por adición a partir de ésteres metacrílicos, estas resinas son polímeros termoplásticos derivados del formaldehído, formados por su polimerización. Se caracteriza por tener mayor tensión límite, rigidez y resistencia al impacto que otros polímeros cristalinos. Su principal aplicación es como sustituyente directo de otros metales. (45)



**Fig. 14:** Base metálica con retenedores anteriores de resina acetálica.

Debido a su biocompatibilidad, se ha considerado como un material para la confección de bases protésicas en pacientes alérgicos a la aleación de cromo cobalto. (4)

Los retenedores de resinas acetálicas ofrecen una alternativa para pacientes que rechazan el color de los retenedores metálicos. Se ha reportado que tienen resiliencia suficientemente alta y un módulo de elasticidad que permite su uso en la confección de retenedores, conectores y elementos de soporte para una PPR. <sup>(4)</sup> Sin embargo, la deformación de los retenedores directos fabricados en este material es significativamente mayor que su contraparte metálica. Además, se ha reportado en algunos estudios que la fuerza retentiva de los retenedores de resina parece no ser suficiente para ser utilizados en una PPR, debido a la fuerza de retención significativamente baja requerida para ser removida. <sup>(4)</sup>

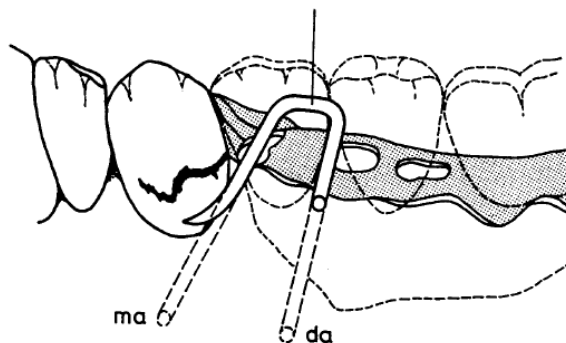
La flexibilidad de este material podría permitir el uso de brazos retentivos en zonas más profundas de los pilares que los de cromo cobalto, y de este modo, compensar sus falencias. A pesar de la baja fuerza retentiva, la flexibilidad y su resiliencia retentiva a largo plazo sugieren que las resinas acetálicas podrían ser utilizables en estos casos en PPR, cuando la estética o la salud periodontal son de interés primario. Se menciona en algunos estudios que con dos o 3 retenedores de resina acetálica, más todos los otros factores que apoyan la retención considerados, los retenedores de resina acetálica podrían ser suficientes para el uso clínico. <sup>(4)</sup> Hay otros autores que sugieren que para su uso clínico, éstos retenedores deberían tener una longitud corta, un diámetro

relativamente grande, y contactar íntimamente en las áreas retentivas para tener una retención adecuada. (4)

La gran ventaja de estos retenedores es que, como se ha visto en algunos estudios, (4) no disminuye su fuerza retentiva con el paso del tiempo y el uso, a diferencia de los de cromo cobalto. Sin embargo, la fuerza de retención de estos últimos sigue siendo mayor, aun después de la pérdida de fuerza de retención. Y esto se debe a que este material presenta una mayor rigidez o módulo de elasticidad que las resinas acetálicas. (4) Sin duda, aún hay muy pocos estudios que avalan su uso. (4, 30)

### **2.8.6 Retenedores “Twin Flex”**

Otra manera de limitar la exposición de metal en las zonas anteriores son los retenedores “spring”, también conocidos como la técnica “twin flex” (Fig. 15), que consiste en un retenedor fabricado en alambre de acero que va soldado dentro de un canal al conector mayor de la base (30).



**Fig. 15:** Esquema del retenedor Twin flex. El alambre forjado es incluido dentro del conector mayor colado.

Belles ha reportado en sus estudios el procedimiento tradicional para hacer retenedores “twin flex”, soldados a la base. Una modificación a este procedimiento no necesita esta soldadura, y por lo tanto, elimina la toxicidad asociada con la corrosión galvánica. Otra ventaja sobre el procedimiento de Belles es que no requiere de un conector mayor tan grueso, por lo que el retenedor no es tan difícil de reemplazar si se rompe, solo cambiando el retenedor por uno completamente nuevo. Además, este nuevo tipo de retenedor puede ser usado en la mayoría de diseños de PPR. (2)

El procedimiento consiste en colocar un alambre de 0.9 mm de diámetro que pasa por el pilar en un canal desde lingual y en forma de U incorporándose cada uno de los extremos por mesial y distal. Luego de que la prótesis se termina, se reemplaza por un alambre de 1 mm de menor diámetro en la misma forma y los brazos se cubren con resina acrílica. El retenedor descrito es

invisible desde un punto de vista estético y ofrece más de 180 grados de circunscripción del pilar, reduciendo enormemente la posibilidad de desplazamiento ortodóncico de estos, que ocurre con algunos retenedores ubicados por lingual. Sin embargo, se han realizado pocos estudios que avalen la efectividad y es necesario caracterizar las propiedades biomecánicas de los retenedores de este tipo, e investigar los posibles efectos a largo plazo de los pilares, particularmente cuando estos no están coronados. (2)

Este tipo de retenedor es fácil de hacer, ofrece excelente retención y estética, y puede ser reemplazado o ajustado fácilmente después de que entra en uso. Es posible de usar en PPR en donde haya un pilar coronado o natural, próximo a un área edéntula, con superficie retentiva suficiente. (2) Es necesario hacer notar que por las características del material en que se fabrica, tiene menor fuerza retentiva que un retenedor colado.

### **2.8.7 Titanio**

Durante los últimos 20 años, el titanio y sus aleaciones han sido ocasionalmente usados para fabricar PPR (Fig. 16), debido principalmente a su excelente biocompatibilidad, su resistencia a la corrosión y propiedades



mecánicas que las hacen comparables a las características de las aleaciones de oro. (46)



**Fig. 16:** Bases metálicas confeccionadas en titanio.

Las aplicaciones dentales para el titanio y las aleaciones de titanio, en especial para la fabricación de PPR, parecen ser promisorias, y han ido en una incrementada popularidad. En forma de aleación, como el níquel titanio, poseen propiedades mecánicas únicas, que incluyen memoria de forma y características elásticas. Éstas, comúnmente llamadas “nitinol”, tienen una estructura y liberación iónica diferentes comparado con otras aleaciones que contienen níquel, que no desarrollan alergias en pacientes sensibles. (18, 33, 46, 47)

Comercialmente, el titanio puro tiene propiedades mecánicas como su baja densidad y ligero peso comparado con las aleaciones dentales convencionales, y su conocida biocompatibilidad, que previene las reacciones alérgicas a los metales. (46) Entre las ventajas de las bases fabricadas de titanio

se encuentran además un mejor ajuste en el asentamiento y bajo costo comparado con las aleaciones de oro, entre otras. (46, 47)

Las propiedades elásticas del titanio puro, y especialmente las aleaciones de níquel titanio, pueden ser una característica deseable para las bases y retenedores directos de una PPR; sin embargo, es poco lo sabido y estudiado sobre las propiedades retentivas de los retenedores fabricados en este material. (33)

Se ha visto en algunos estudios que el punto de retención final para todos los tipos de retenedores existentes de distintos materiales es similar, pero se encuentran menos variaciones en la fuerza retentiva de los retenedores de aleación níquel titanio o de titanio puro después de secuencias cíclicas repetidas de inserción y remoción simulada. (18, 33) Las aleaciones de cromo cobalto y oro disminuyen su fuerza retentiva gradualmente. En contraste, los retenedores de aleación níquel titanio la mantienen, o si la disminuyen, es en un rango mucho menor que otras aleaciones y materiales usados. Esta es una propiedad altamente deseable para los retenedores de una PPR. (18, 33) Así, estas aleaciones podrían ser usadas para pilares en casos de extensiones distales, en piezas periodontalmente comprometidas y en áreas retentivas profundas, en beneficio de la estética, por su flexibilidad, en donde habitualmente se fabrican retenedores labrados. (18, 33, 35, 46)

Con un aumento en la demanda de restauraciones dentales estéticas, existe la necesidad de la ubicación de retenedores protésicos más cervicalmente, de manera que no se perciban estéticamente. La rigidez de los retenedores de cromo cobalto hace de ellos imposibles de ser colocados en áreas retentivas profundas, debido a que estos pueden aumentar el estrés en la piezas pilares o éstos podrían terminar con una deformación permanente e incluso fracturarse. Las aleaciones de oro son aproximadamente dos veces más flexibles que las de cromo cobalto. En algunas circunstancias, esto puede ser una ventaja, permitiendo la ubicación de los elementos protésicos retentivos en posiciones más cervicales. Sin embargo, los retenedores de aleación de oro son raras veces usados debido a su costo. La rigidez de la aleación de cromo cobalto puede ser mejorada sustituyendo estos por retenedores labrados en alambre de acero, pero el espacio necesario para soldar el retenedor puede representar un problema, especialmente cuando el punto de soldadura está cerca del origen del retenedor. En esta situación, disminuye la flexibilidad, y la posibilidad de fractura se incrementa. Adicionalmente, otra desventaja del retenedor labrado es que su asentamiento clínico puede ser inferior al de un retenedor colado. <sup>(33)</sup> En todas estas situaciones un retenedor de titanio sería la mejor opción, debido a su flexibilidad, por su bajo módulo de elasticidad, logrando un beneficio estético. <sup>(18, 33, 47)</sup>

La flexibilidad, por su bajo módulo de elasticidad, repercute en la retención del brazo retentivo, y por lo tanto, en la función de la PPR. Si un material es muy flexible, el retenedor no podrá proveer de adecuada retención para la PPR. (18, 33, 47) Aunque esto permitiría asumir que no son posibles de usar en PPR, la fuerza retentiva podría ser alterada variando la forma y las dimensiones del brazo retentivo.(33) La rigidez relativamente baja de esta aleación podría ser considerada cuando se determina el tamaño del retenedor, dependiendo del tamaño del área retentiva al que debe ser ajustado. (33) Con mayores profundidades de áreas retentivas, las aleaciones de titanio pueden verse deformadas y fatigadas al ser sometidas a estrés repetitivo, sin embargo, se ha demostrado que a mayor grosor de aleación níquel titanio, el brazo retentivo aumenta su fuerza sin deformación permanente del retenedor. (33,47) Cabe destacar que los valores de fuerza son menores para el titanio que para el cromo cobalto, pero en áreas retentivas más profundas el titanio exhibe valores de fuerza similares que el cromo cobalto en áreas retentivas poco profundas, indicándose así la posibilidad de uso del titanio. (47)

Uno de los mayores problemas del uso protésico del titanio se refleja en el trabajo de laboratorio de este metal, que incurre en altos costos iniciales, por equipamiento y técnicas especiales, y debido a su alta temperatura de fusión y a su reacción con el oxígeno causa múltiples porosidades, trizaduras y una

capa reaccional superficial, y por su baja densidad, dificulta su entrada al molde de investimento. Además, es difícil su manejo de soldadura y es difícil de pulir. Todo esto ha limitado su amplia utilización. Y es posible que los defectos resultantes pudiesen contribuir a la degradación del material, deformación permanente y pérdida de retención en algunos complejos. Por todo esto, su uso aún sigue siendo controversial. De todas formas, se está trabajando para superar esas dificultades. (18, 33, 46, 47)

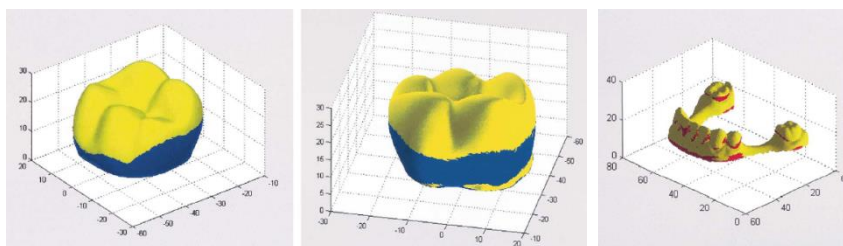
Idealmente, Se debería manejar con el uso de CAD/CAM. Sin embargo, las bases con retenedores no pueden ser fabricadas en este sistema en una sola pieza, ya que una base requiere una gran cantidad de metal, se dificulta por el tamaño de las herramientas y es imposible escanear el retenedor tridimensionalmente con un área retentiva. En ese caso, se debería hacer la base y los retenedores aparte, unidos a través de una soldadura con láser. Este método con láser también permite una fácil reparación en caso de fallas de bases de este material. (46)

