

UNIVERSIDAD DE CHILE  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
CLÍNICA ODONTOLÓGICA DEL ADULTO

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA DISTORSIÓN  
POSICIONAL DE TRANSFERS EN LA TOMA DE IMPRESIÓN  
UTILIZANDO DOS TÉCNICAS DE FERULIZACIÓN EN  
REHABILITACIÓN ORAL IMPLANTO-ASISTIDA”**

Pedro Pablo Elías Mangelsdorff Galeb

TRABAJO DE INVESTIGACION  
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE  
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL

Prof. Dr. Fernando Romo Ormazábal

TUTORES ASOCIADOS

Dr. Eduardo Celis García

Prof. Dra. María Angélica Torres V.

Santiago – Chile

2006

## **AGRADECIMIENTOS**

- ◆ A mis Padres, gracias por creer en mí y darme su apoyo, amor y confianza durante todo este tiempo, sin ustedes nada de esto habría sido posible.
- ◆ Mi hermano Günther, por su gran cooperación, entusiasmo y disponibilidad con la estadística de este trabajo.
- ◆ Mi hermana Ivonne, por su compañía y notable análisis en la redacción del proyecto.
- ◆ Al Dr. Eduardo Celis, alias Tino, tutor asociado del presente estudio, profesor ayudante de Clínica Integral del Adulto de 5º año, de la Universidad de Chile; gran persona y valor importante en la culminación de mi primera etapa profesional, apoyo constante en la realización de esta tesis creativa e innovadora.
- ◆ A la Dra. María Angélica Torres, tutora asociada de esta tesis, Prof. Dra. de Clínica Integral del Adulto de 5º año, de la Universidad de Chile; gran cooperación, disponibilidad y capacidad de corrección en la esquematización y redacción de este trabajo de investigación.
- ◆ Al Dr. Fernando Romo, tutor principal en la investigación, Prof. Dr. de Clínica Integral del Adulto de 5º año, de la Universidad de Chile; por su ayuda y aporte de conocimientos.
- ◆ A mi otro hermano Felipe Olavarría, junto a su familia; por su constante motivación y aliento en este trabajo, colaborando en la parte experimental de este proyecto.
- ◆ Al Sr. Victor Huenul Dartwing, fabricante del modelo experimental de esta investigación; por su gran disponibilidad y gratitud.
- ◆ Y por último a mi familia en general, por su apoyo a lo largo de mi vida y de mis estudios universitarios.

# ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN .....	15
2.	MARCO TEÓRICO .....	18
2.1	GENERALIDADES DEL DESDENTAMIENTO .....	18
2.2	REHABILITACIÓN ORAL Y ALTERNATIVAS DE TRATAMIENTO.	19
2.3	IMPLANTOLOGÍA ORAL.....	21
2.3.1	<i>ÉXITO EN IMPLANTOLOGÍA.</i> .....	22
A.	PARÁMETROS CLÍNICOS DE ÉXITO. ....	24
B.	PARÁMETROS PROTÉSICOS DE ÉXITO. ....	24
2.3.2	<i>BIOMECÁNICA EN R.O.I.A.</i> .....	26
A.	FACTORES GEOMÉTRICOS DE CARGA EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A. ....	27
B.	FACTORES DE CARGA OCLUSALES EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A. ....	31
C.	CAPACIDAD DE SOPORTE DE LA INTERFASE FUNCIONAL. ....	32
D.	FACTORES TÉCNICOS EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A. ....	33
2.4	SOBREVIDA Y COMPLICACIONES EN R.O.I.A. ....	34
2.5	TOMA DE IMPRESIONES EN R.O.I.A. ....	39
2.5.1	<i>IMPRESIONAR DIRECTAMENTE UN MUÑÓN INSTALADO Y AJUSTADO.</i> .....	40
2.5.2	<i>TRANSFERIR LA PLATAFORMA DEL IMPLANTE.</i> .....	41
A.	TÉCNICA A CUBETA CERRADA. ....	41

	<b>B. TÉCNICA A CUBETA ABIERTA.....</b>	<b>42</b>
<b>2.6</b>	<b>RESINA ACRÍLICA DE AUTO-POLIMERIZACIÓN.....</b>	<b>46</b>
	<b>2.6.1 COMPOSICIÓN, DOSIFICACIÓN Y POLIMERIZACIÓN.....</b>	<b>46</b>
	<b>2.6.2 INCONVENIENTES RELACIONADOS CON LA FERULIZACIÓN DE COFIAS DE TRANSFERENCIA.....</b>	<b>49</b>
<b>3.</b>	<b>HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....</b>	<b>52</b>
	<b>3.1 HIPÓTESIS.....</b>	<b>52</b>
	<b>3.2 OBJETIVO GENERAL.....</b>	<b>52</b>
	<b>3.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....</b>	<b>53</b>
<b>4.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODO.....</b>	<b>55</b>
	<b>4.1 MATERIALES.....</b>	<b>55</b>
	<b>4.2 MÉTODO.....</b>	<b>60</b>
	<b>4.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....</b>	<b>67</b>
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>68</b>
	<b>5.1 ANÁLISIS DE DISTORSIÓN POSICIONAL EXPRESADO EN VARIACIÓN DIMENSIONAL ENTRE LOS TRANSFERS.....</b>	<b>68</b>
	<b>5.2 ANÁLISIS DE DISTORSIÓN POSICIONAL EXPRESADO EN AJUSTE DE COFIAS SOBRE LOS ANÁLOGOS.....</b>	<b>72</b>
<b>6.</b>	<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>78</b>
<b>7.</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>82</b>

<b>8.</b>	<b>SUGERENCIAS.....</b>	<b>83</b>
<b>9.</b>	<b>RESUMEN.....</b>	<b>85</b>
<b>10.</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>87</b>

## 1. INTRODUCCIÓN

La Odontología moderna ha incorporado los implantes de titanio óseo-integrados como artificios adicionales de retención y/o soporte en la rehabilitación de pacientes con distintos grados de desdentamiento, mejorando su calidad de vida mediante soluciones predecibles y exitosas a largo plazo. (1, 2, 3)

Unos de los parámetros más importantes en Rehabilitación Oral Implanto-Asistida (R.O.I.A.) es lograr y mantener la Óseo-integración de los implantes en el tiempo (4).

La transferencia de fuerzas al hueso peri-implantario (interfase funcional) es un aspecto crítico y difícil de manejar, ya que en ausencia de ligamento periodontal, su movilidad se ve limitada a una décima parte en comparación con los dientes naturales (5). Ante sobrecargas se acumulan tensiones, que finalmente se ven reflejadas en aflojamiento repetido de tornillos, fractura de componentes roscados y pérdida ósea progresiva. (6, 7)

*Pjetursson et al*, (8) estiman que durante los primeros 5 años post-rehabilitación sobre implantes, sólo un 61.3% de los tratamientos están libres de cualquier complicación, agrupándose en dos grandes categorías: de origen *Biológico* (complicaciones de tejidos blandos y periimplantitis) y de origen *Técnico* (fractura del implante, complicaciones relacionadas con la supra-estructura y con la conexión), siendo estas últimas las que presentan mayor incidencia.

Entre los factores para el éxito técnico o biomecánico de la rehabilitación encontramos el Ajuste Pasivo de las supra-estructuras sobre las fijaciones, optimizando las cargas tanto al implante como al tornillo de retención (9, 10, 11). En la práctica resulta difícil de lograr, y mientras mayor sea el desajuste cervical (gap), al estar el sistema en funcionamiento, las cargas se verán traducidas en mayor tensión, aumentando los riesgos de pérdida de mecanismo de estabilidad, retención de las supra-estructuras (aflojamiento y/o fractura de tornillos) y sobrevida implantaria (óseo-integración). (12, 13, 14)

Para obtener este ajuste pasivo y distribuir correctamente las cargas es necesario un buen registro tridimensional de las plataformas implantarias en la toma de impresiones, donde se ha identificado que las distorsiones provienen principalmente de las variaciones dimensionales que experimentan el *material de impresión* y las alteraciones posicionales de las *cofias de transferencia* dentro de éste. (15, 16).

Para solucionar este último inconveniente se ha recomendado ferulizar las cofias (transfers) con resina acrílica mejorada auto-polimerizable, demostrando obtener modelos definitivos más exactos con respecto a las técnicas no ferulizadas (5, 9, 13, 17, 18, 19). Contrario a estos planteamientos, hay estudios (20, 21, 22) que no encuentran diferencias significativas entre ambas técnicas y más aún, otros (23, 24) que dicen generar mayor distorsión en la posición y relación tridimensional de los transfers al ferulizarlos con este material.

La contracción durante la polimerización es propiedad intrínseca de este material, resulta difícil de manejar y casi imposible de evitar al ferulizar los transfers durante la toma

de impresiones (25), ocurriendo la mayor parte dentro de los primeros 17 minutos durante la mezcla a temperatura ambiente (20).

Ante esta contracción, e independiente de las consideraciones del material de impresión, se ha propuesto el uso de acrílico en conjunto con algunos materiales que actuarían como soporte estructural (3, 26), utilización de anillos (2) y barras prefabricadas de resina acrílica (27), para asegurar una conexión rígida entre las cofias, además de otros procedimientos que aumentan los pasos operatorios previos a la impresión (10, 28) con el afán de disminuir la cantidad de resina utilizada en el procedimiento y, por ende, su contracción al polimerizar.

Sin embargo, no ha quedado claro cuál de las técnicas descritas en estudios *in vitro* es la más precisa y menos compleja para ferulizar los transfers. Basándose en el supuesto que el alambre ortodóncico -al ser más rígido que la seda dental- podría limitar la contracción de polimerización del acrílico, el objetivo de nuestro estudio radica en una comparación de la distorsión posicional entre dos transfers luego de ser ferulizados con resina acrílica mejorada de auto-polimerización en un modelo experimental, utilizando ambos materiales como soporte estructural para el acrílico (alambre ortodóncico v/s seda dental), y luego de cortar y referulizar las estructuras en un segundo tiempo operatorio.