Los problemas clínicos, como la decoloración de las superficies del titanio, el desagradable sabor del metal, la disminución de la retención del brazo retentivo, la tendencia de adherencia de placa a la superficie y daño a la base de resina, han sido gradualmente resueltos. Además, las bases de titanio nunca se han reportado por fallas catastróficas. (46, 47)

Estudios recientes han demostrado problemas acerca del asentamiento, técnicas de soldado y preparación de la base, y las aplicaciones clínicas de esta aleación están aun en etapas de estudio. Como resultado, la habilidad de usar titanio para bases protésicas debe ser evaluado en estudios clínicos futuros. (33)

### 2.8.8 CAD/CAM

La introducción del diseño y manufactura asistido computacionalmente (CAD/CAM) en la fabricación de prótesis parcial fija, en general, además de cirugía oral y maxilofacial, se encuentran avanzados (Fig. 17, 18 y 19). Recientes trabajos han mostrado que la tecnología CAD/CAM/RP (prototipo rápido) puede ser exitosamente aplicada en la fabricación de bases metálicas de PPR, pero aún más como posibilidades teóricas. (48, 49) Se trata de producir una base metálica sin el uso de cera y sin la elaboración manual del paralelizado, a través de nuevas tecnologías. (49)



**Fig. 17, 18 y 19:** Esquema de escaneo tridimensional sistema CAD/ CAM. Las dos primeras figuras representan la ubicación de las zonas retentivas en los pilares. La tercera en el modelo en su totalidad.

El sistema CAD tiene herramientas análogas a las usadas físicamente y permite una manera de trabajo que imita el análisis en tagenciógrafo convencional y la fabricación del patrón de cera. (48, 49)

En estudios se han realizado manufacturas directas con este sistema con el objetivo de eliminar el tiempo y material consumidos en la elaboración del proceso de investimento. El sistema de prototipo rápido desarrolla una tecnología de fusión selectiva de láser que muestra una potencial aplicación a la tecnología dental debido a su habilidad de producir objetos de forma compleja, resistentes y aleaciones y metales resistentes a la corrosión directamente desde los datos del CAD. (49) Los procedimientos de terminación y pulido se realizan de la manera convencional, generalmente obteniéndose una base metálica exitosa. (49)

El ajuste, en general, es juzgado como excelente, y la base fabricada resulta comparable en términos de calidad de asentamiento y función a la producida por los métodos convencionalmente usados en odontología. (49)

El método descrito ofrece potenciales ventajas. Se podría reducir la variabilidad interoperator, e incrementar la velocidad y la economía sobre las técnicas tradicionales. Sin embargo, hay una necesidad de reafinar y desarrollar

programas y equipamientos más precisos para lo requerimientos dentales y más estudios en esta área, sobre todo en PPR. <sup>(49)</sup>

Los costos de uso de las tecnologías CAD/CAM son muy altos inicialmente; esto representa una de las principales desventajas de este sistema. Sumado a esto, se requiere personas capacitadas. Sin embargo, la mayoría de los costos se compensan en el largo plazo, debido a las ventajas del desarrollo técnico. <sup>(48, 49)</sup> Otra desventaja que se ha visto es que como el patrón previo a la formación de la base es plástico, generalmente quedan porosidades de superficie mínimas, pero no influyen generalmente en el ajuste. Se está trabajando en este proceso para intentar modificar el material. <sup>(48)</sup>

La exitosa aplicación de las tecnologías CAD/CAM en fabricación de PPR ha sido confirmada en algunos estudios. Procesos electrónicos que ya existen pueden ser aplicados para la fabricación de bases metálicas. <sup>(49)</sup> Esto podría ser una ventaja a la hora de encontrar un ajuste más preciso en la fabricación de planos guías paralelos y la intencionalidad de eliminar los brazos retentivos antiestéticos.



### 2.8.9 Brazo Retentivo Lingual

Se ha descrito en la literatura un procedimiento específico para influenciar sobre la estética de las clases III de Kennedy subdivisión 1.

Si elimináramos el brazo recíproco y suplimos su función a través de planos guías paralelos y precisos, lechos para apoyo positivos, y un elemento retentivo, que consiste en un brazo retentivo circunferencial lingual labrado, con su extremo posicionado en el área retentiva, puede proveer de la misma cantidad de fuerza de retención que si fuese colocado en la superficie vestibular, pero sin ser visible. (2, 3, 4, 5, 7) Esto es lo que propone una nueva alternativa estética (Fig. 20 y 21).



**Fig. 20 y 21:** PPR superior con retenedores linguales. A la derecha, el paciente rehabilitado sin brazos retentivos visibles.

La combinación de un apoyo mesial y un plano guía distal provee el mismo efecto de reciprocación que si el plano guía se extendiera ligeramente

bajo la línea del ángulo y el lecho para apoyo este realmente en forma de cuchara, dando un ángulo agudo al plano guía. Debido a que los conectores menores contactan con el pilar antes de que el brazo retentivo alcance el mayor contorno dentario, el conector estabiliza a la pieza sobre la inserción y remoción, y da reciprocación lateral cuando la PPR está en función. (5)

La retención ofrecida por un retenedor labrado está definida por su longitud activa, su grosor, la aleación de la que está fabricado, y la profundidad del área retentiva dentro de la cual estará adosado. Estos factores están bajo el control del clínico y deben un componente de las instrucciones dadas al laboratorio dental. (5)

La opción del retenedor lingual puede tomar una de dos formas: si la superficie lingual está abierta en el pilar, el retenedor se originará desde el área edéntula y se extenderá tan lejos como pueda dentro de la zona opuesta al área retentiva. Si por el contrario, hay un inadecuado espacio disponible en la superficie lingual, el área en cuestión se cubre con una placa lingual, y luego de terminar la base metálica, la placa es reducida en altura para permitir que el mismo retenedor circunferencial se una a él en la superficie oclusal de la placa en los primeros dos tercios de su longitud activa, y luego pasa dentro de la misma área retentiva lingual en su tercio terminal de la superficie lingual. En cada caso, el retenedor puede dar la misma resistencia retentiva. (5)

El concepto de retenedor lingual labrado se limita a formas circunferenciales, ya que esta forma sólo se apoya en la superficie dentaria y no genera aparentemente irritación a la lengua. Las formas infraecuatoriales, como la barra en “I”, interfieren con la lengua en esta ubicación, por lo que no deben ser consideradas. De todos modos, aun faltan estudios que evalúen la retención en este tipo de dispositivos. (5)

Esta técnica es simple y poco costosa, y puede resultar en una completa satisfacción del paciente, pero sólo es aplicable en situaciones específicas; cuando la oclusión permite el paso del brazo retentivo por palatino desde el ángulo vestibulo distal hacia mesial, de modo de prevenir que se vea el metal, y además obteniendo la reciprocación por otros métodos. (3, 5)

#### **2.8.10 R.P.I.**

El concepto RPI (*rest, proximal plate, I bar*, o apoyo, conector menor y barra en I) consiste en dar retención con una barra retentiva tipo I infraecuatorial, colocado en la mayor convexidad de la superficie vestibular del diente pilar para todas las situaciones de extensión distal (Fig. 22).



**Fig. 22:** Complejo retentivo RPI.

Se sugiere este retenedor en I por ser más estético que los retenedores circunferenciales convencionales en posición supraecuatorial, y en muchas ocasiones, lo es. Sin embargo, cuando es visible, y especialmente, en el arco maxilar, los pacientes se han hecho mucho más conscientes estéticamente, y este diseño se ha ido objetando cada vez más. Esto ocurre habitualmente en pacientes que muestran la encía al hablar o sonreír. (5, 36)

### **2.8.11 Retenedores Cubiertos de Resina**

Una alternativa es el uso de retenedores labrados en alambre de acero inoxidable, soldados a la base metálica, los cuales son usualmente cubiertos por resina de la base protésica o de color dentario; sin embargo, este método

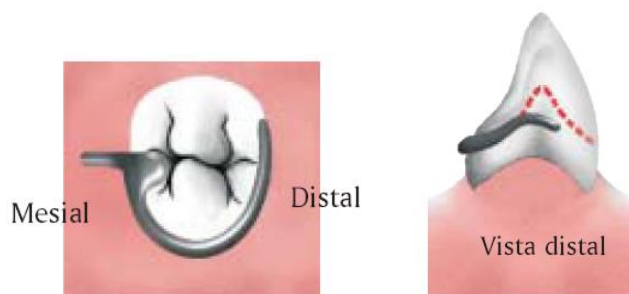
se ha encontrado poco exitoso debido al grosor del brazo retentivo, o al fracaso de la unión de ambos materiales en el tiempo (2, 4, 7) (Fig. 23).



**Fig. 23:** Base metálica con retenedores cubiertos de resina.

### 2.8.12 Equipoise

Ideado aparentemente por Roach (1930), este complejo, como concepto, busca usar la cara palatina del diente pilar, colocando un elemento de apoyo y contención por su porción mesial y la retención por la cara disto vestibular. No existe, por lo tanto, ningún brazo vestibular que pueda alterar la estética (24) (Fig. 24).



**Fig. 24:** Esquema del complejo retentivo equipoise. Vista oclusal y lateral.

El Equipoise original necesita de un sistema intracoronario. (22, 24) El apoyo oclusal es de mayor grosor, ubicándose en una preparación existente en una corona artificial. (22) Originalmente, se indicaba en caninos y premolares en clase I y II de Kennedy, sin embargo, según los últimos estudios del comportamiento de la prótesis en el extremo libre, esta indicación estaría obsoleta, dada la extrema rigidez de este retenedor. (24, 38) Se puede deducir de esto que su indicación más precisa sería en prótesis de vía de carga dentaria.

Su uso se ve limitado en cada caso clínico, dependiendo de factores como la alineación dentaria y el estado periodontal, entre otros. (22, 28) Los conceptos de este complejo retentivo han sido modificados por otros autores, lo que hoy nos permite encontrar retenedores similares con otros nombres. (7)

### **2.8.13 Valplast®**

El Valplast®, un material de nylon termoplástico biocompatible, puede ser usado en combinación con una base metálica para permitir un beneficio estético al reemplazar el brazo retentivo vestibular. En algunas ocasiones incluso se ha utilizado solo, lo que sin duda no es óptimo para la correcta distribución del soporte protésico. Sin embargo, las propiedades biomecánicas

de este tipo de retenedores y los posibles efectos a largo plazo sobre los pilares continúan siendo tópicos de investigación <sup>(30)</sup> (Fig. 25).



**Fig. 25:** Prótesis Valplast®

#### **2.8.14 Retenedores Proximales Labrados**

Otra alternativa es el uso de retenedores proximales labrados en alambre de acero (Fig. 26) y ubicados en áreas retentivas de 0.25 mm sobre la superficie dentaria. Esta solución provee tanto de retención como de estética a los segmentos edéntulos anteriores. Sin embargo, existen algunas desventajas asociadas con esta técnica. Se necesita un gran espacio entre el componente retentivo y las piezas artificiales para permitir un movimiento horizontal del alambre después de que la base es asentada. Otro requerimiento esencial es un conector mayor de grosor aumentado sobre el retenedor labrado, y pasos de laboratorio adicionales que significan un aumento en los costos. Por otra parte, el retenedor es difícil de reparar si se rompiese. <sup>(3)</sup>



**Fig. 26:** Prótesis con sistema de retenedores proximales labrados.

### **2.8.15 Otros Retenedores**

Se han mencionado en la literatura otros retenedores similares, con distintos nombres, y pequeñas variaciones, pero que básicamente utilizan las caras proximales de los pilares para ubicar el elemento retentivo.

Entre estos se mencionan el sistema “hidden clasp” o retenedor oculto, de un complejo diseño que va soldado al conector mayor de la base protésica, y que se cubre de resina acrílica. Según estudios tiene valores de retención intermedios entre retenedores circunferenciales colados y en barra labrados. Las características de este retenedor aumentan la acumulación de la placa bacteriana en su superficie y dificultan la limpieza. Para un paciente con buena higiene oral y motivación, puede ser una solución satisfactoria a un problema estético común. (2, 7)



El sistema de diseño Saddle- Lock, introducido en 1940, alcanza sus cualidades estéticas usando las áreas retentivas proximales que están frecuentemente presentes en forma natural en las piezas dentarias. (7)

Un diseño similar basado en el anterior ha sido denominado como “Terec Hidden Clasp”, que consiste en otro tipo de retenedor oculto. (7)

### 2.8.16 Resinas Compuestas

El amplio rango de situaciones clínicas en que se utilizan resinas compuestas (Fig. 27 y 28) involucran la modificación de pilares con posicionamientos estratégicos, para aumentar las áreas retentivas y ubicar los retenedores de modo de proveer un aspecto más natural a la prótesis. (3)



**Fig. 27:** Encerado diagnóstico.



**Fig. 28:** Pilares restaurados en base a los encerados.

### **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

#### **3.1 Hipótesis**

La retención de una prótesis parcial removible de vía de carga dentaria con planos guías perfectamente paralelos y sin brazo retentivo anterior es menor que en presencia de éste, sin embargo, es suficiente para no ser desalojada de su posición en función.

#### **3.2 Objetivo General**

Comparar la retención *in vitro* en prótesis parcial removible clase III de Kennedy subdivisión 1 en presencia y ausencia de los retenedores anteriores con planos guía perfectamente paralelos.

#### **3.3 Objetivos Específicos**

1. Determinar la cantidad de fuerza de tracción necesaria para producir desalojo bilateral de la base metálica con retenedores anteriores.
2. Determinar la cantidad de fuerza de tracción necesaria para producir desalojo bilateral de la base metálica sin retenedores anteriores.
3. Determinar la cantidad de fuerza de tracción necesaria para producir desalojo unilateral de la base metálica con retenedores anteriores.

4. Determinar la cantidad de fuerza de tracción necesaria para producir desalajo unilateral de la base metálica sin retenedores anteriores.
5. Determinar la influencia de la variable tipo de pilar anterior frente a la presencia y ausencia de retenedores anteriores.
6. Identificar la influencia de la variable longitud de plano guía frente a la presencia y ausencia de retenedores anteriores.

## **4. MATERIALES Y MÉTODO**

Con el propósito de comprobar nuestra hipótesis, es que se ha formulado el siguiente estudio de tipo descriptivo y correlacional, que analizará las siguientes variables.

### **4.1 Variables**

#### **4.1.1 Variables Observadas**

- Presencia/ ausencia de retenedores anteriores
- Tipo de pilares anteriores
- Longitud de planos guías anteriores
- Retención
- Tipo de desdentamiento

#### **4.1.2 Definiciones Conceptuales de las Variables**

- Presencia/ Ausencia de Retenedores Anteriores: Corresponde a la existencia de retenedores anteriores en las bases metálicas, o por el contrario, la ausencia de

estos.

- Tipo de Pilares Anteriores: Es la identificación de los pilares anteriores según el tipo de pieza dentaria al que corresponden.
- Longitud de Planos Guías Anteriores: Es la longitud medida en milímetros del desgaste realizado para confeccionar los planos guías proximales en las piezas anteriores.
- Retención: Corresponde a la resistencia en sentido vertical frente a fuerzas de tracción o desalajo.
- Tipo de Desdentamiento: El tipo de desdentamiento se define por la configuración morfológica determinada por las piezas pilares que delimitan los vanos desdentados. A pesar de que en este estudio sólo se utilizaron desdentamientos correspondientes a la clasificación III de Kennedy subdivisión 1, ninguno de los desdentamientos es igual al otro, lo que fue determinado a propósito, con todas las configuraciones posibles dentro de este tipo de clasificación, sin repetir desdentamientos iguales simétricamente en los distintos lados de la arcada. A continuación se detallarán las características de los siete diferentes desdentamientos, enumerados del 1 al 7 aleatoriamente:

- i. Desdentamiento 1: Los pilares que delimitan los vanos desdentados corresponden a piezas diferentes entre sí, tanto anterior como posteriormente, generando una asimetría de forma y longitud de vano, en este caso, primer premolar derecho, canino izquierdo, y segundo molar derecho y primer molar izquierdo, respectivamente (Fig. 29).



**Fig. 29:** Desdentamiento 1

- ii. Desdentamiento 2: Corresponde a un desdentamiento simétrico con pilares anteriores caninos iguales, y posteriores primeros molares, determinando longitudes de vanos de dos piezas en ambos lados (Fig. 30).



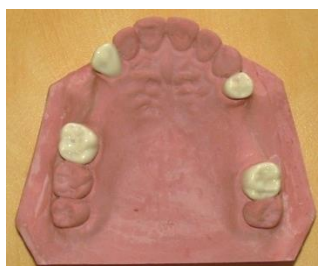
**Fig. 30:** Desdentamiento 2

- iii. Desdentamiento 3: es un modelo asimétrico en su desdentamiento, con pilares canino y premolar anteriores, y posteriores segundo molar para ambos, determinando un vano de dos piezas, y otro de 3 (Fig. 31).



**Fig. 31:** Desdentamiento 3

- iv. Desdentamiento 4: es un desdentamiento asimétrico, pero con ausencia de dos piezas en ambos lados, delimitando en el lado derecho por canino y primer molar, y en el izquierdo por primer premolar y segundo molar (Fig. 32).



**Fig. 32:** Desdentamiento 4

- v. Desdentamiento 5: Es un desdentamiento de pilares anteriores y posteriores iguales, simétrico, delimitado por caninos y segundos molares, por lo que sus vanos tienen la misma extensión (Fig. 33).



**Fig. 33:** Desdentamiento 5

- vi. Desdentamiento 6: Otro desdentamiento simétrico, con vanos iguales y más cortos que el anterior, ya que se limita por primeros premolares y segundos molares (Fig. 34).



**Fig. 34:** Desdentamiento 6

- vii. Desdentamiento 7: Corresponde a un modelo con vanos de distinta extensión mesio distal, pilares anteriores iguales, caninos, y posteriores diferentes, segundo molar derecho y primer molar izquierdo (Fig. 35).



**Fig. 35:** Desdentamiento 7



### 4.1.3 Definiciones Operacionales de las Variables

- Presencia/ Ausencia de Retenedores Anteriores: Divide en categorías a la presencia o ausencia de los brazos retentivos anteriores de los complejos retentivos, determinando así dos clases: bases con retenedores anteriores, y bases sin retenedores anteriores. Es, por lo tanto, una variable categórica.
- Tipo de Pilares Anteriores: Se evaluó categorizando dos grupos que se dividen en pilares del mismo tipo o iguales, si en ambos lados de la arcada es el mismo tipo de pieza, y pilares de distinto tipo o diferentes, si en ambos lados de la arcada difieren entre sí.
- Longitud de Planos Guías Anteriores: Se midió la zona del plano guía anterior tallado en la superficie proximal del pilar, marcándolo antes con un lápiz grafito, siendo fácil de identificar por la diferencia entre las texturas de la superficie tallada en relación a la no tallada. Midiéndose con una sonda periodontal en sentido ocluso gingival, se registró para cada pilar un valor en mm y se obtuvo un promedio de los dos valores de cada modelo para categorizarlos en dos grupos: pilares en promedio de 5 o más mm de longitud ocluso gingival, y pilares de menos de 5 mm de longitud ocluso gingival en promedio.
- Retención: El valor de retención en cada base se evaluó como la máxima resistencia a la tracción ofrecida en cada evaluación, que es un valor de fuerza registrado en Newton, una medida internacional.

- Tipo de Desdentamiento: Se determinaron 7 tipos de desdentamiento distintos, configurando la mayor cantidad de situaciones de clases III de Kennedy subdivisión 1, que como condición tuvieran pilares anteriores correspondientes a primeros premolares y/o caninos, y que como máximo el vano se delimitara por un segundo molar como pilar posterior.

#### **4.2 Obtención de la Muestra**

Para realizar el estudio propuesto se obtuvieron 7 modelos ideales maxilares dentados completos idénticos en yeso piedra, a partir de una llave de silicona. Cada uno de estos se desdentó distintamente, de manera que todos los modelos corresponden a desdentamientos distintos, obteniendo 7 maxilares parcialmente edéntulos, cuya característica en común es que corresponden a la clasificación III de Kennedy subdivisión 1 de arcos parcialmente desdentados. Cada modelo incluye pilares anteriores en los que la estética se ve comprometida al tener un retenedor (caninos y primeros premolares). Previamente se determinaron todas las posibilidades de desdentamiento que se incluyeran en la clasificación, y con las condiciones previamente indicadas.

### 4.3 Descripción del Método

Los modelos obtenidos fueron duplicados a través de una impresión con alginato y vaciados en yeso extraduro. Cada una de las piezas pilares fue reemplazada por sus símiles en marfilina, para mantener la integridad de éstas en las etapas posteriores del estudio (Fig. 36).



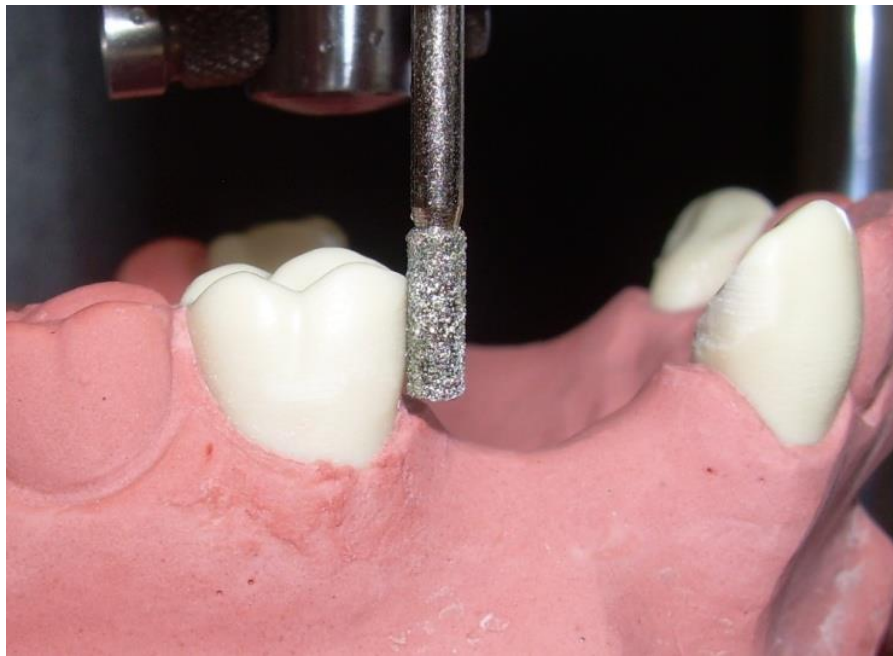
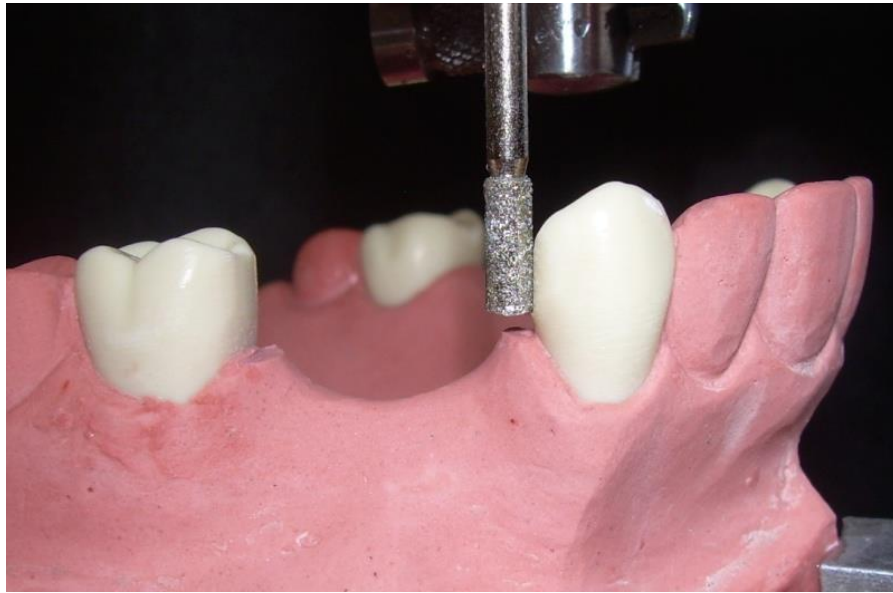
**Fig. 36:** Uno de los 7 modelos en yeso extraduro con pilares de marfilina.