Precediendo los resultados obtenidos en este estudio, presentamos un respaldo teórico con temas relevantes para la investigación, tales como: Implantología y factores de éxito, Biomecánica y complicaciones en R.O.I.A., Ajuste Pasivo, Técnicas de impresión para implantes, Propiedades del acrílico de auto-curado y Ferulización de cofias de transferencia.

## **2. MARCO TEÓRICO**

### **2.1 GENERALIDADES DEL DESDENTAMIENTO**

El Sistema Estomatognático corresponde a una unidad biológica morfo-funcional que está capacitada para realizar diversas funciones fundamentales para el desarrollo normal del organismo, tales como: respiración, deglución, fono-articulación y masticación. (1, 29)

Sin embargo, estas funciones vitales se pueden ver alteradas dependiendo del grado de desdentamiento que presenten los individuos, acarreando, en etapas más avanzadas, cambios morfológicos pronunciados en el soporte facial y algunas alteraciones estructurales y funcionales tales como:

- Detrimento del aspecto estético.
- Modificación de las zonas de soporte.
- Pérdida de la eficiencia masticatoria.
- Inclinación, migración y extrusión dentaria.
- Atrición dentaria.
- Pérdida de la dimensión vertical por falta de soporte oclusal.
- Alteraciones en la ATM, entre otros. (30)

Es sabido que el aparato masticatorio está involucrado en el proceso de trituración de los alimentos, cuya responsabilidad recae directamente en las piezas dentarias y los tejidos de soporte.

Cuando se pierde un diente se interrumpe la integridad estructural de la arcada dentaria, realineándose hasta conseguir un nuevo estado de equilibrio. Así, en el caso de desdentados parciales, los dientes adyacentes y/o antagonistas al vano desdentado se desplazan hacia él, en especial aquellos por distal al espacio que suelen moverse en masa, siendo lo más habitual que se genere una inclinación. (31)

## **2.2 REHABILITACIÓN ORAL Y ALTERNATIVAS DE TRATAMIENTO.**

La pérdida de piezas dentarias, ya sea parcial o total, crea en el paciente la necesidad de reestablecer el equilibrio estructural, funcional y estético, correspondiendo a uno de los principales motivos de consulta en la atención odontológica. (31)

La rehabilitación protésica de estos pacientes contempla diversas opciones de tratamiento, agrupándose en 3 grandes categorías:

- ***Prótesis Removible:*** Parcial o Total.
- ***Prótesis Fija:*** Unitaria o Plural.
- ***Rehabilitación Oral Implanto Asistida (R.O.I.A.).***

Al momento de elegir el tipo de tratamiento a instaurar es necesario tomar en cuenta el tipo y cantidad de soporte disponible en cada caso particular, el estado estructural de las piezas remanentes y la condición periodontal de los posibles pilares protésicos, entre otros factores. De esta forma pueden darse situaciones en que tengamos soporte dentario exclusivo, solamente soporte mucoso o una combinación de ambos (soporte mixto). Estas opciones se amplían con la utilización de implantes óseo-integrados, pudiendo generar soporte a través de estas fijaciones intra-óseas en combinación de dientes y/o mucosa.

En algunos casos se puede optar por tratamientos que combinen más de una categoría protésica (Prótesis de Complementación), utilizando aditamentos de retención más complejos que permitan unir y fijar una estructura con otra para el correcto funcionamiento del sistema.

Además de tomar en cuenta las características antes nombradas para optar por un tratamiento u otro, es importante no dejar de lado los criterios biomecánicos relacionados con el funcionamiento de la rehabilitación en la cavidad oral, las implicancias estéticas y los factores económicos, además de los deseos y expectativas de cada paciente. (31)

De esta forma, reuniendo todos estos aspectos, el criterio fundamental en la planificación es la simplificación del tratamiento, procurando que se adapte a las necesidades del paciente y que al mismo tiempo sea razonable de instaurar.

### **2.3 IMPLANTOLOGÍA ORAL**

En 1977 *Bränemark et al* desarrollaron un nuevo concepto en Rehabilitación Oral, introduciendo el uso de los implantes de titanio óseo-integrados como artificios adicionales en el tratamiento del desdentamiento. (2, 3)

En sus inicios, los implantes orales fueron principalmente usados para el tratamiento de pacientes edéntulos, mostrando resultados exitosos, y con el pasar de los años sus indicaciones fueron ampliándose, siendo los pacientes parcialmente desdentados los que mayoritariamente reciben implantes hoy en día. (8)

Esta nueva técnica ha permitido a la odontología proveer de rehabilitación integral al Sistema Estomatognático y mejorar la calidad de vida a pacientes total y parcialmente desdentados con resultados clínicos eficaces a largo plazo. (8, 9, 12)

### 2.3.1 ÉXITO EN IMPLANTOLOGÍA.

La Implantología Oral se basa en el anclaje a nivel intra-óseo, siendo el hueso un tejido vital que actúa como soporte a nivel esquelético, regulador del medio interno, almacenador de sales de calcio y portador de tejido hematopoyético en su interior. (32)

El concepto de óseo-integración es definido como *unión íntima, estructural y funcional entre el tejido óseo vivo y la superficie del implante sometido a carga funcional*. Para lograr esta unión es necesario preparar el hueso con un mínimo de daño, removiendo el volumen justo de tejido y dejando su topografía lo más intacta posible. Una vez instalada la fijación (implante) en el espesor del hueso, durante la cicatrización permanece un coágulo entre ambas superficies (Titanio-coágulo-tejido óseo), que en ausencia de cargas se va transformando en nuevo hueso mediante la formación de un callo óseo. (26)

Así, el hueso dañado circundante producto del trauma quirúrgico (falta de irrigación y/o elevación de la temperatura) también repara, sufriendo revascularización y remodelación, que al término de este proceso de integramiento permite un enlace mecánico fuerte sobre la superficie rugosa del implante (fijación). (4)

Dependiendo de la densidad y calidad ósea, el *contacto óseo efectivo* del implante puede ir desde +80% (Hueso D-1) hasta +25% (Hueso D-4) en promedio, favoreciendo o disminuyendo su estabilidad inicial. Mientras mayor es el contacto óseo efectivo mejor

es la distribución de las fuerzas y menor la tensión transmitida a nivel de la unión implante-hueso (*Interfase Funcional*).

El punto crucial es que el hueso y la médula ósea deben cicatrizar como tejidos altamente diferenciados, sin dejar que se desarrolle un tejido cicatrizal poco diferenciado cuando está en contacto con el implante. En su defecto, puede producirse una Fibro-integración, consistente en una trama de fibras colágenas paralelas al eje mayor del implante sin la capacidad de transmitir fuerzas al hueso, aumentando de grosor a expensas de la reabsorción ósea hasta terminar con la viabilidad de la fijación. (4, 32)

En la óseo-integración se ha comprobado la alta biocompatibilidad que manifiesta el Titanio en la formación de esta interfase funcional con el tejido óseo, relacionándose directamente con las características de su óxido de superficie. (4)

Dicho material bioinerte y aloplástico, combina las bondades mecánicas con un módulo de elasticidad cercano al hueso, una dureza capaz de soportar fuerzas elevadas y con una estabilidad biológica dada por la pasividad de la capa de óxido (3 a 5 nm) que se forma tanto en el aire como en el agua, muy resistente al ataque químico, situándolo como uno de los metales más resistentes a la corrosión. (4, 32)

## **A. PARÁMETROS CLÍNICOS DE ÉXITO.**

Para que el proceso de óseo-integración sea considerado exitoso debe ser evaluado, así como también la relación con los tejidos blandos, mediante una serie de parámetros o factores clínicos y radiográficos, tales como: inmovilidad, nivel óseo mantenido, ausencia de dolor, ausencia de sangramiento y procesos inflamatorios, ausencia de radiolucidez y sonido mate a la percusión. (26)

## **B. PARÁMETROS PROTÉSICOS DE ÉXITO.**

Junto con estos criterios de éxito, también hay factores clínicos a tomar en cuenta desde el punto de vista protésico, entre los cuales podríamos nombrar: posición del implante, relación con otros implantes o dientes vecinos, inclinación al eje de inserción, eje de rotación y de aplicación de cargas, relación con los tejidos blandos y espacio interoclusal adecuado.

Las condiciones ideales para que los implantes sean una fijación óptima en un tratamiento protésico requieren que estén bien implantados, que sean cargados axialmente, minimizando las cargas laterales, ausencia de contactos prematuros y la conservación de los tejidos blandos circundantes.

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

Además de la ausencia de ligamento periodontal y del escaso rango de movilidad de  $\pm 10\mu\text{m}$  (5, 33), los implantes óseo-integrados se diferencian de los dientes naturales en el umbral mínimo o absoluto de percepción táctil (mínimo nivel de fuerza capaz de producir la sensación de tacto) dado por la *senso-óseo-percepción*, resistiendo casi 10 veces más antes de que exista un estímulo de percepción de carga.

(34)

En Implantología no es habitual que se produzca deformación, siendo el Titanio más rígido que el tejido óseo, por ende, puede esperarse que una vez óseo-integrada la fijación se deforme mucho menos que el hueso, movilizándose como un cuerpo rígido, que arrastra y deforma consigo al hueso según las tensiones inducidas (4, 33).

### **2.3.2 BIOMECÁNICA EN R.O.I.A**

En odontología implantológica, el estudio de la biomecánica explica diversas complicaciones técnicas que ocurren en el tiempo. Es por esto que el tratamiento rehabilitador sobre implantes debe tomar en cuenta tanto las características del tejido óseo como los componentes mecánicos del sistema.

Al planificar estos tratamientos se deben tener bajo control ciertos factores o parámetros, entre los cuales podríamos nombrar: (34, 35)

- A.** Factores geométricos de carga.
- B.** Factores oclusales de carga.
- C.** Capacidad de soporte de la interfase funcional.
- D.** Factores técnicos.