Para cada modelo obtenido se dibujo el diseño de base metálica más adecuado a su desdentamiento, considerando todas las partes conformantes de la prótesis parcial removible, y la posición de los retenedores metálicos se determinó luego del posterior análisis bajo el tangenciógrafo. El diseño además se modificó en la zona de las sillas protésicas, en donde se posicionaron dos arandelas metálicas, una por lado, ubicadas de forma simétrica, en el centro de cada vano. El objetivo de esto fue la correcta

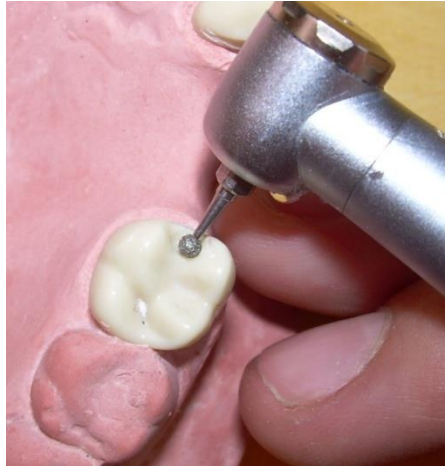
realización de las pruebas de tracción.

Posteriormente, cada modelo se llevó individualmente al análisis bajo el tangenciógrafo, para determinar el eje de inserción y remoción más adecuado, establecer la ubicación de los elementos del diseño, determinar las modificaciones necesarias para los pilares y así proceder a realizar el tallado de planos guías correspondientes a lo determinado en cada estudio.

Concluido esto, posicionando una pieza de mano en el brazo vertical del tangenciógrafo, con una fresa cilíndrica de diamante, se realizaron los tallados correspondientes a los planos guías en la posición determinada para cada modelo y según las conclusiones del análisis (Fig. 37 y 38). Luego se terminó la preparación biomecánica confeccionando cada uno de los lechos para apoyo según lo planteado en el diseño (Fig. 39).

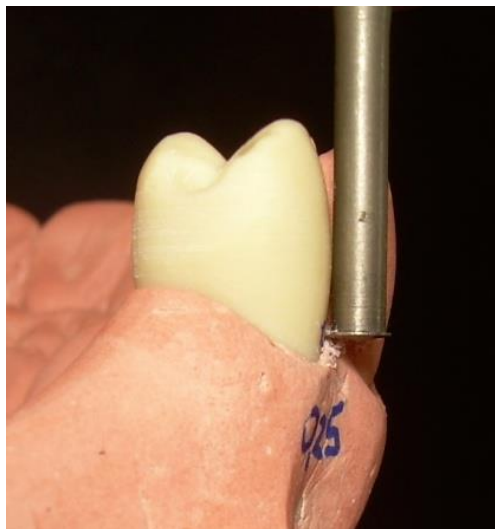


**Fig. 37 y 38:** Fotografías tomadas al realizar la preparación de planos guías en los pilares con la pieza de mano posicionada en el tangenciógrafo, con un perfecto paralelismo.



**Fig. 39:** Tallado de lechos para apoyo.

Luego se realizó la medición de la profundidad de cada área retentiva de los pilares anteriores y la longitud de cada plano guía tallado todos los pilares de cada modelo (Fig. 40).



**Fig. 41:** Medición de profundidad de área retentiva de los pilares.

Completada la etapa anterior, los modelos fueron enviados al laboratorio para la confección de las bases metálicas según lo predeterminado en el diseño, en una aleación convencional de cromo cobalto totalmente colada. Cada base corresponde a un diseño convencional de prótesis parcial removible, incluidos los retenedores colados del sector anterior (Fig. 42).



**Fig. 42:** Base metálica tipo usada en el estudio. Adicionalmente presenta las arandelas metálicas en la zona de las sillas protésicas que servirán para traccionarlas.

Obtenidas las base, se revisó que se encontraran en correcto estado y evaluado un perfecto ajuste (Fig. 42 y 43).



**Fig. 42 y 43:** Fotografías laterales de los modelos con sus bases que muestran el perfecto ajuste logrado.

Las bases fueron sometidas a análisis de tracción con el uso de la máquina de tracción universal Tinius Olsen H5K- S (Fig. 44). Esta funciona traccionando verticalmente las bases metálicas asentadas en los modelos desde el punto establecido en la zona de las sillas protésicas (arandelas). Primero se llevaron a cabo las tracciones bilaterales de las bases, con un artificio especialmente diseñado para crear una tracción bilateral equidistante y simultánea (Fig. 45) Luego se ejecutaron las tracciones



unilaterales, escogiendo para todos los modelos aleatoriamente el lado izquierdo (Fig. 46 y 47). Los resultados que se obtuvieron demuestran la fuerza máxima necesaria, expresada en Newton, para traccionar la base metálica verticalmente hasta superar el ecuador protésico, desde su asentamiento final, en las dos distintas circunstancias.



**Fig. 44:** Máquina de tracción universal Tinius Olsen H5K- S.



**Fig. 45:** Tracción bilateral de la base con el artificio especialmente creado.



**Fig. 46 y 47:** Fotografías que muestran las tracciones unilaterales.

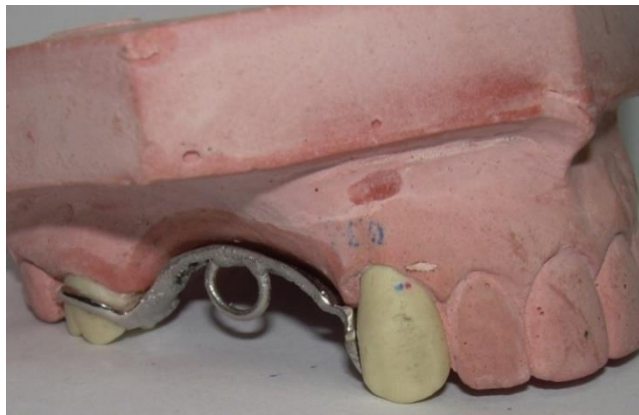
Para cada una de las bases metálicas se realizaron 10 mediciones bilaterales y unilaterales, obteniendo así 20 valores de fuerza por base, inicialmente. Luego de tomadas las mediciones en los 7 modelos, se procedió a cortar el brazo retentivo de cada complejo retentivo de pilares anteriores de las bases metálicas, eliminando así el elemento antiestético (Fig. 48, 49, 50 y 51). Así se asentaron la bases y se llevó a cabo el mismo procedimiento anterior, es decir, 10 mediciones bilaterales y 10 unilaterales para cada base, completando así 40 valores de fuerza distintos para cada base metálica. En resumen, se obtuvieron 280 mediciones, con  $n=70$  para cada análisis.



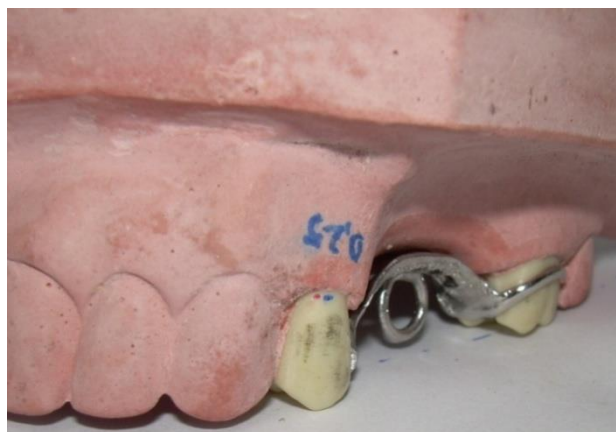
**Fig. 48:** Base metálica sin sus brazos retentivos anteriores.



**Fig. 49:** Vista frontal de un modelo con la base sin los brazos retentivos anteriores. No se visualiza ningún elemento antiestético.



**Fig. 50:** Vista lateral derecha de la base asentada sin los brazos retentivos anteriores. Nótese el perfecto ajuste del conector menor y el plano guía.



**Fig. 51:** Vista lateral izquierda de la base asentada en el modelo sin los retenedores anteriores.

Con los datos que se obtuvieron, es posible extrapolar los resultados de retención de cada base en las distintas circunstancias, concluyendo que a mayor fuerza de tracción necesaria para desalojar la base, mayor será la retención que ofrece la base metálica para ser desalojada del modelo.

#### **4.4 Recopilación de los Datos**

Una vez finalizada la obtención de los datos en todas las pruebas, estos fueron traspasados a una planilla del programa Microsoft Excel® 2007, que permitió ordenarlos en tablas, y que es compatible con el programa de análisis estadístico utilizado en este estudio.

#### **4.5 Análisis Estadístico de los Resultados**

Los datos obtenidos fueron sometidos a análisis estadísticos descriptivos con la ayuda de histogramas, y test descriptivos de *Shapiro- Wilk* y *Kolmogorov- Smirnov*, que determinaron una distribución normal de los datos, lo que nos ayudó a elegir la prueba estadística más adecuada.

Los resultados obtenidos fueron analizados con la prueba estadística T de

Student, de variables independientes y de varianzas diferentes, con una significancia de 0,05 que comparó las medias y las desviaciones estándar entre dos grupos de datos, y que determina si las diferencias son entre grupos son estadísticamente significativas o sólo diferencias aleatorias, y si se encuentran dentro de los rangos ideales de valores de fuerza de retención requeridos en PPR. Con este test se analizaron diferencias entre grupos con y sin retenedores anteriores, pilares anteriores iguales y diferentes, y estos con y sin retenedores, y variación de longitudes de planos guías, y estos con y sin retenedores, y además con y sin retenedores y pilares anteriores iguales y diferentes.

Dentro de los antecedentes recopilados obtuvimos un valor reportado que está estipulado como el mínimo necesario para mantener una prótesis en su lugar funcionando adecuadamente. Se realizó una prueba T de Student para una muestra respecto a una variable, la reportada en la literatura, que comparó los valores de fuerza obtenidos en tracciones con y sin retenedores anteriores, de manera bilateral y unilateral. La significancia es también de un 0,05 y ayudó a establecer si los valores de retención sin retenedores anteriores fueron mayores que éste valor estándar.

Para la comparación de los distintos tipos de desdentamientos entre sí se utilizó la prueba de análisis de varianza unidireccional ANOVA, ya que sirve para analizar si más de dos grupos difieren significativamente entre sí en cuanto a sus medias y varianzas. El test requiere una variable independiente categórica, que en este caso corresponde al tipo de desdentamiento, por lo tanto, son 7 categorías distintas, y

variables dependientes que hacen variar los resultados de acuerdo a su presencia o ausencia.

Para llevar a cabo el análisis estadístico fue utilizado el software computacional Statistica Six Sigma® 2006 y Microsoft Excel® 2007.

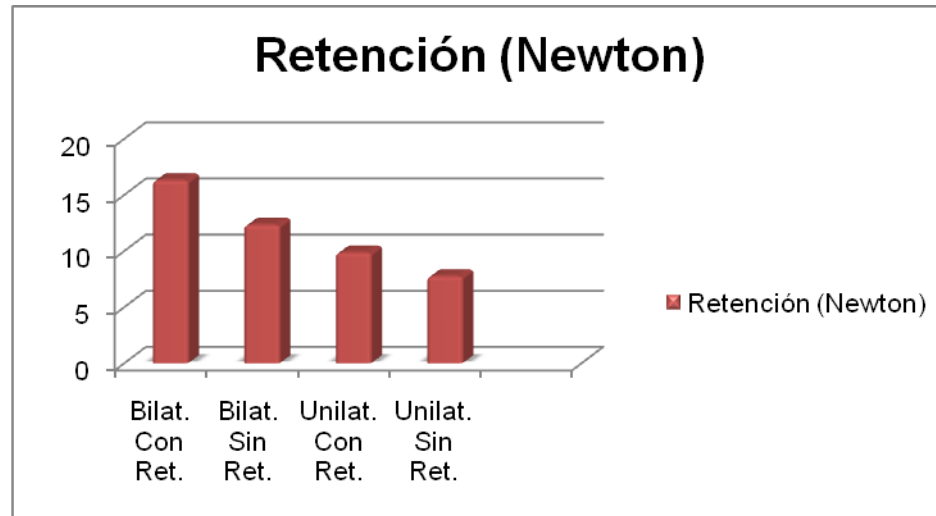
## **5. RESULTADOS**

En una muestra de 7 modelos con distintos desdentamientos correspondientes a la clase III de Kennedy subdivisión 1, en los que se tallaron planos guías paralelos, se midió la retención de sus bases a la tracción bi y unilateral con y sin retenedores anteriores.

Los resultados obtenidos en las pruebas de tracción realizadas en cada uno de los modelos fueron tabulados y expresados en Newton (N), así como los promedios y valores mínimos y máximos, por ser una medida de fuerza internacional.

Los datos obtenidos corresponden a los valores de fuerza de tracción necesarios para desalojar la base metálica en pruebas de tracción bilateral en presencia y luego en ausencia de retenedores anteriores, y tracción unilateral en presencia y después en ausencia de los retenedores anteriores, para cada uno de los modelos estudiados. La fuerza que se opone a la tracción en cada medición representa el valor de fuerza retentiva de cada situación, que denominaremos como retención. El siguiente gráfico (Gráfico 1) muestra las diferencias de los promedios de fuerza medida para toda la muestra (n= 70) en cada una de las tracciones.





**Gráfico 1:** Valores promedio de retención de las distintas evaluaciones.

### 5.1 Descripción de los Resultados

El valor promedio de fuerza de tracción necesaria para desalojar la base metálica bilateralmente en bases con retenedores anteriores fue de 16,93 N, con una desviación estándar de 3,433 N y un rango de 17,666 N, determinado por la diferencia entre los valores mínimos y máximos, 10 y 27,666 N, respectivamente (Tabla I).

**Tabla I:** Tracción Bilateral Con Retenedores Anteriores

n= muestra	Promedio	Desv. Std.	Varianza	Mínimo	Máximo	Rango
70	16,925	4,433	11,791	10	27,666	17,666

El valor promedio de fuerza de tracción necesaria para desalojar la base metálica bilateralmente en bases sin retenedores anteriores fue de 12,84 N, con una desviación estándar de 2,379 N, un valor mínimo de 8,666 N y un máximo de 19 N, determinando un rango de fuerza de 10,334 N (Tabla II).

**Tabla II:** Tracción Bilateral Sin Retenedores Anteriores

n= muestra	Promedio	Desv. Std.	Varianza	Mínimo	Máximo	Rango
70	12,842	2,379	5,663	8,666	19	10,334

El valor promedio de fuerza de tracción necesaria para desalojar la base metálica unilateralmente en bases con retenedores anteriores fue de 10,42 N, con una desviación estándar de 2,081 N, un rango de 9 N, determinado por un valor mínimo de fuerza de 6,5 N y un máximo de 15,5 N (Tabla III).

**Tabla III:** Tracción Unilateral Con Retenedores Anteriores

n= muestra	Promedio	Desv. Std.	Varianza	Mínimo	Máximo	Rango
70	10,42	2,082	4,333	6,5	15,5	9

El valor promedio de fuerza de tracción necesaria para desalojar la base metálica unilateralmente en bases sin retenedores anteriores fue de 8,07 N, con una desviación estándar de 1,917, con valores mínimos y máximos de fuerza de 4,666 N y 12,833 N, respectivamente, lo que determinó un rango de 8,167 N (Tabla IV) .

**Tabla IV:** Tracción Unilateral Sin Retenedores Anteriores

n= muestra	Promedio	Desv. Std.	Varianza	Mínimo	Máximo	Rango
70	8,07	1,917	3,676	4,666	12,833	8,167

## 5.2 Análisis Estadístico de los Resultados

Las variables a analizar en el estudio corresponden principalmente a la presencia y ausencia de retenedores anteriores, y como las variables tipo de pilares anteriores y longitud de planos guías anteriores influyen sobre esta.

### 5.2.1 Análisis Variable: Presencia/Ausencia de Retenedor en el Total de la Muestra

En relación a esta variable, la prueba T de Student demostró que los resultados de fuerza de tracción bilateral en bases con retenedores anteriores respecto a bases sin estos retenedores, presentaron diferencias estadísticamente significativas, con un  $p= 0,00000$ , en el total de la muestra (Tabla V).

**Tabla V:** Comparación de resultados de fuerza de tracción bilateral de bases con y sin retenedor en el total de la muestra

Tipo de base	Con retenedor					Sin retenedor					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	70	16,93	3,43	10,00	27,66	70	12,84	2,38	8,66	19,00	0,00000

En cuanto a la tracción unilateral, los resultados para la misma comparación también resultaron tener significancia estadística en el total de la muestra, con un valor de  $p= 0,00000$  (Tabla VI).

**Tabla VI:** Comparación de resultados de fuerza de tracción unilateral de bases con y sin retenedor

Tipo de base	Con retenedor					Sin retenedor					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	70	10,42	2,08	6,50	15,50	70	8,07	1,92	4,66	12,83	0,00000

Según los análisis del test T Student de una muestra, para tracciones uni y bilaterales de bases con retenedores, los valores presentan diferencias significativamente mayores que el valor estándar, con un  $p= 0,000000$  para ambas mediciones (Tabla VII). Asimismo, los resultados para los modelos sin retenedores anteriores, también resultaron ser mayores respecto al estándar, y estadísticamente significativos, con valor  $p= 0,000000$  para ambas mediciones (Tabla VIII).

**Tabla VII:** Comparación de fuerza de tracción bilateral en bases con y sin retenedores anteriores respecto a un valor estándar

tipo de base	Prom	DS	n= muestra	Cte. Ref.	p
con retenedores anteriores	16,92583	3,433848	70	4,903	0,000000
sin retenedores anteriores	12,84247	2,379794	70	4,903	0,000000

**Tabla VIII:** Comparación de fuerza de tracción unilateral en bases con y sin retenedores anteriores respecto a un valor estándar

tipo de base	Prom	DS	n= muestra	Cte. Ref.	p
con retenedores anteriores	10,42351	2,081824	70	4,903	0,000000
sin retenedores anteriores	8,06853	1,917341	70	4,903	0,000000

## 5.2.2 Análisis Variable: Tipo de Pilares Anteriores

De acuerdo a los desdentamientos de los modelos, se determinaron dos categorías para esta variable, existiendo pilares anteriores iguales, cuando ambos pilares corresponden al mismo tipo de pieza, es decir, dos caninos o dos premolares; y pilares anteriores diferentes, cuando los pilares de cada lado son piezas de distinto tipo, es decir, en un lado un canino y en el otro lado un premolar, delimitando anteriormente el vano desdentado. En relación a esto, se determinó que hay 4 modelos con pilares anteriores iguales y 3 modelos con pilares anteriores diferentes.

### 5.2.2.1 Variable Tipo de Pilares Anteriores en el Total de la Muestra

En el análisis de comparación de fuerza de tracción bilateral en bases con pilares anteriores iguales y bases con pilares anteriores diferentes en el total de la muestra, se determinó que existe un  $p= 0,000065$ , identificándose una significancia estadística (Tabla IX):

**Tabla IX:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según tipo de pilar anterior en el total de la muestra

Tipo de pilar	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	80	13,86	2,39	8,66	21,66	60	16,25	4,40	9,50	27,66	0,000065

En el mismo caso anterior, pero realizando tracciones unilaterales, se determinaron también diferencias significativas, con un  $p= 0,000002$ , en el total de la muestra (Tabla X).

**Tabla X:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según tipo de pilar anterior en el total de la muestra

Tipo de pilar	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	80	8,47	2,08	4,66	13,16	60	10,28	2,22	6,33	15,50	0,000002

### 5.2.2.2 Variable Tipo de Pilares Anteriores en Bases Con Retenedores Anteriores

La prueba T que analizó la influencia del tipo de pilar en bases metálicas con retenedores, comparando los distintos tipos de pilares, determinó que existen diferencias estadísticamente significativas en tracción bilateral, con  $p= 0,000000$  (Tabla XI). Lo mismo ocurrió con las tracciones unilaterales, con  $p= 0,00018$  (Tabla XII).

**Tabla XI:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según tipo de pilar anterior en bases con retenedor anterior

Tipo de pilar	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	40	14,88	2,20	10,00	21,66	30	19,66	2,84	14,00	27,66	0,000000

**Tabla XII:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según tipo de pilar anterior en bases con retenedor anterior

Tipo de pilar	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	40	9,65	1,78	6,50	13,16	30	11,46	2,03	8,16	15,50	0,00018

### 5.2.2.3 Variable Tipo de Pilares Anteriores en Bases Sin Retenedores Anteriores

La prueba T para bases metálicas sin retenedores anteriores, que comparó modelos con pilares anteriores iguales versus pilares anteriores diferentes determinó que no existe diferencia estadísticamente significativa en tracciones bilaterales, con  $p= 0,9959$  (Tabla XIII). En el caso de las tracciones unilaterales para la misma situación comparativa, el test T determinó una significancia estadística de  $p= 0,00003$ , todos realizados en la muestra con retenedores (Tabla XIV).

**Tabla XIII:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según tipo de pilar anterior en bases sin retenedores anteriores

Tipo de pilar anterior	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	40	12,84	2,14	8,66	17,50	30	12,84	2,71	9,50	19,00	0,9959

**Tabla XIV:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según tipo de pilar anterior en bases sin retenedores anteriores

Tipo de pilar	Iguales					Diferentes					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	40	7,29	1,65	10,66	4,66	30	9,11	1,76	6,33	12,83	0,00003

### 5.2.3 Análisis Variable: Longitud de Plano Guía

Luego de la realización de los tallados de los planos guías en las piezas pilares de nuestros modelos, de acuerdo a lo determinado individualmente en cada análisis en el tangenciógrafo, se marcó la superficie de tallado con un lápiz grafito, identificándose por tener texturas diferentes, la que fue medida con un compás de puntas secas y una regla.

Al obtener estos resultados, se determinó que la variable se subdivide en dos categorías diferentes. La primera corresponde a planos guías anteriores que en promedio sean mayor o igual a 5 mm de longitud ocluso gingival, mientras que la otra corresponde a todos cuya longitud sea menor a 5 mm en sentido ocluso gingival. Esto determinó que existen 3 modelos con pilares mayores o iguales a 5 mm y 4 en la otra categoría.



### 5.2.3.1 Variable Longitud de Plano Guía en el Total de la Muestra

En el análisis de diferencias entre los modelos que tienen una longitud promedio de planos guías anteriores mayor o igual a 5 mm versus los que tienen menos que esta longitud, los resultados determinaron que existen diferencias significativas tanto en la tracción bilateral, con un  $p= 0,00039$  (Tabla XV), como en la unilateral, con valor  $p= 0,03287$  (Tabla XVI).