## **A. FACTORES GEOMÉTRICOS DE CARGA EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A.**

Cualquier estructura sujeta a una carga no está exenta de posibles sobrecargas, momentos de flexión y de complicaciones posteriores.

El *Momento de Flexión* es definido como fuerza multiplicada por el brazo de palanca. Si aumenta el brazo de potencia también lo hace proporcionalmente el momento de flexión y el estrés en el sistema. (34, 35)

La Sobrecarga corresponde a una condición donde las fuerzas funcionales o parafuncionales ejercen la carga que provoca el fracaso del implante, la pérdida del soporte óseo, la fractura por fatiga del componente o una combinación de estas condiciones. (34, 35)

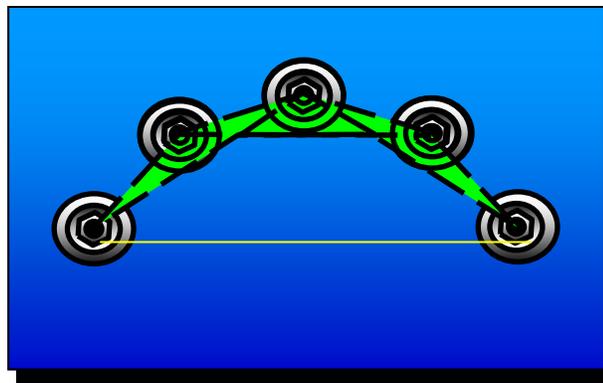
Cuando las fuerzas son aplicadas axialmente (a lo largo del eje mayor de la fijación) el estrés se distribuye alrededor de la sección transversal y las roscas del implante, que junto al tejido óseo, tendrá una alta capacidad de soportar las cargas. (34, 35, 36)

Por el contrario, si la fuerza o un componente de ella es aplicado en dirección transversal, en relación al eje axial, se producirá un momento de flexión sobre el implante y, aunque la fuerza actuante sea de magnitud razonable, las fuerzas necesarias para contrarrestar el momento de flexión pueden ser excesivas debido al

efecto de palanca. Por ello, las cargas axiales son preferibles biomecánicamente. (34, 35)

Al rehabilitar mediante implantes óseo-integrados, ya sea arcadas completas o parciales, lo que se busca es una estabilización de la estructura protésica sobre las fijaciones, de tal manera que permita distribuir correctamente las fuerzas sin generar cargas que desestabilicen el sistema.

Las *Rehabilitaciones de arcada completa* sobre implantes se sustentan en la utilización de múltiples fijaciones posicionadas en forma de arco, logrando un soporte poligonal de base amplia, denominado *Estabilización de Arco Cruzado*, logrando con ello que las fuerzas masticatorias se distribuyan adecuadamente a través de toda el área transversal de los implantes y de la interfase funcional de óseo-integración de cada uno de ellos. (Fig. 1)



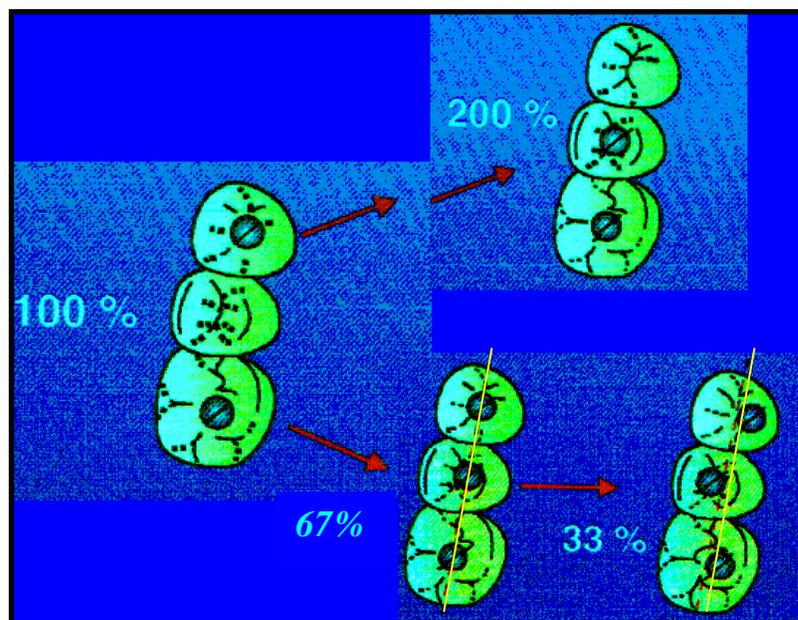
**Fig. 1 Rehabilitación Arcada completa sobre implantes:** distribución espacial de las fijaciones en forma de arco, contrarrestando los múltiples ejes lineales que puedan producirse al distribuir las fuerzas. (Palacci, P. y Ericsson, I.) (34)

La conexión débil no sólo se encuentra en la zona de la interfase funcional hueso-implante, sino que también a nivel de los tornillos protésicos, siendo estos aparatos roscados los switch de seguridad o fusibles del sistema. (34, 37)

Contrario a esta distribución espacial, en *Rehabilitaciones parciales de vanos desdentados y de extremos libres*, los implantes tienden a ser colocados en una configuración lineal, incrementando posibilidad de fuerzas de flexión lateral a través de un eje lineal de rotación, por tanto, la prótesis implanto soportada está expuesta con más frecuencia a momentos de flexión. (32, 34, 35, 37)

De esto se deduce que la sobrecarga con flexión en rehabilitaciones de extremos libres sobre implantes situados linealmente presenta patrones de distribución de fuerzas muy deficientes comparada con la carga axial. Así, las manifestaciones clínicas de sobrecargas por flexión podrían expresarse en un aflojamiento repetitivo de tornillos, fractura de los componentes roscados y pérdida ósea marginal progresiva. (4, 5, 6, 7, 34, 35, 37)

Si se pudiera colocar un implante central desplazado fuera de la línea que une los de los extremos (posición offset), la distribución de las fuerzas se haría en un área de superficie, reduciéndose el estrés en la interfase a un 33% del que se genera al colocar los tres implantes en línea (Fig. 2). (32, 34, 35, 37)



**Fig. 2 Rehabilitación de Extremo libre:** Reducción en la generación de estrés a un 33% al generar un área de superficie para distribuir las fuerzas colocando un implante central en una posición offset. (Palacci, P. y Ericsson, I.) (34)

Para distribuir correctamente las cargas, dependiendo del caso al rehabilitar sobre implantes, lo *ideal* sería usar un implante por cada corona a reemplazar, sin usar cantilevers ni intermediarios, prefiriendo implantes de plataforma ancha (mientras el caso lo permita) y posicionar los implantes en una configuración tripodea, resguardando siempre la relación con el centro protésico. (34)

La conexión de implantes en conjunto con piezas naturales es un tema controversial en la actualidad, siendo diversas las posturas al respecto. Las diferencias respecto al grado de movilidad entre uno y otro pueden aumentar los riesgos de fracaso al compartir las cargas inequilibradamente entre los soportes dispares, siendo los dientes 10 veces más móviles que los implantes. (32, 34, 37, 38, 39)

## **B. FACTORES DE CARGA OCLUSALES EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A.**

El efecto de las fuerzas masticatorias sobre los implantes se puede modificar dependiendo de las condiciones oclusales. Si se permite un contacto cuspídeo, el aumento de su inclinación por sobre los  $10^\circ$  provoca un incremento de la magnitud de los componentes de la fuerza transversal, generando fuerzas cizallantes mayores con una dirección que se aleja del eje axial y, cuanto más lateral es el contacto, tanto mayor es la palanca. (34, 35)

Para contrarrestar estos efectos lo ideal es usar implantes de mayor diámetro, centralizar los contactos, manejar el diseño de las superficies oclusales reduciendo la mesa oclusal (coronas en molares más estrechas: Premolarización), junto con cúspides bajas y planas, pues sólo así se disminuye el torque y evitamos las cargas desviadas del eje axial. (34, 35, 37)

### **C. CAPACIDAD DE SOPORTE DE LA INTERFASE FUNCIONAL.**

La estabilidad primaria del anclaje de la fijación está determinada por la calidad y cantidad ósea peri-implantaria. Es de vital importancia el soporte cortical, dado que el engranaje de las roscas del implante en el hueso incrementa la capacidad de transmitir las cargas, siendo el anclaje bicortical el que más aumenta la cantidad de soporte óseo y con ello la resistencia a la flexión. (34-37)

En este ámbito, la técnica quirúrgica es muy importante en cuanto al uso efectivo del tejido óseo disponible, pero siempre teniendo en cuenta un enfoque protésico al momento de planificar la intervención.

Además de los cuidados en la técnica quirúrgica para mejorar la retención y estabilidad implantaria, el anclaje puede ser mejorado modificando la inclinación de las fijaciones a nivel intraóseo, que en determinadas situaciones puede proporcionar una mejor posición coronaria y con ello favorecer el soporte protésico. Sin embargo, inclinar un implante en sentido V/L o V/P al rehabilitar vanos desdentados, puede convertirse en un problema potencial si la reconstrucción protésica está situada en posición offset con relación a la plataforma implantaria, generando momentos de flexión nocivos para el funcionamiento del sistema. (34-37)

Por consiguiente, el objetivo principal a nivel biomecánico consiste en posicionar la plataforma del implante lo más cerca posible a la dirección actuante de la

fuerza, de manera tal que reduzca el brazo de palanca y, por ende, el momento de flexión. Así, utilizando esta posición, se puede inclinar el implante para mejorar su anclaje. (34-37)

#### **D. FACTORES TÉCNICOS EN LA PLANIFICACIÓN DE R.O.I.A.**

Las características mecánicas de los componentes del implante, tales como la precisión de las interfases, la precarga de unión de tornillo y las técnicas de cierre, pueden influir en la capacidad de carga de la restauración implantológica. Estos factores no siempre son evidentes, pudiendo ocasionar complicaciones sin advertencia aparente. (34)

Los problemas técnicos continúan siendo un punto crítico en la rehabilitación implanto-soportada, incluyendo la incapacidad de asegurar un ajuste pasivo en la fabricación de estructuras protésicas y de no poder corregir estos desajustes, junto con desarrollar esquemas oclusales que no sobrecarguen el sistema. (9, 10, 12, 18, 40)

Para mantener las estructuras protésicas reunidas, los tornillos deben fijarse con cierta fuerza al implante, denominándose como Precarga a esta fuerza compresiva de Torque (N/cm), cuyo valor lo da el fabricante dependiendo del pilar y el diámetro del implante. Si las fuerzas aplicadas no exceden el valor de la precarga, la interfase

prótesis-pilar soportará dicha carga y la estructura se mantendrá en contacto. Por el contrario, si el valor es excedido, la interfase comienza a abrirse y el tornillo a deformarse, pudiendo llegar a la fractura.

Cuando nos referimos a los elementos roscados en el sistema hacemos referencia a dispositivos que dan elasticidad y que son considerados disipadores de cargas, es por esto que hoy en día ya no se considera un sistema rígido, ni en la unión del implante con el hueso, ni en las estructuras protésicas.

## **2.4 SOBREVIDA Y COMPLICACIONES EN R.O.I.A.**

Las actividades de investigación clínica en la odontología de implantes se ha enfocado, entre otros tópicos, en la sobrevida implantaria y restauraciones implanto-soportadas, y en la incidencia de complicaciones técnicas / biológicas. (8)

La Sobrevida es definida como la permanencia *in situ* de la prótesis con o sin modificaciones, en cambio, el Éxito corresponde a la permanencia *in situ* libre de complicaciones dentro del periodo de observación.

Las complicaciones en rehabilitaciones sobre implantes óseo-integrados se agrupan en dos grandes categorías:

- **BIOLÓGICAS.**

Se incluyen complicaciones de los tejidos blandos (fístula, hiperplasia, gingivitis) y peri-implantitis (profundidad al sondaje  $\geq$  5 mm con sangramiento). (8)

- **TÉCNICAS.**

Abarcan diversos aspectos, tales como: pérdida de tornillos (oclusal o del pilar), fractura del pilar, fractura de tornillos, fractura del implante, fractura del cemento, fractura del revestimiento, pérdida de retención, intrusión y fracturas de dientes de empalme (restauraciones sobre diente-implante).

*Pjetursson et al* (8) estiman que la sobrevida de los implantes en rehabilitaciones orales con Prótesis Fija Plural (PFP), después de 5 años es de un 95.4%, descendiendo a 92.8% luego de 10 años en función. La sobrevida de estas restauraciones fue de 95% después de 5 años y de 86.7% tras 10 años. Sólo un 61.3% de los tratamientos fueron considerados exitosos a los 5 años de observación, es decir, un 38.7% de los pacientes presentaron complicaciones después de 5 años, de los cuales las técnicas correspondieron a un 21.7% y las biológicas a 8.6%, siendo la fractura del recubrimiento la complicación técnica más común con 13.2%, seguida por la pérdida del tornillo de acceso en el 8.2% de los casos, entre otros. (8)

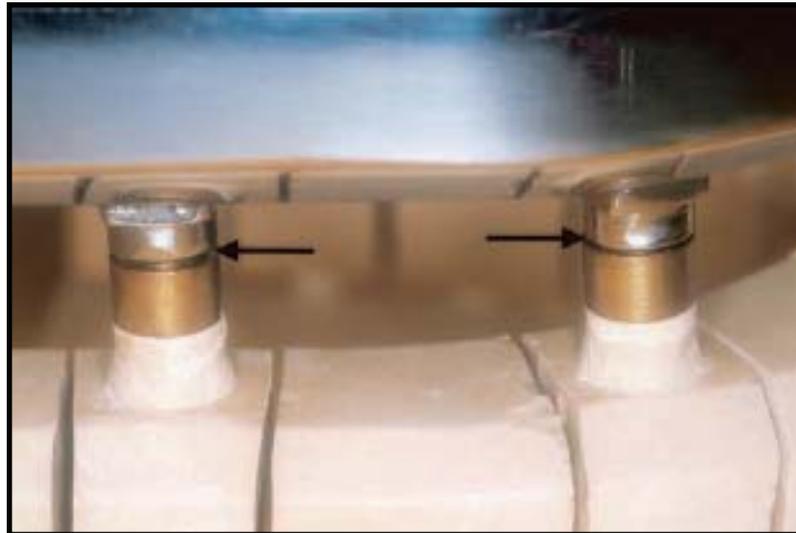
En el ámbito de las complicaciones técnicas al momento de rehabilitar sobre implantes, un factor de éxito importante corresponde al **Ajuste Pasivo** de las supra-estructuras, definido como el contacto íntimo, simultáneo y circunferencial entre los pilares/supra-estructuras y sus respectivos implantes, y de las prótesis en sus respectivos pilares (41). Logrado lo anterior los componentes protésicos e implantarios se encuentran libres de tensión.

Esta íntima relación de contacto entre las estructuras asegura una óptima carga tanto al implante como a la interfase funcional de óseo-integración y al tornillo de retención (11), convirtiéndose en un punto crítico en el proceso de rehabilitación. (42)

Mientras más grande es el desajuste cervical (gap) mayor será la tensión aplicada en los elementos roscados del sistema, sobrepasando parte de la fuerza requerida para mantener reunidos los componentes (consumir precarga) y aumentando los riesgos en:

- Estabilidad.
- Pérdida de retención de supra-estructuras (aflojamiento y/o fractura de tornillos).
- Sobrevida implantaria (óseo-integración). (5, 13, 14, 43, 44)

Cierto grado de desajuste parece ser bien tolerado por los componentes del implante y el tejido óseo sin arrastrar complicaciones biomecánicas. Sin embargo, el grado o magnitud de desajuste aceptable no ha sido determinado con exactitud, siendo considerado como empírico. (45) (Fig. 3)



**Fig. 3 Desajuste marginal:** Vista de una clara discrepancia en el ajuste circunferencial entre la supra-estructura y dos pilares en un modelo definitivo. (19)

Según *Kan et al* (45) ninguna de las técnicas descritas para evaluar el ajuste de las supra-estructuras han demostrado obtener resultados objetivos al ser realizadas individualmente. Entre las técnicas revisadas, una de las más utilizadas es la *visión directa complementada con la presión táctil del operador*, pero el inconveniente es su sensibilidad para pesquisar posibles desajustes, siendo limitada por el tamaño de los dedos y la capacidad discriminadora del operador, además de la localización del margen

de la interfase prótesis-pilar/implante en relación al borde libre de la encía, recomendándose como complemento de otras técnicas.

Así, a pesar de los avances tecnológicos e investigativos en Implantología y Odontología, en general, es prácticamente imposible lograr un ajuste perfecto y pesquisarlo de manera exitosa. Incluso el rango de tolerancia aceptado por *Brånemark* ( $10\mu m$ ) y el descrito por *Jemt* ( $150\mu m$ ), entre otros, resultan casi utópicos y muy difíciles de alcanzar. (12, 45)

Ante esta problemática, para algunos casos, la *Cementación* de estructuras protésicas se podría considerar como una alternativa en el tratamiento rehabilitador sobre implantes, cuyo principal determinante es el grado de retención, dependiendo de ciertos factores tales como: el paralelismo, altura de las paredes y la superficie del muñón, la rugosidad de su superficie y del tipo de cemento utilizado, entre otros.

La *Cementación* permitiría compensar ciertas discrepancias de ajuste del colado mediante una fina capa de cemento, teniendo a la vez un efecto amortiguador, pudiendo ser una solución para ciertos desajustes de las supra-estructuras. Sin embargo, se pierde el beneficio elástico y disipador de fuerzas dado por el tornillo de fijación. (34, 37, 46, 47)

## **2.5 TOMA DE IMPRESIONES EN R.O.I.A.**

El primer paso en la etapa protésica de R.O.I.A. corresponde a la transferencia exacta de la posición tridimensional de los implantes y sus plataformas al modelo definitivo, que llevándose a cabo de manera adecuada facilita el ajuste pasivo de las estructuras protésicas, permitiendo la correcta distribución de las fuerzas, sin sobrepasar la precarga y evitando posibles complicaciones posteriores. (9, 10)

Los materiales de impresión elásticos son de gran utilidad para estos procedimientos por su alta fidelidad de reproducción de detalles, buena resistencia al desgarro y excelente estabilidad dimensional. (48, 49)

Las primeras Siliconas desarrolladas corresponden a las Siliconas por condensación, que al polimerizar liberan un subproducto (alcohol etílico), provocando la mayor parte de la inestabilidad dimensional del material al evaporarse. Ante esto se desarrolló un nuevo tipo de elastómero, las Siliconas por Adición, sin la formación de subproductos que alteren su estabilidad en el tiempo. Este nuevo material es el que mejor reproduce los detalles, siendo superior que las siliconas por condensación en cuanto a rigidez y estabilidad dimensional. (50)

La Flexibilidad (capacidad del material de retomar su forma original) se relaciona con la recuperación elástica de un cuerpo, que para el caso de las siliconas por adición alcanza un 99,95% y para las siliconas por condensación bordea el 99,4%. (50)

Debido a las características de precisión que poseen las Siliconas por adición representan el material de mayor uso, junto al Poli-éter, para los registros definitivos en la toma de impresiones de Rehabilitación Oral sobre implantes. (17, 19, 48, 49, 51)

En la toma de impresiones en R.O.I.A. existen 2 alternativas posibles: (32)

### **2.5.1 IMPRESIONAR DIRECTAMENTE UN MUÑÓN INSTALADO Y AJUSTADO.**

La impresión se realiza luego de elegido y ajustado el muñón con una llave de torque dependiendo del tipo de material y las especificaciones del fabricante.

El muñón puede ser modificado, personalizándolo para mejorar la adaptación e impresionado como si fuese un diente natural con las técnicas convencionales de prótesis fija. También pueden utilizarse aditamentos plásticos o metálicos (copings) que ajustan milimétricamente sobre el muñón, posicionándose en boca sobre el elemento protésico al momento de tomar la impresión, para luego reubicar un análogo del muñón dentro de los copings y realizar el vaciado correspondiente (32).