**Tabla XV:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según longitud de plano guía en el total de la muestra

Longitud plano guía	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	60	16,11	3,36	10,00	27,66	80	13,97	3,49	8,66	21,66	0,00039

**Tabla XVI:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según longitud de plano guía en el total de la muestra

Longitud plano guía	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	60	9,73	2,75	5,83	15,50	80	8,89	1,88	4,66	12,83	0,03287

### 5.2.3.2 Variable Longitud de Plano Guía en Bases Con Retenedores Anteriores

Al evaluar las diferencias según longitud de planos guías anteriores, en relación a la presencia de retenedor, se determinó que cuando las bases presentan los retenedores anteriores, no existen diferencias estadísticamente significativas, con  $p= 0,45504$  en las tracciones bilaterales (Tabla XVII).

**Tabla XVII:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según longitud de plano guía en bases con retenedor anterior

Longitud plano guía	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	30	17,28	4,09	10,00	27,66	40	16,66	2,87	21,66	12,33	0,45504

En el caso de las tracciones unilaterales para la misma variable evaluada, tampoco se encontraron diferencias con significancia estadística, con un valor  $p=0,05317$  (Tabla XVIII).

**Tabla XVIII:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según longitud de plano guía en bases con retenedor anterior

Longitud plano guía	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	30	10,98	2,93	6,50	15,50	40	10,01	0,92	8,16	12,33	0,05317

### 5.2.3.3 Variable Longitud de Plano Guía en Muestras Sin Retenedores

La prueba T para comparar diferencias según longitud de plano guía en caso de que no existan los retenedores de pilares anteriores, en tracciones bilaterales, determinó una significancia estadística de  $p=0,00000$ .

**Tabla XIX:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según longitud de plano guía en bases sin retenedor anterior

Longitud planos guías	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	30	14,93	1,83	12,33	19,00	40	11,28	1,29	8,66	14,83	0,00000

No se encontraron, en cambio, diferencias estadísticamente significativas en modelos sin retenedores anteriores, en relación a la longitud de planos guías, en tracciones unilaterales, con un valor  $p= 0,12341$  (Tabla XX).

**Tabla XX:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según longitud de plano guía en bases sin retenedor anterior

Longitud planos guías	Mayor a 5 mm					Menor a 5 mm					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	30	8,48	1,87	5,83	11,50	40	7,76	1,92	4,66	12,83	0,12341

#### 5.2.3.4 Variable Presencia/ Ausencia de Retenedores Anteriores en Planos Guías de 5 mm o más de longitud

Debido a que se encontraron diferencias de acuerdo a la longitud de planos guías en presencia y ausencia de retenedores anteriores, se evaluó como se comportaban según la presencia de retenedores anteriores las distintas longitudes. Para las tracciones bilaterales en pilares anteriores con longitudes igual o mayor a 5 mm se encontraron diferencias estadísticamente significativas, con un  $p= 0,005611$  (Tabla XXI). Lo mismo ocurre en las tracciones unilaterales, con un  $p= 0,000223$  (Tabla XXII).

**Tabla XXI:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según presencia y ausencia de retenedores anteriores en planos guías de 5 mm de longitud o más

Tipo de Base	Con Retenedores					Sin Retenedores					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	60	17,283	4,093	10	27,666	60	14,927	1,831	12,333	19	0,005611

**Tabla XXII:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según presencia y ausencia de retenedores anteriores en planos guías de 5 mm de longitud o más

Tipo de Base	Con Retenedores					Sin Retenedores					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	60	10,977	2,934	6,5	15,5	60	8,477	1,867	5,833	11,5	0,000223

### 5.2.3.5 Variable Presencia/ Ausencia de Retenedores Anteriores en Planos Guías de menos de 5 mm de longitud

En este caso, se encontraron diferencias estadísticamente significativas, tanto en tracciones bi como unilaterales, con valores  $p= 0,000000$  para ambos (Tablas XXIII y XXIV). Las diferencias fueron mucho mayores que para los casos de planos guías de mayor longitud.

**Tabla XXIII:** Comparación de fuerza de tracción bilateral según presencia y ausencia de retenedores anteriores en planos guías menores a 5 mm de longitud

Tipo de Base	Con Retenedores					Sin Retenedores					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	80	16,657	2,868	12,333	21,666	80	11,278	1,293	8,666	14,833	0,000000

**Tabla XXIV:** Comparación de fuerza de tracción unilateral según presencia y ausencia de retenedores anteriores en planos guías menores a 5 mm de longitud

Tipo de Base	Con Retenedores					Sin Retenedores					Test T
	n	Prom	DS	Min	Max	n	Prom	DS	Min	Max	p
	80	10,008	0,922	8,166	12,333	80	7,762	1,92	4,666	12,833	0,000000

### 5.2.4 Análisis Estadístico de los Resultados Intergrupales

El análisis de varianzas ANOVA, para determinar las diferencias intergrupales, determinó una razón  $F= 157,2299$ , 279 grados de libertad (GL) y un valor  $p= 0,00000$ , que determina que la hipótesis para ANOVA es verdadera, por lo tanto, las variables analizadas son dependientes de la variable categórica (Tablas XXV y XXVI).

**Tabla XXV:** Resumen Análisis de Varianza de un Factor

Grupos	n=muestra	Suma	Promedio	Varianza
bilat. con ret.	70	1184,808	16,92582857	11,791314
bilat. sin ret.	70	898,973	12,84247143	5,6634201
uni. con ret.	70	729,646	10,42351429	4,3339912
uni. sin ret.	70	564,797	8,068528571	3,6761965

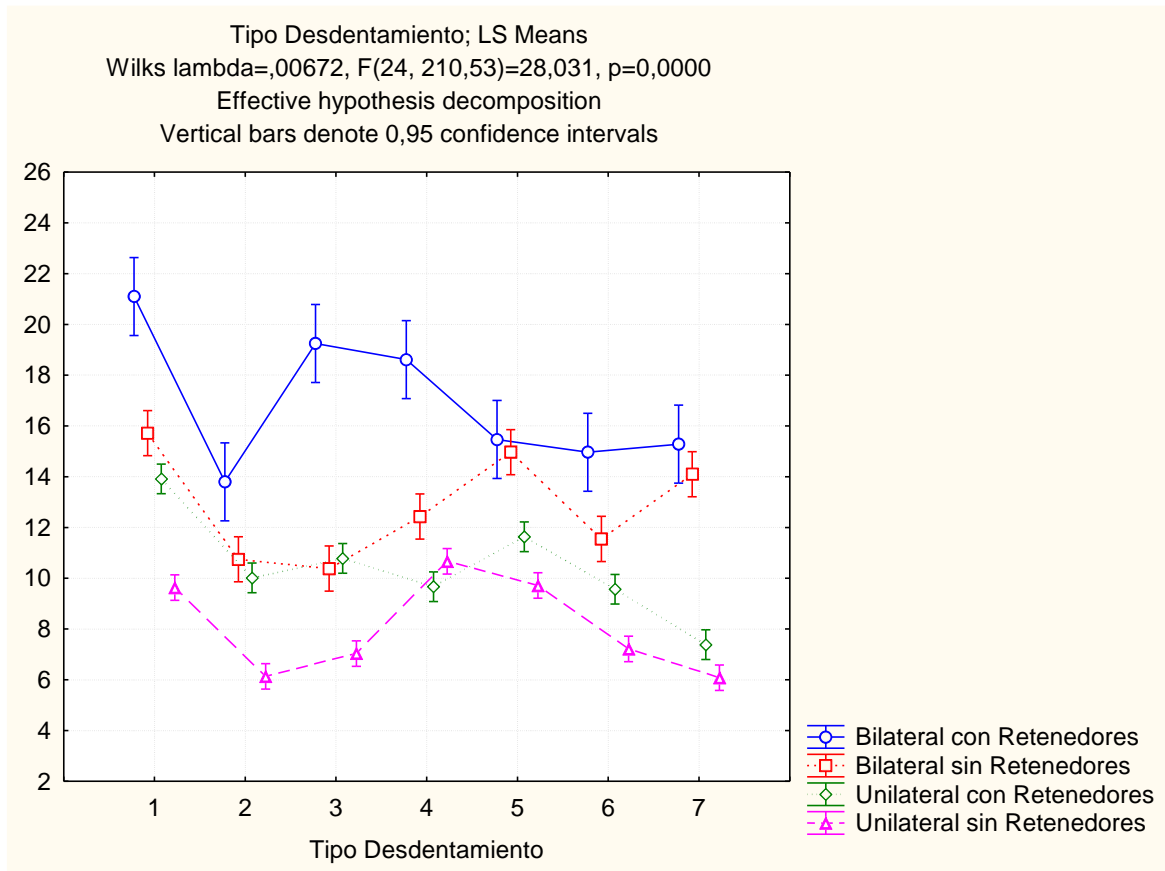
**Tabla XVII:** Análisis de Varianza

Origen variaciones	Suma cuadrados	GL	Media cuadrados	F	p	Valor crítico F
Entre grupos	3002,88628	3	1000,962093	157,2299	0,000000	2,637310874
Dentro de los grupos	1757,079638	276	6,366230574			
Total	4759,965918	279				

En el siguiente gráfico (Gráfico 2) se manifiestan como difieren las medias entre los grupos, así como intragrupalmente. Se detallan las diferencias que existen entre los distintos desdentamientos, que corresponden a la variable

independiente, y a las medias de la fuerza de tracción en cada una de las variaciones.

**Gráfico 2:** Diferencias de medias según tipo de desdentamiento.



El gráfico muestra las diferencias de las varianzas entre los grupos; sin embargo, existe una tendencia similar en los distintos desdentamientos, distinguiéndose una mayor varianza en el desdentamiento 1 para todos los tipos de tracción, y los menores valores se observan en los desdentamientos 2, 6 y 7, con variaciones entre los grupos.

## **6. DISCUSIÓN**

El estudio realizado ha propuesto evaluar una nueva alternativa estética, de la cual no hay reportes en la literatura que apliquen nuestra metodología, que elimina el brazo retentivo de una PPR que genera el problema estético en pilares anteriores, permitiendo suplir su función con los complejos posteriores íntegros y la retención adicional brindada por los planos guías perfectamente paralelos.

Los resultados de este estudio determinaron que los valores de fuerza de tracción en presencia de retenedores anteriores fueron siempre mayores que en ausencia de estos, como era de esperarse. Las diferencias son estadísticamente significativas, tanto en tracción unilateral como bilateral, con un  $p= 0,000000$  para ambos casos. Los valores de retención que presentaron las bases sin los retenedores parecen ser suficientes y aceptables para evitar el desalojo de un aparato protésico, la literatura afirma que un aparato convencional necesita tener una fuerza de 500 Gf, es decir, 4,903 N <sup>(29)</sup> para realizar sus funciones óptimamente, un valor que se ve muy sobrepasado por los resultados que obtuvieron las bases libres del retenedor, que fueron en promedio de 12,84 N en bilaterales y 8,07 N en unilaterales. Los valores también fueron comparados estadísticamente con el valor estándar, lo que

permitió encontrar que las cifras presentan igualmente diferencias estadísticamente significativas, con  $p= 0,000000$  para los casos de tracciones uni y bilaterales, en ausencia de los retenedores anteriores, en relación al valor estándar. Probablemente, la acción de retención que ofrecen los planos guías tallados con un paralelismo muy bien controlado otorga un beneficio más que adicional, como se menciona en la literatura, (6, 7, 31, 32, 34, 36, 39) si no más bien una ayuda fundamental en la retención cuando la preparación biomecánica previa a la instalación de una PPR se ejecuta de manera correcta.