Clínicamente, esta técnica no es la primera opción de rehabilitación sobre implantes debido a fallas asociadas tradicionalmente con prótesis fija, prefiriéndose técnicas de mayor precisión al tomar impresiones definitivas como las nombradas a continuación.

## **2.5.2 TRANSFERIR LA PLATAFORMA DEL IMPLANTE.**

El objetivo de este tipo de impresiones es registrar la posición tridimensional de los implantes, por tanto, las plataformas implantarias, transfiriéndolas con gran exactitud y preservando las interrelaciones de las fijaciones hasta obtener fielmente un modelo de trabajo (13).

Esta técnica se basa en la utilización de Transfers o Cofias de Transferencia, aparatos que se conectan a los implantes mediante un tornillo pasante de longitud variable, siendo ensamblados manualmente con precisión sobre la cabeza del implante. Una vez situados en su posición respectiva en boca, se toma la impresión directamente sobre las estructuras.

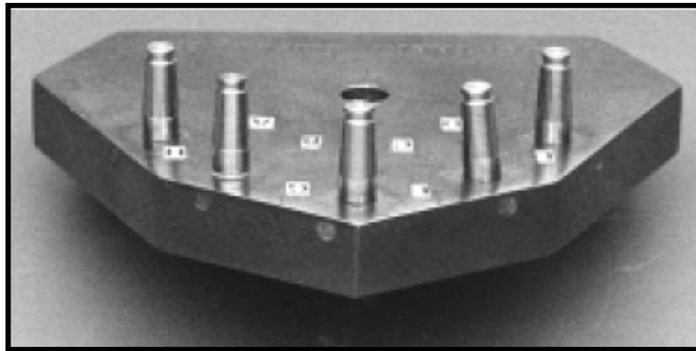
En este registro existen 2 tipos de modalidades (32):

### **A. TÉCNICA A CUBETA CERRADA.**

Los postes de transferencia utilizados para esta técnica constan de una superficie externa expulsiva, para no quedar trabado dentro del material de impresión, junto a un tornillo pasante de cabeza no retentiva, que permite fijar la estructura. (Fig.

4)

Una vez ubicados en posición se comprueba el ensamblaje del sistema, para luego tomar la impresión. Ya polimerizado el material, se retira la cubeta y destornillan las cofias, acoplándoles posteriormente los análogos respectivos (símiles que reproducen la cabeza de los implantes y quedan posicionados dentro del modelo definitivo obtenido), reposicionándolos en las cavidades dejadas en el material de impresión para realizar el vaciado. (49)



**Fig. 4 Cofias de Transferencia para técnica de Cubeta Cerrada:** Transfers fijados sobre análogos en un modelo experimental de acero, con superficie externa no retentiva. (22)

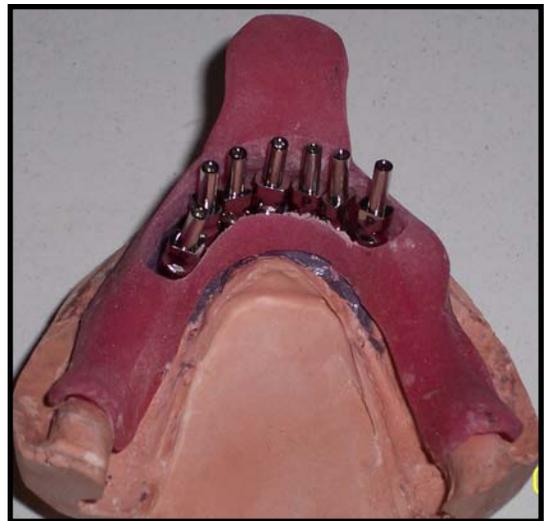
## **B. TÉCNICA A CUBETA ABIERTA.**

Los Transfers que se utilizan en este tipo de técnica tienen características diferentes a los recién nombrados para cubeta cerrada, con una cara externa retentiva y un tornillo pasante largo para fijarlo al implante. Al igual que en la otra técnica, se colocan manualmente, fijándolos para proporcionar un engranaje correcto. (Fig. 5)



**Fig. 5 Transfers para técnica a Cubeta Abierta:** Cofias fijadas sobre análogos en modelo experimental, tornillo pasante largo, superficie externa retentiva. (19)

Otra diferencia corresponde a la cubeta fabricada para este tipo de impresiones, llamadas también cubetas a cielo abierto, la cual posee una apertura o "gotera" en la zona superior a nivel de los implantes, con una altura suficiente que sobrepase las cofias -sin cubrir los tornillos- permitiendo ser retiradas dentro del material de impresión, una vez polimerizado, al destornillar el elemento roscado que las mantenía en posición. (32, 49) (Fig. 6)



**Fig. 6 Técnica a Cubeta Abierta:** cubeta individual con aperturas en la zona superior, dejando pasar libremente los tornillos pasantes de los transfers.

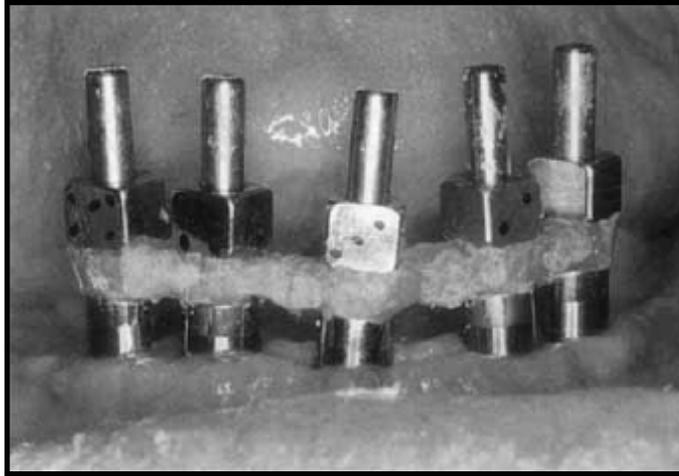
Al igual que para cubeta cerrada, luego de tomar la impresión se utilizan análogos para ser ensamblados con los transfers, que en este caso quedan embutidos dentro de la impresión, fijándolos con los tornillos respectivos para después realizar el vaciado del molde obtenido. (49)

Según el caso a rehabilitar y el tipo de impresión a realizar, de no efectuarse correctamente las técnicas de registro recién descritas pueden generarse errores y conducir desde la pérdida de tornillos hasta pérdida de la óseo-integración. (9, 10)

Además de las posibles deficiencias en la ejecución de este procedimiento, se ha determinado que se genera distorsión producto, principalmente, de las variaciones dimensionales que experimentan el *material de impresión* y las alteraciones posicionales de las *cofias de transferencia* dentro de éste, generando modelos definitivos inexactos que pueden causar deficiencias en el ajuste pasivo de la rehabilitación protésica y conducir a una distribución de fuerzas no compensadas y posibles complicaciones posteriores. (42, 52)

Dejando de lado las características y propiedades de los materiales de impresión, en la toma de impresiones de las plataformas implantarias se ha recomendado ferulizar los transfers, al rehabilitar sobre múltiples fijaciones (2 o más), con resina acrílica mejorada de auto-polimerización, entre ellas Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL), para limitar o impedir sus cambios de posición y estabilizar su ubicación e interrelación tridimensional al momento de tomar los registros definitivos (Fig.

7), demostrando ser un procedimiento más exacto al generar menor distorsión en comparación con las técnicas no ferulizadas. (5, 9, 13, 17, 18, 19, 40)



**Fig. 7 Ferulización de Transfers:** cofias de transferencia para técnica a cubeta abierta ferulizadas intra-oralmente con acrílico de auto-curado. (28)

## **2.6 RESINA ACRÍLICA DE AUTO-POLIMERIZACIÓN**

### **2.6.1 COMPOSICIÓN, DOSIFICACIÓN Y POLIMERIZACIÓN.**

La Resina Acrílica fue usada como material de restauración en los años `50, presentando buenas características de mimetismo con los tejidos dentarios para la época, con una relativa facilidad de manipulación. Sin embargo, por su grado de expansión térmica (+/- 8 veces más que el diente) generaba desajustes marginales, infiltración, pigmentación y caries recidivantes, que junto con su baja dureza comparada con el diente natural, presentaba altos grados de abrasión superficial, siendo desplazado de la categoría de material restaurador. (53, 54)

Actualmente este material posee diversas utilidades en odontología: en la confección de dientes artificiales de prótesis, aparatos de ortopedia dentomaxilar, bases de prótesis removibles, planos de alivio oclusal, restauraciones provisionales y cubetas individuales para impresiones, entre otros.

Químicamente el acrílico es un material de origen orgánico, que corresponde a un poli-metacrilato de metilo, o más bien a un copolímero de éste con otra resina. Su elemento esencial es un monómero con características de solvente orgánico, Metacrilato de metilo, que a T° ambiente es volátil, líquido, incoloro, con una densidad de 0.96 gr/cc y una T° de ebullición de 100.8 °C.

Este elemento debe ser activado para romper el doble enlace que posee en su molécula y poder unirse a otros monómeros, generando una reacción en cadena hasta conformar una gran molécula o polímero. El elemento químico que le proporciona esa energía necesaria para permitir la reacción es un iniciador (peróxido orgánico), el cual debe adquirir energía suficiente a través de una activación previa, ya sea física o química. (53, 54)

El metacrilato de metilo al polimerizar forma el poli-metacrilato de metilo, un polímero lineal con una T° de ablandamiento de 125 °C, cuya desventaja se solucionó al agregar un agente de cadenas cruzadas para unir las diversas cadenas lineales al polimerizar (dimetacrilato de glicol), formando un *copolímero termoestable* de cadenas cruzadas.