Los valores de fuerza en tracciones unilaterales fueron, en general, menores que en la tracciones bilaterales. Las pruebas de tracción unilateral fueron realizadas con el propósito de verificar como actuaría el aparato protésico en el proceso de masticación unilateral, muy común en nuestros pacientes. La fuerza que se opone al desalojo unilateral de una prótesis está determinada básicamente por los complejos retentivos del lado desde el que se genera la tracción, provocándose en el lado opuesto una rotación en torno al contacto del brazo retentivo con el pilar, que sin duda genera fuerzas deletéreas sobre éste y su periodonto, y que no tienen como contenerse, debido a que en la rotación se inhabilita toda función de los elementos que provocan reciprocación. (6, 28)



Los valores de fuerza obtenidos en bases traccionadas bilateralmente en ausencia de retenedores anteriores, en promedio 12,84 N, fueron mayores que en bases que presentaban todos los brazos retentivos, pero que fueron traccionados unilateralmente, cuyos resultados en promedio corresponden a 10,42 N. Probablemente la respuesta a esto esté determinado debido a que al generar una tracción desde ambos lados, la fuerza contraria al desalajo es ofrecida tanto por los complejos retentivos y adicionalmente los planos guías por fricción. En la tracción unilateral esto se ve anulado. (6, 28, 31, 32, 36)

En el estudio se encontraron además diferencias de retención entre los distintos tipos de desdentamiento evaluados. A pesar de que sólo se midió retención en vías de carga dentaria, la clasificación de Kennedy utilizada puede tomar distintas morfologías en cuanto a pilares utilizados, longitud de vanos desdentados, simetrías del desdentamiento, etc. Esto necesariamente implica que los diferentes tipos de desdentamiento tienen influencia en la retención, y que la fuerza retentiva será dependiente de esto, según las características de cada desdentamiento. Se han revelado diferencias estadísticamente significativas entre modelos que presentan pilares anteriores iguales respecto de los que tienen diferentes tipos de piezas dentarias cumpliendo esta función, con un valor  $p= 0,000065$  y  $p= 0,000002$ , tanto bi como unilateralmente, respectivamente. Los valores mayores se encontraron en aquellos modelos que

presentaban diferencias en los pilares anteriores, con un valor promedio de 16,25 N, siendo canino en un lado y premolar en el otro en tracciones bilaterales. En pilares iguales el promedio alcanzó los 13,86 N en las mismas circunstancias. La explicación sugerida para esto puede ser que si bien en desdentamientos con pilares diferentes, en donde haya un premolar, significará que en uno de los vanos desdentados habrá una longitud de vano menor que la que determina un pilar canino. Esto implica que al ejercer la fuerza opuesta al desalojo, por presentarse un arco menor disminuye la rotación de la base protésica, al moverse menos, se retiene más. Sin embargo, esto implicaría que una base con pilares anteriores premolar en ambos lados determinaría una mayor fuerza retentiva que un modelo con pilares diferentes, y los resultados no son consistentes con esto, ya que los valores en promedio para este modelo fueron menores que en el caso de pilares diferentes, aunque mayores que pilares caninos. En definitiva, los resultados son inconsistentes, por lo que las diferencias pueden deberse al azar.

Adicionalmente, se compararon las diferencias que podrían obtenerse al enfrentar bases con y sin retenedores con los distintos tipos de pilares, en tracciones uni y bilaterales, siendo de significancia estadística, con  $p= 0,00000$  para bilaterales y  $p= 0,00018$  para unilaterales. Aquellos pilares con retenedores anteriores y pilares diferentes mantuvieron valores más altos de

retención, en promedio 19,66 N y 11,46 N, en bilateral y unilateral, respectivamente, que aquellos con retenedores, pero pilares anteriores iguales, en promedio 14,88N y 9,65 N en tracciones bilaterales y unilaterales, respectivamente. Es decir, se mantiene la tendencia del resultado.

En el caso de analizar las bases sin retenedores anteriores, en cuanto a tipo de pilares, se encontraron diferencias de significancia estadística entre pilares iguales y diferentes en tracciones unilaterales, con un  $p= 0,00003$ , manteniéndose la tendencia a favor de los pilares diferentes, con un promedio de 9,11 N versus 7,29 N, respectivamente. Sin embargo, al realizar las tracciones bilaterales, para esta misma comparación, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en cuanto al tipo de pilar, con un  $p= 0,9959$ , con promedios de 12,84 N para ambos casos. Probablemente, el tipo de pieza no tenga una influencia de mucha importancia en la resistencia retentiva de un aparato protésico. Aún cuando se verificaron diferencias en las tracciones unilaterales, y al analizar esta variable por separado, a pesar de tener significancia estadística, los valores en promedio fueron similares, y lo más probable es que se haya debido a la cantidad de retención definida en cada pilar. Una adecuada remoción, de manera bilateral no presenta diferencias según los pilares en modelos sin retenedores anteriores, que es lo que principalmente nos interesa evaluar. En el mismo caso, pero con retenedores, la

presencia del retenedor también puede estar influyendo en la diferencia de resultados.

Uno de los aspectos más importantes en la preparación biomecánica previo a la instalación de una PPR se refiere a la modificación de los pilares en cuanto al tallado de los planos guías, con el objetivo de generar un único eje de inserción y remoción. (1, 5, 7, 13, 32, 34, 36, 38) Muchas veces el tallado va a depender de la anatomía de la pieza, su posición, inclinaciones o nivel de interferencia que presenta para la instalación de una prótesis. Es por eso que muchas veces la cantidad de tejido dentario a remover, en profundidad y longitud, variará de un pilar a otro. (1, 7, 36, 38) En el presente estudio se estableció como otra variable puede alterar los resultados retentivos, en este caso, la presencia de planos guías de distintas longitudes. Al analizar sólo esta variable se verificó que hay diferencias estadísticamente significativas, con un  $p= 0,00039$  entre pilares con 5 mm o más de longitud de planos guías en promedio, en sus pilares anteriores, respecto a pilares con valores menores, en tracciones bi y unilaterales. Los promedios para los bilaterales fueron de 16,11 N para pilares de mayor longitud y 13,97 N para los de menor longitud. Es decir, los mayores valores se encontraron en aquellos pilares que en promedio tienen mayor longitud. Esto puede tener una explicación lógica si sabemos que mientras mayor sea la longitud del plano, habrá mayor superficie y tiempo de contacto de éste con el

conector menor, lo que irá en beneficio de la retención por fricción. (6, 7, 16, 31, 32, 36, 39)

El análisis más detallado de modelos con retenedores anteriores, según longitudes de planos guías de estos pilares, determinó que no existen diferencias estadísticamente significativas en las distintas longitudes evaluadas, tanto en retención uni como bilateral, con valor  $p= 0,45504$  para bilaterales y  $p= 0,05317$  para unilaterales, lo que implicaría que mientras existan los brazos retentivos, la longitud de planos guías no es una variable determinante a considerar.

Al analizar bases sin retenedores anteriores, según la longitud de planos guías anteriores, se encuentran sólo diferencias estadísticamente significativas en tracciones bilaterales, con mayores valores para planos guías de mayor longitud, que al compararlas corresponden a 14,93 N y 11,98 N, y un valor  $p= 0,00000$ . En las unilaterales, no se encontraron estas diferencias, pero de todas maneras, el valor en promedio es ligeramente mayor en bases con longitudes de planos guías mayores, con valores 8,48 N y 7,76 N, y un  $p= 0,12341$ .

Si bien se encontraron diferencias que establecerían un determinante en el tallado respecto a la longitud de planos guías, cuando se analizó la presencia y ausencia de retenedores en las dos distintas longitudes, se determinó, tanto

para las tracciones bi como unilaterales, diferencias significativas en ambos casos. La pérdida de retención parece obvia, pero los valores mínimos siguen siendo mayores que lo aceptado para un buen funcionamiento. Las diferencias respecto de la presencia del retenedor anterior en planos guías de 5 o más mm de longitud tienen un valor  $p= 0,0056$  en tracciones bilaterales y  $p=0,000223$  en unilaterales. En los planos de menor longitud los valores fueron  $p= 0,00000$  para tracciones bi y unilaterales. Cabe hacer notar que a pesar de que la presencia del retenedor influye en la cantidad de retención, los valores para planos guías de mayor longitud son más similares y por lo tanto, difieren menos entre sí, al tener o no retenedor anterior, que los valores para pilares de planos más cortos. En definitiva, el plano guía tiene influencia decisiva en la retención, y mientras mayor sea su longitud, mayor influencia tendrá. Es necesario realizar en estudios posteriores mediciones más precisas y exactas respecto de distintas longitudes para determinar cuando ocurre de acuerdo a esto el menor impacto en la retención.

Al analizar los resultados en su totalidad, es muy probable que dentro de las variables que pueden influir en la posibilidad de remover los brazos retentivos anteriores, la longitud de plano guía pueda ser determinante. Al menos, mostró la mayor cantidad de diferencias significativas. Las diferencias en el tipo de pilares no es un factor que influye en la retención, pues los

resultados no muestran afirmaciones totalmente concluyentes. Es por esto que la longitud de los planos merece ser un factor de estricta evaluación a la hora de planificar un tratamiento protésico en el que se pretenda beneficiar la estética a través de este procedimiento. Los resultados obtenidos respecto a la longitud de planos guías concuerdan con lo que afirma la literatura al respecto.

(6, 7, 16, 31, 32, 36, 39)

En síntesis, podemos decir que en prótesis de vía de carga dentaria, en distintas circunstancias en cuanto a morfología, simetría, cantidad y tipo de pilares, longitud de vanos desdentados y de planos guías, etc. es posible una variación en la fuerza retentiva que puede experimentar un dispositivo protésico removible. Eso nos da una señal para determinar que en algunos casos las condiciones son más óptimas que en otras para poder llevar a clínica la nueva alternativa estética propuesta.

## **7. CONCLUSIONES**

Los objetivos de este estudio consistieron básicamente en comparar la retención *in vitro* en prótesis parcial removible de vía de carga dentaria, tanto en presencia como en ausencia de los retenedores anteriores, con planos guías paralelos, con el fin de determinar la posibilidad de eliminarlos y solucionar un problema estético fundamental de las PPR que involucran pilares anteriores. A la luz de los resultados obtenidos, podemos concluir que:

- Existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de retención en bases sin los brazos retentivos anteriores respecto de aquellas bases que si los tienen, tanto en tracciones bilaterales como unilaterales.
- Hay diferencias estadísticamente significativas entre los valores de retención para bases con y sin retenedores traccionadas bilateralmente respecto a valores reportados en la literatura como suficientes para retener un dispositivo protésico removible, con valores significativamente mayores como resultados de este estudio.
- También se detectaron diferencias estadísticamente significativas al comparar bases con y sin retenedores en tracciones unilaterales, respecto del valor estándar reportado en la literatura, también a favor de los resultados de este estudio.
- Los valores de fuerza obtenidos no decaen respecto de lo que afirma la literatura



como un valor suficiente y aceptable para retener un dispositivo protésico, y se determina que la resistencia retentiva es suficiente para retener una prótesis y permitir su funcionamiento sin problemas.

- Los resultados de este estudio no permiten concluir certeramente el efecto del tipo de pilares anteriores en la retención. Al parecer, no tendrían influencia al existir o no existir los retenedores anteriores, como conclusión de nuestros resultados.
- La variable longitud ocluso gingivales planos guías anteriores es determinante en todos los casos de vía de carga dentaria en la retención brindada por los planos guías.
- De acuerdo a los resultados, es posible determinar que la longitud ocluso gingival mínima para obtener una retención óptima de los planos guías es de 5 mm en promedio de ambos tallados.
- La presencia de retenedores tiene relevancia en la retención según la longitud de planos guías. Sin embargo, las diferencias son menores para los planos guías de mayor longitud y se encuentran en el rango permisible para el funcionamiento adecuado de un dispositivo protésico.
- Entonces podemos concluir que sería posible llevar a cabo en clínica nuestro procedimiento, controlando la longitud vertical del tallado de planos guías anteriores, que en promedio debe tener al menos 5 mm de longitud, lo que

permitirá en una PPR de vía de carga dentaria la eliminación de los brazos retentivos anteriores, obteniendo una retención suficiente y aceptable para mantener el dispositivo protésico en su posición y funcionando óptimamente, sin generar el problema estético que determina la presencia del retenedor metálico.