Odontológicamente presenta algunas deficiencias, pudiendo señalar su alta contracción de polimerización (21% en volumen y aproximadamente 8% lineal) e imposibilidad de modelarlo directamente en boca. (53, 54)

Para solucionar estos problemas, los fabricantes pre-polimerizan el material (*Pre-polímero*), dándole forma de partículas esféricas sub-microscópicas, que al combinarse con el material sin polimerizar forma una masa moldeable. Mientras más pequeño sea el tamaño de las partículas y más irregular su forma, el líquido satura mejor y más rápidamente, disminuyendo proporcionalmente la contracción de polimerización. (53, 54)

La masa moldeable se obtiene al mezclar un polvo (Pre-polímero) con un líquido (monómero), en una relación P/L de 3:1 en volumen o 2:1 en peso, contemplando la menor cantidad posible de líquido para disminuir la cantidad de material a polimerizar.

En el proceso de polimerización, la mezcla pasa por 4 etapas secuenciales: arenosa, filamentosa, plástica y gomosa, siendo la etapa plástica el momento donde se debe moldear y trabajar el material.

La presentación del polvo previamente polimerizado, Pre-polímero, disminuye la contracción total de polimerización de un 8% a un 2% lineal y de 21% a 7% en volumen aproximadamente, estando relacionado directamente con la cantidad de monómero presente en la mezcla, que en el caso de los acrílicos auto-curables nunca es tan completa como los termo-curables, quedando siempre entre un 3-5% de monómero sin reaccionar (residual), mientras que en las otras se reduce a 0.01%. (53, 54)

## 2.6.2 INCONVENIENTES RELACIONADOS CON LA FERULIZACIÓN DE COFIAS DE TRANSFERENCIA.

El problema que trae consigo este procedimiento es la *contracción de polimerización* del material, correspondiendo a un 2% lineal, que en el caso de resinas acrílicas de autocurado mejoradas disminuye a un 0.6% lineal (10).

*Mojon et al* (25) concluyen que la contracción volumétrica total de polimerización de la resina acrílica mejorada Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL) a las 24 horas es de 7.9%, ocurriendo un 80% dentro de los primeros 17 minutos y un 95% a las 3 horas durante la mezcla a temperatura ambiente.

Si el tamaño de la masa de resina acrílica aumenta también lo hace proporcionalmente su contracción al polimerizar. Sucede lo mismo al disminuir la cantidad de polvo en proporción al líquido, pues aumentaría el monómero residual sin reaccionar. (20, 53)

Contrario a los planteamientos que aprueban la ferulización de las cofias de transferencia, *Hsu et col* (20) en un estudio *in vitro* compararon cuatro técnicas: no ferulizadas, ferulizadas con seda dental y resina acrílica, ferulizadas con alambre ortodóncico y resina acrílica, y ferulizadas solo con resina acrílica, concluyendo que no hay diferencias significativas entre las técnicas no ferulizadas y las ferulizadas.

*Humphries et col (21)* y *Herbst et al (22)* apoyan estos resultados, sin encontrar diferencias significativas en la exactitud de la toma de impresiones ferulizadas con resina acrílica v/s no ferulizadas, y en contraposición a todas las investigaciones, *Inturregui et al (23)* y *Burawi et al (24)* reportaron que las técnicas de ferulización muestran mayor distorsión que las no ferulizadas.

A pesar de las diversas investigaciones publicadas a favor y/o en contra de la ferulización de las cofias de transferencia en el registro de las plataformas implantarias, la tendencia actual apoya este procedimiento, recomendándose por varios autores (5, 9, 13, 17, 18, 19, 40).

*Bränemark*, en 1985 (26), propuso la aplicación de resina acrílica de auto-polimerización sobre una matriz de seda dental para unir los transfers. *Loos*, en 1986 (3), describió el uso de alambre ortodóncico fino como matriz para recibir sobre él acrílico de auto-curado Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL).

*Dumbrigue et col*, en 2000 (27), propusieron la utilización de barras prefabricadas de resina acrílica, que al momento de ser colocadas entre los transfers son unidas mediante pequeños incrementos del mismo material. De esta forma asegura una conexión rígida entre las cofias, preservando la relación espacial entre los implantes y minimizando el efecto de contracción en la polimerización al disminuir la cantidad del acrílico para unir las barras preformadas del mismo material.

En esta misma línea, *Rasmussen, en 1987 (2)*, describe una técnica para ferulizar utilizando anillos prefabricados de acrílico, que rodean a cada pilar de forma independiente. Al ser colocados en boca, se unen entre sí mediante incrementos del mismo material, disminuyendo los tiempos de trabajo clínico y limitando la contracción de la resina acrílica de auto-curado durante el procedimiento.

Al igual que las dos técnicas recién descritas para contrarrestar las posibles complicaciones que arrastra consigo la inevitable contracción de polimerización, *Hussaini y Wong, en 1997 (10)* y *Obeid et col, en 1999 (28)* sugieren la realización de un paso extra luego de ferulizar los transfers con acrílico de auto-polimerización sobre seda dental, que consiste en seccionar la férula y volver a unirla directamente en boca mediante un nuevo incremento de resina.

### **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.**

#### **3.1 HIPÓTESIS.**

La distorsión posicional entre las cofias de transferencia en un modelo experimental es menor al ferulizarlas con resina acrílica de auto-polimerización sobre alambre ortodóncico que al ferulizar sobre seda dental, y es aún menor al referulizar.

#### **3.2 OBJETIVO GENERAL.**

Comparar la distorsión posicional entre los transfers en un modelo experimental después de ferulizarlos con resina acrílica de auto-curado sobre alambre ortodóncico v/s ferulizados sobre seda dental, y luego de referulizar.

### **3.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.**

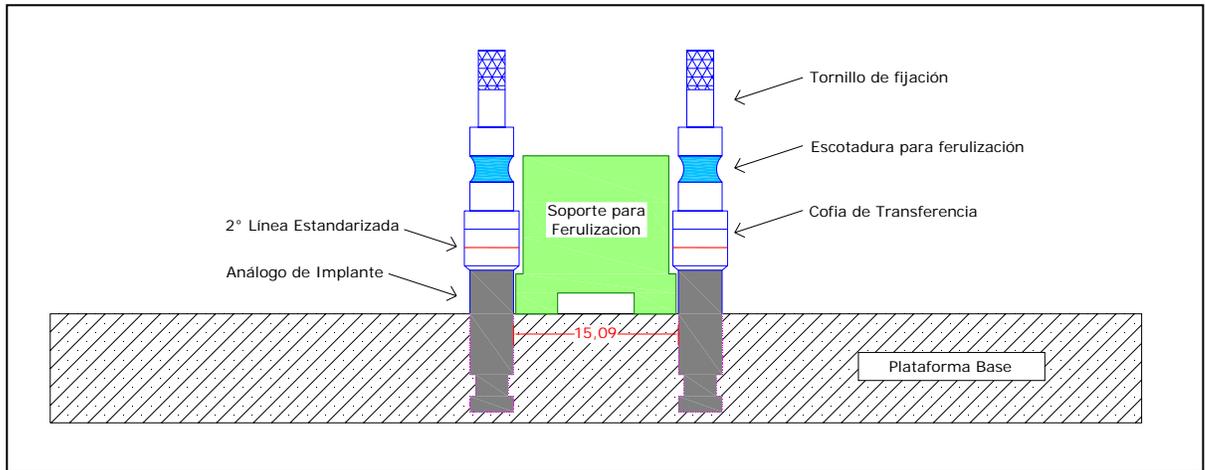
1. Confeccionar un modelo experimental para realizar las ferulizaciones de las cofias de transferencia mediante ambas técnicas y ferulizar los transfers con resina acrílica de auto-polimerización sobre alambre ortodóncico y sobre seda dental indistintamente.
2. Medir en un modelo experimental en forma estandarizada la distorsión posicional entre las cofias de transferencia posterior a los 17min de ferulización con acrílico y alambre ortodóncico, analizando su variación dimensional y ajuste a los análogos respectivos.
3. Medir en un modelo experimental en forma estandarizada la distorsión posicional entre las cofias de transferencia posterior a los 17min de ferulización con acrílico y seda dental, analizando su variación dimensional y ajuste a los análogos respectivos.
4. Seccionar las férulas con resina y alambre ortodóncico, y con resina y seda dental para luego referulizar los transfers en el modelo experimental utilizando el acrílico de auto-curado.

5. Medir en un modelo experimental en forma estandarizada y registrar la distorsión posicional entre los transfers después de 7min de haber referulizado con acrílico en férulas con alambre ortodóncico, analizando su variación dimensional y ajuste a los análogos respectivos.
  
6. Medir en un modelo experimental en forma estandarizada y registrar la distorsión posicional después de 7min de haber referulizado con acrílico en férulas con seda dental, analizando su variación dimensional y ajuste a los análogos respectivos.
  
7. Comparar si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos al ferulizar los transfers con ambas opciones, y después de cortar y referulizar con acrílico de auto-curado.

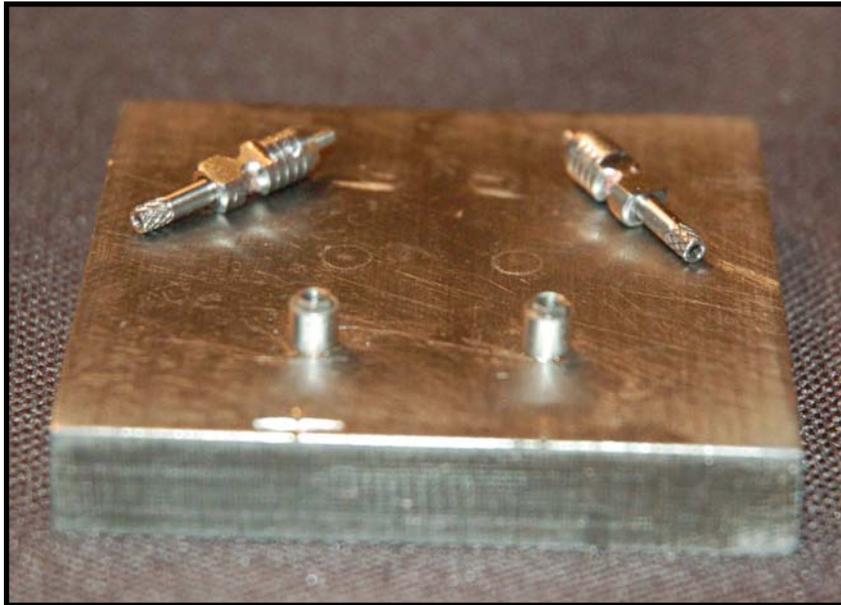
## 4. MATERIALES Y MÉTODO.