## **8. SUGERENCIAS**

- En este estudio no fue posible analizar la variable longitud de vano desdentado en su influencia sobre la retención, debido a que la muestra para ésta fue insuficiente, por lo que se sugiere en un próximo estudio generar una muestra más amplia y equiparada entre modelos que tengan vanos más largos y otros más cortos.
- Este estudio contó con una división arbitraria respecto a la longitud de planos guías anteriores, que se delimitó en 5 mm de longitud. Es por eso que se hace necesario en un futuro estudio afinar la longitud crítica en la cual empezamos a perder retención en planos guías menores a 5 mm de longitud vertical, en la cual ya no sería posible retener un aparato protésico sin brazos retentivos anteriores.
- Este es un estudio in vitro, por lo que tiene limitaciones respecto a lo que sucede en clínica. Una de éstas es, respecto a la retención por fricción brindada por los planos guías, que la presencia de saliva presente entre el plano guía y el conector menor puede tener cierta influencia y modificar los valores de fricción intraoralmente, por lo que se sugiere evaluar si esta influencia es determinante en la resistencia retentiva. Así mismo la movilidad que permite el periodonto podría alterar estos resultados.

## 9. RESUMEN

- **Propósito:** El propósito de este estudio experimental *in vitro*, fue comparar la retención en prótesis de vía de carga dentaria en presencia y ausencia de los brazos retentivos anteriores, con el fin de generar una nueva alternativa estética en el tratamiento en base a prótesis parcial removible.
- **Método:** Se obtuvieron los datos de retención probando resistencia a la tracción bilateral y unilateral, en bases metálicas de clase III de Kennedy subd. 1 confeccionadas sobre 7 modelos de yeso con pilares de marfilina. Luego se cortaron los brazos retentivos anteriores y se procedió a medir del mismo modo. La fuerza se midió en una máquina de tracción universal y se expresó en Newton. De esta manera se obtuvieron 280 valores, ya que se realizó en cada base 10 tracciones bilaterales y 10 unilaterales con los retenedores, y luego 10 bilaterales y 10 unilaterales sin estos, completando para cada base 40 valores.
- **Resultados:** Los resultados arrojados demuestran que existen diferencias significativas en los valores de retención al comparar bases con y sin retenedores anteriores; sin embargo, la pérdida de retención no parece tener influencia debido a que supera los valores mínimos reportados en la literatura para un correcto funcionamiento de un

dispositivo protésico. No se encontró una relación concreta respecto del tipo de pilar y la retención. En cuanto a la longitud de planos guías, se demostró que hay diferencias estadísticamente significativas entre pilares con planos guías mayores o iguales a 5 mm con respecto a valores menores. Hay pérdida de retención al eliminar los retenedores en cualquier longitud de plano guía, pero aún permite la eliminación del retenedor anterior.

- **Conclusiones:** Hay pérdida de retención al eliminar de las bases los retenedores anteriores. Los valores, sin embargo, son mayores a los reportados en la literatura como mínimos para que una PPR se retenga correctamente. La longitud de planos guías es un aspecto determinante en la retención, y mientras sea posible tallar planos de al menos 5 mm de longitud ocluso gingival, sería posible eliminar los retenedores anteriores de las bases metálicas que generan un efecto antiestético.

## **10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. O.L. Bezzon, M.G.C. Mattos, R.F. Ribero. "Surveying removable partial dentures: The importance of guiding planes and path of insertion for stability". J Prosthet Dent 1997; 78: 412- 418.
2. U.Santana- Penín, M. J. Mora. "An esthetically attractive twin- flex clasp for removable partial dentures". J Prosthet Dent 1998; 80: 367- 70.
3. Andiará de Rossi, Rubens Ferreira Albuquerque Junior, Osvaldo Luiz Bezzon. "Esthetic options for the fabrication of removable partial dentures: A clinical report". J Prosthet Dent 2001; 86: 465- 7.
4. Tugberk Arda, Ayla Arıkan. "An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt- chromium clasps". J Prosthet Dent 2005; 94: 267-274.
5. J. Brudvik, R. Palacios. "Lingual retention and the elimination of the visible clasp arm". J Esthet Restor Dent 2007; 19: 247- 255.
6. Ahmad, Sheriff, Waters. "The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention". J Prosthet Dent 1992; 68: 928- 33.
7. Steven Soo, Theresa Leung, "Hidden clasps versus C clasps and I bars: A comparison of retention". J Prosthet Dent 1996; 75: 622- 25.

8. J. S. Suh, E. Billy. "Rotational path removable partial denture (RPD): Conservative esthetic treatment option for the edentulous mandibular anterior region: a case report" *J Esthet Restor Dent* 2008; 20: 98- 107.
9. D. Loza. "Prótesis Parcial Removable". Ed. 1° Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas. Caracas 1992. 172pp.
10. J. C. Borel, J. Schittly, J. Exbrayat. "Manual de Prótesis Parcial Removable". Ed. 1° Masson, Barcelona, 1996. 335 pp. 51- 120. Cap. 7.
11. Mc Craken. "Prótesis Parcial Removable". Ed. 10° Panamericana, Buenos Aires, 2004. 569 pp.
12. L. Sandu, Faur, Bortun. "Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps". *J Prosthet Dent* 2007; 97: 39- 44.
13. Scott Waghorn, Dusan V. Kuzmanovic. "Technique for preparation of parallel guiding planes for removable partial dentures". *J Prosthet Dent* 2004; 92: 201- 2.
14. H. Shimizu, Y. Takahashi. "Highly filled composite partial coverage restorations with lingual rest seats and guide planes for removable partial dentures" *J Prosthet Dent* 2008; 99: 73- 74.
15. M. Saito, K. Notani, Y. Miura, T Kawasaki. "Complications and failures in removable partial dentures: a clinical evaluation" *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 627- 633.

16. J.H. Jorge, E. Giampaolo, C. Vergani, A. Machado, A. Pavarina, M. Cardoso de Oliveira. "Clinical evaluation of abutment teeth of removable partial denture by means of the Periotest method" *J of Oral Rehabilitation* 2007; 34: 222- 227.
17. J. C. Davenport, R. Basker, J. Heath, J. Ralph, P. O. Glantz. P. Hammond. "Clasp Design" *Br Journal Dent* 2001; 190: 71- 81.
18. J. Bridgeman, V. Marker, S. Hummel, B. Benson, L. Pace. "Comparison of titanium and cobalt- chromium removable partial denture clasps" *J Prosthet Dent* 1997; 78: 187- 193.
19. C. Vanzeveren, W. D'Hoore, P. Bercy, G. Leloup. "Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I" *J of Oral Rehabilitation* 2003; 30: 447- 458.
20. D. Loza, H. R. Valverde. "Diseño de Prótesis Parcial Removible" Ed. Ripano, Madrid. 2007. 239 pp. 45- 66. Cap. 2.
21. D. Dunham, J. Brudvik, J. Morris, K. Plummer, S. Cameron. "A clinical investigation of the fit of removable partial dental prosthesis clasp assemblies" *J Prosthet Dent* 2006; 95: 323- 6.
22. Díaz A. "Estudio *in vitro* de la capacidad de retención de un nuevo complejo retentivo estético: circunferencial palatino en prótesis



- removable”. Tesis de pregrado, Facultad de Odontología, Universidad de Chile. Santiago, 1994.
- 23.E. Miller. “Prótesis Parcial Removable”. Ed. Interamericana, México, 1975. 352 pp.
- 24.García J., Olavarría L. “Prótesis Removable Parcial: secuencia práctica y lógica para su diseño”. U. de Valparaíso, 2003. 187 pp.
- 25.G. Zarb. “Tratamiento protodóntico para el parcialmente desdentado”. Ed. Mundi, Buenos Aires, 1985.
- 26.Y. Sato, O. Shimodaira, N. Kitagawa. “Systematic clinical evaluation and correction procedures for support of removable partial dentures” J of Prosthodontics 2007; 2008: 228- 232.
- 27.D. Henderson, T. Seward. “Design and force distribution with removable partial dentures: a progress report”. J Prosthet Dent 1967; 17: 350- 364.
- 28.Romo F., Contreras C. “Medición *in vitro* de distintos tipos de retenedores”. Rev. Soc. Prótesis Estomatológica. Vol IV: 39- 43, 1988.
- 29.Y. Sato. “Clinical methods for adjusting retention force of cast clasps” J Prosthet Dent 1999; 82: 557- 61.
- 30.A. da Fonte, 2008, A. Machado, E. Giampaolo, I. L. Santana. C. Vergani. “Dual Path: A concept to improve the esthetic replacement of missing

anterior teeth with a removable partial denture". J of Prosthodontics 2008; 17: 586- 590.

31. Ali, Waters, Nairn, West, Sherriff. "A laboratory investigation of the role of guide planes in the retention of cast cobalt- chromium alloy partial denture frameworks". J of Dentistry 2001; 29: 291- 299.
32. Y. Sato, R. Hosokawa. "Proximal plate in conventional circumferential cast clasp retention" J Prosthet Dent 2000; 83: 319- 22.
33. D. Kim, C. Park, Y. Yi, L. Cho. "Comparison of cast Ti- Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps" J Prosthet Dent 2004; 91: 374- 82.
34. T. Canning, M. O' Sullivan. "Acrylic resin jigs as an aid to parallel guiding plane preparation" J Prosthet Dent 2008; 99: 162- 264.
35. A. A. Aziz Mahmoud, N. Wakabayashi, H. Takahashi. "Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model" Dental Materials 2007; 23: 317- 324.
36. A. J. Kippax, R. C. Shore, R. M. Basker. "Preparation of guide planes using a reciprocating handpiece" Br Dent J 1996; 180: 216- 220.
37. D. G. Jochen. "Achieving planned parallel guiding planes for removable partial dentures" J Prosthet Dent 1972; 27: 654- 661.

38. Kratochvil F. "Prótesis Parcial Removible". Ed. Interamericana McGraw-Hill, 1989. 218 p. p:44- 47.
39. Y. Sato, K. Tsuga, Y. Abe, Y. Akagawa. "Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half- oval cast clasps" J of Oral Rehabilitation 1999; 26: 554- 558.
40. J. Holt. "Guiding planes: When and where". J Prosthet Dent 1981; 46: 4- 6.
41. P. S. Ma, J. Brudvik. "Managing the maxillary partially edentulous patient with extensive anterior tooth loss and advanced periodontal disease using a removable partial denture: a clinical report" J Prosthet Dent 2008; 100: 259- 263.
42. Aguirre J. "Verificación de diferencias estadísticamente significativas entre los planos guías proximales preparados en boca respecto a los efectuados en el modelo de estudio al utilizar la técnica de estampado termoplástico como patrón de desgaste". Tesis de Pregrado. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2005.
43. A. Pavarina, A. Machado, C. Vergani, E. Giampaolo. "Preparation of composite retentive areas for removable partial denture retainers" J Prosthet Dent 2002; 88: 218- 220.

44. Y. Tegawa, Y. Kinouchi. "Dental magnetic attachment: Toward third generation devices" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2008; 55: 1185- 1190.
45. Bilurbina, Liesa. "Materiales no metálicos resistentes a la corrosión". Marcombo Boixareu Editores, 1990. 150 pp. Pag.28-30, 44-46.
46. C. Ohkubo, S. Hanatani, T. Hosoi. "Present status of titanium removable dentures- a review of the literature" J of Oral Rehabilitation 2008; 1- 9.
47. R. Rodrigues, R. Ribeiro, M. Chiarello de Mattos, O. Bezzon. "Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt- chromium removable partial dentures" J Prosthet Dent 2002; 88: 290- 6.
48. R. J. Williams, R. Bibb, T. Rafik. "A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying" J Prosthet Dent 2004; 91: 85- 8.
49. R. J. Williams, R. Bibb, D. Eggbeer, J. Collins. "Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework" J Prosthet Dent 2006; 96: 96- 9.