### 4.1 MATERIALES.

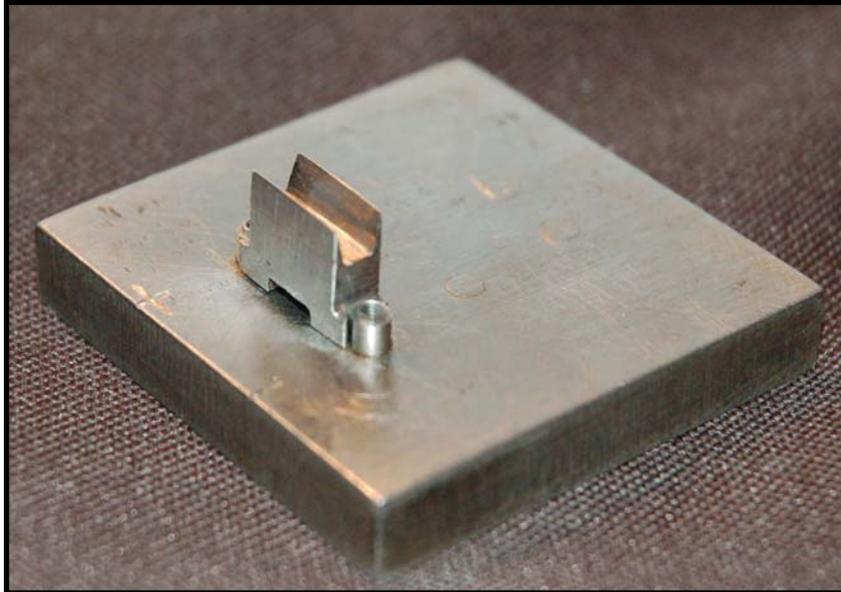
- **ELABORACIÓN DEL MODELO EXPERIMENTAL.** (Fig. 8, 9, 10 y 11)
  - Plataforma de acero inoxidable de 10x10x1cm.
  - 2 análogos de plataforma regular (RP) para implantes tipo Bränemark, soldados a la plataforma a una distancia de 15.09mm desde los puntos tangenciales más internos.
  - 2 cofias de transferencia o transfers, para técnica a cubeta abierta, de plataforma regular (RP) para implantes tipo Bränemark, ajustadas manualmente a los análogos respectivos a través de los tornillos pasantes largos.
  - 1 estructura de acero Cr-Ni, interpuesta entre ambos transfers con un canal tallado a lo largo de su cara superior de 4.7x5.26mm, con las paredes opuestas divergentes.



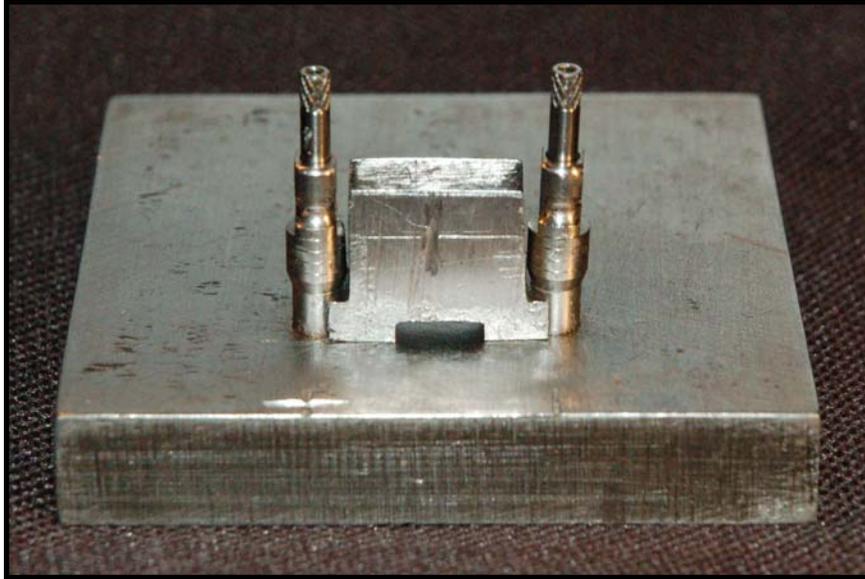
**Fig. 8 Modelo experimental:** esquema representativo del modelo experimental, dimensiones y elementos constituyentes.



**Fig. 9 Modelo experimental:** plataforma de acero inoxidable de 10x10x1cm, análogos para implantes tipo Brånemark soldados a ella y transfers para técnica a cubeta abierta con sus respectivos tornillos pasantes largos.



**Fig. 10 Modelo experimental:** Vista latero-superior de estructura de acero Cr-Ni interpuesta entre ambos análogos, canal tallado a lo largo de su cara superior de paredes opuestas divergentes.



**Fig. 11 Modelo experimental:** montaje del modelo experimental completo, análogos soldados a la plataforma, transfers fijados a los análogos respectivos a través de los tornillos pasantes, estructura de acero Cr-Ni interpuesta entre ambos transfers.

- **CONFECCIÓN DE LAS MUESTRAS.**

- Resina acrílica de auto-polimerización Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL).
- Alambre ortodóncico de 0,5mm de diámetro de sección circular.
- Seda dental.
- Alicata universal.
- Porta agujas.
- Tijera recta.

- Vaselina líquida.
- Vaso dappen.
- Espátula de cera N° 7.
- Algodón.
- Pinzas.

- **ELEMENTOS UTILIZADOS PARA MEDICIÓN DE DISTORSIÓN POSICIONAL Y CORTE DE MUESTRAS.**

- Pie de metro digital de 6" (Digimatic Caliper Mitutoyo<sup>®</sup>, resolución 0.01mm digital).
- Motor inalámbrico multipropósito (Bauker MP195<sup>®</sup>).
- Porta disco para pieza de mano.
- Disco de corte de 0,58mm de espesor (Carburundum<sup>®</sup>).

## 4.2 MÉTODO.

- **OBTENCIÓN DE LAS MUESTRAS.**

Las ferulizaciones se realizaron a nivel de las escotaduras de ambas cofias (Fig. 8) utilizando la resina acrílica de dos formas distintas:

- **Grupo 1:** sobre alambre ortodóncico (30 ferulizaciones). (Fig. 12)
- **Grupo 2:** sobre seda dental (30 ferulizaciones). (Fig. 13)

Ambos materiales fueron colocados manualmente como matriz para la aplicación de acrílico, rodeando los transfers en forma de ocho sin generar tensión, cortando el excedente de material al unir los extremos.



**Fig. 12 Ferulización de Grupo 1:** colocación de alambre ortodóncico en forma de 8 alrededor de las escotaduras de los transfers.



**Fig. 13 Ferulización Grupo 2:** vista superior de la colocación de seda dental en forma de 8 alrededor de las escotaduras de los transfers.

Posteriormente, acrílico fue preparado en un vaso dappen según las dosificaciones indicadas por el fabricante, en relación volumétrica, y aplicada manualmente en todas las muestras por 1 operador (Op1) con una espátula de cera N° 7 sobre la estructura metálica de acero Cr-Ni (previamente envaselinada con una mota de algodón), constituyendo un bloque ferulizador de resina acrílica de 26x4.7x5.26 mm entre los transfers. (Fig. 14)

Así se obtuvieron 60 pares de ferulizaciones (muestras).



**Fig. 14 Bloque Ferulizador:** vista frontal de cofias de transferencia ferulizadas con resina acrílica de auto-polimerización Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL), bloque ferulizador de acrílico de 26x4.7x5.26 mm.

- **MEDICIÓN DE DISTORSIÓN POSICIONAL: ANÁLISIS DE VARIACIÓN DIMENSIONAL Y AJUSTE A LOS ANÁLOGOS.**

Antes de realizar las ferulizaciones, con las cofias de transferencia atornilladas a los análogos en la plataforma, el mismo operador que realizó las ferulizaciones midió la Distancia Control entre las cofias utilizando el pie de metro digital en posición perpendicular a ellas, tomando como referencia la segunda línea circunferencial que poseen los transfers (Fig. 8), de abajo hacia arriba, desde sus puntos tangenciales más externos (puntos estandarizados de las cofias), otorgando una *distancia control de 24,36mm*.

Una vez polimerizado el acrílico, luego de 17 minutos a partir del inicio de la mezcla, las cofias ferulizadas se desatornillaron manualmente y fueron retiradas de los análogos por el Op1 que realizó las ferulizaciones.

Las mediciones de la Distorsión Posicional, referidas al análisis de *Variación Dimensional (mm)*, las realizó un nuevo operador (Op2) que desconocía la técnica utilizada para cada muestra. Para ello, este operador colocó las muestras horizontalmente sobre la plataforma de acero inoxidable, y posicionando el pie de metro digital perpendicular a la superficie de la plataforma, hasta tocarla con sus puntas de medición, procedió a realizar las mediciones sobre la misma línea estandarizada de las cofias de transferencia descrita para la medición control. El registro de este valor de

distancia post ferulización (mm) se contrastó con la distancia control para obtener el valor de *Variación Dimensional post ferulización*. (Fig. 15)

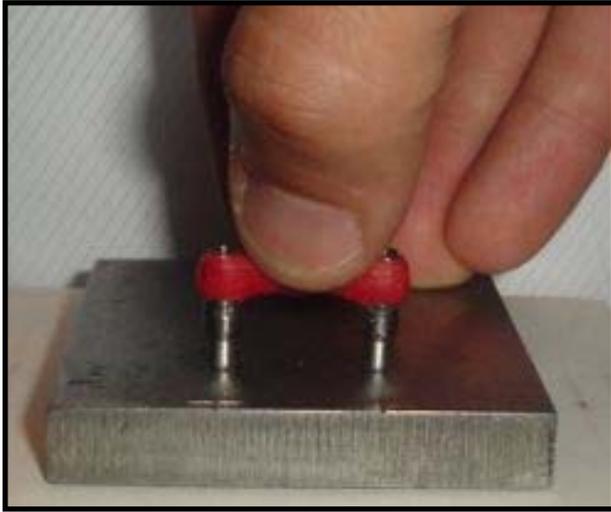


**Fig.15 Medición de la Variación Dimensional post ferulización:** muestras colocadas horizontalmente sobre la plataforma, medición sub-milimétrica con caliper digital a la altura de la 2ª línea estandarizada de los transfers (ver Fig. 8)

Luego de esta medición sub-milimétrica de variación dimensional, un nuevo operador (Op3), que también desconocía la técnica utilizada para cada muestra, midió la Distorsión Posicional entre los transfers analizando el *Ajuste* de las estructuras ferulizadas a los análogos soldados en la plataforma de acero usando la técnica visual-táctil.

Se estimaron 3 categorías distintas en cuanto al nivel de *Ajuste*, colocando manualmente las muestras en posición vertical a menos de 1mm sobre los análogos respectivos (tomándolas con el dedo índice y pulgar desde la barra de acrílico, casi tocándolos): (Fig. 16)

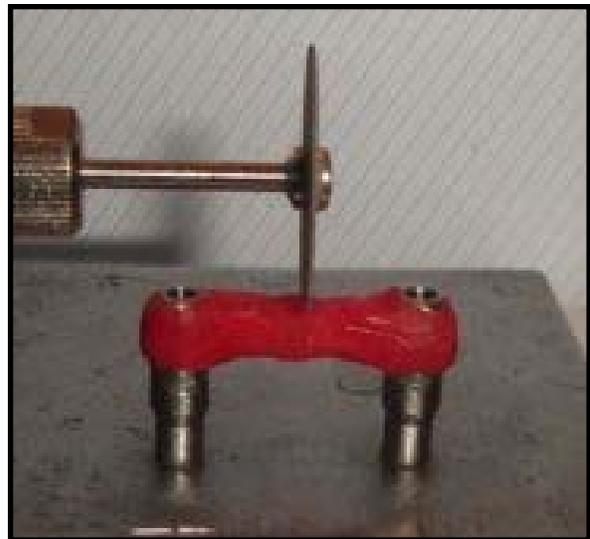
- 1. *Ajuste sin Dificultad:*** luego de colocar la muestra sobre los análogos respectivos, al soltarla sobre ellos ensamblan completa y perfectamente en todos los sentidos del espacio (tal como lo hacen los transfers al estar montados en los análogos en el modelo experimental previo a la ferulización), sin ejercer ningún tipo de presión para ello. (Valor 1)
  
- 2. *Ajusta con Dificultad:*** luego de colocar la muestra sobre los análogos respectivos, al soltarla sobre ellos ensambla parcialmente, sin que las superficies opuestas de engranaje lleguen a topar a totalidad a lo largo de la circunferencia, requiriendo de leve presión para acomodar la muestra hasta lograr el ensamblaje completo. (Valor 2)
  
- 3. *No Ajusta:*** luego de colocar la muestra sobre los análogos respectivos, al soltarla hay mínimo una cofia que no ensambla sobre el análogo respectivo (no logra engranar a través del eje de inserción que poseen por dentro); o en caso de que ensamblen parcialmente como en el caso anterior requieran de mayor presión para que ajusten completamente las estructuras, o que ensamblen forzadamente. (Valor 3)



**Fig. 16 Medición de Ajuste:** muestra ferulizada sobre análogos respectivos, posicionada manualmente a menos de 1mm del borde superior de la plataforma de los análogos.

Luego de realizar la medición del ajuste a los 17 minutos post preparación de la resina acrílica de auto-curado, en una *segunda etapa experimental*, el Op1 procedió a seccionar en forma perpendicular la barra de acrílico con un disco de corte (Carburundum<sup>®</sup>) (Fig. 17), creando una separación de 1mm entre ambos extremos. (Fig.

18)



**Fig. 17 Corte de muestras:** disco de corte, muestra ferulizada posicionada sobre los análogos respectivos en la plataforma.



**Fig. 18 Corte de muestras:** muestra seccionada y posicionada sobre análogos en la plataforma, fijada con los tornillos. Separación de 1mm en el bloque ferulizador.

Una vez seccionada la muestra, este mismo operador reposicionó los transfers en los análogos respectivos y los fijó con los tornillos manualmente (Fig. 18). Preparó acrílico en un vaso dappen, según las mismas proporciones volumétricas dadas por el fabricante, para luego aplicar pequeños incrementos de material con la espátula de cera N° 7 en el espacio creado entre los segmentos luego de seccionar el bloque de acrílico original, hasta rellenarlo completamente, referulizando la estructura de resina entre ambas cofias de transferencia mediante un anillo de acrílico. (Fig. 19)



**Fig. 19 Bloque acrílico referulizado:** muestra posicionada en la plataforma y referulizada con resina acrílica en forma de anillo.

Referulizadas las muestras, luego de esperar 7 minutos desde el inicio de la preparación del material resinoso, este mismo operador procedió a retirar las muestras manualmente. El Op2 realizó nuevas mediciones sub-milimétricas de Variación Dimensional y el Op3 volvió a medir el nivel de Ajuste de las estructuras de la forma descrita anteriormente para ambos casos (Post Referulización).

### **4.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.**

Los datos de Variación Dimensional y Ajuste a los análogos fueron tabulados en una planilla de cálculo de Microsoft Excel.

Se analizaron los datos en el Test Swilk (Programa Stata 7.0 Universidad de Chile) para determinar si la distribución de las muestras era normal.

Luego se utilizó el Test T-Student para muestras independientes, suponiendo varianzas iguales, para determinar la existencia de diferencias estadísticamente significativas en cuanto a Variación Dimensional entre ambos grupos de ferulizaciones.

El Test Chi-Cuadrado se usó para determinar diferencias estadísticamente significativas en el Ajuste de las estructuras entre ambos grupos de ferulizaciones.

Para el análisis estadístico se consideró significativo cuando  $p < 0,05$ .

## 5. RESULTADOS

Los valores de Distorsión Posicional expresados en *Variación Dimensional* y *Ajuste* de los transfers a los análogos, post ferulización y referulización, utilizando dos materiales como matriz estructural al ferulizar con resina acrílica de auto-polimerización son presentados en las Tablas I y II.

### **5.1 ANÁLISIS DE DISTORSIÓN POSICIONAL EXPRESADO EN VARIACIÓN DIMENSIONAL ENTRE LOS TRANSFERS.**

La *Distancia Control* entre los transfers instalados en el modelo experimental fue de **24,36mm** previo a su ferulización.

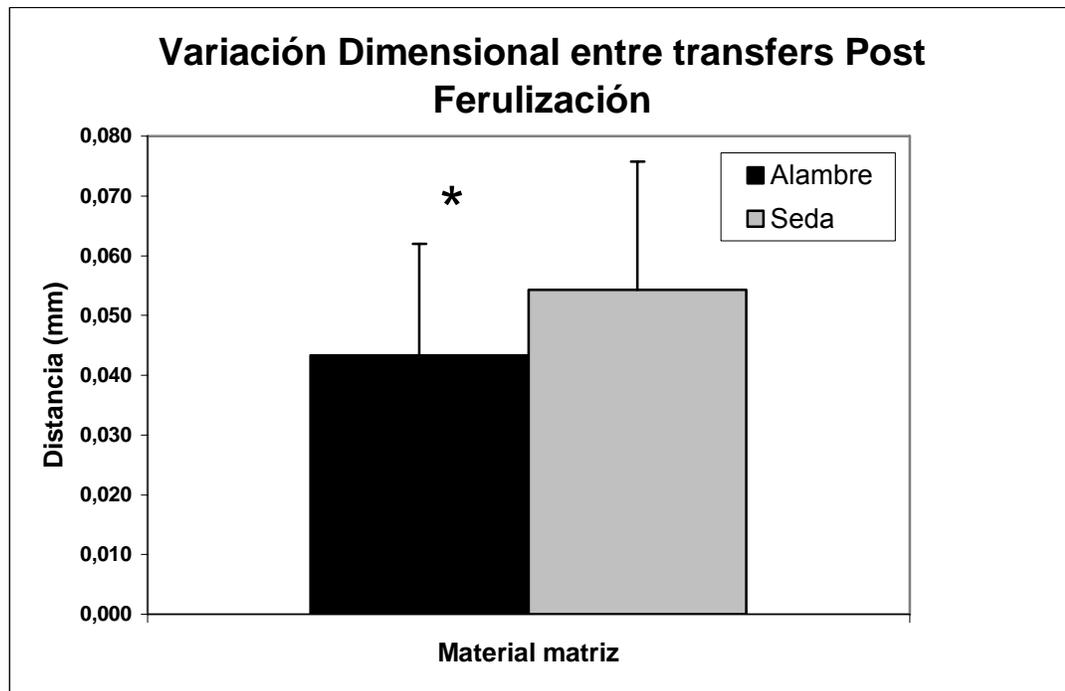
Los promedios de Variación Dimensional entre las cofias y la Desviación Estándar para cada grupo de muestras al momento de ferulizar y referulizar las estructuras son presentados en la Tabla I y Gráficos 1 y 2.

**VARIACIÓN DIMENSIONAL  
ENTRE LOS TRANSFERS (mm)**

	<b>Post Ferulización</b>		<b>Post Referulización</b>	
	<b>ALAMBRE</b>	<b>SEDA DENTAL</b>	<b>ALAMBRE</b>	<b>SEDA DENTAL</b>
<b>Variación Dimensional</b>	*0,043	0,054	0,032	0,03
<b>Desviación Estándar</b>	0,019	0,021	0,013	0,018

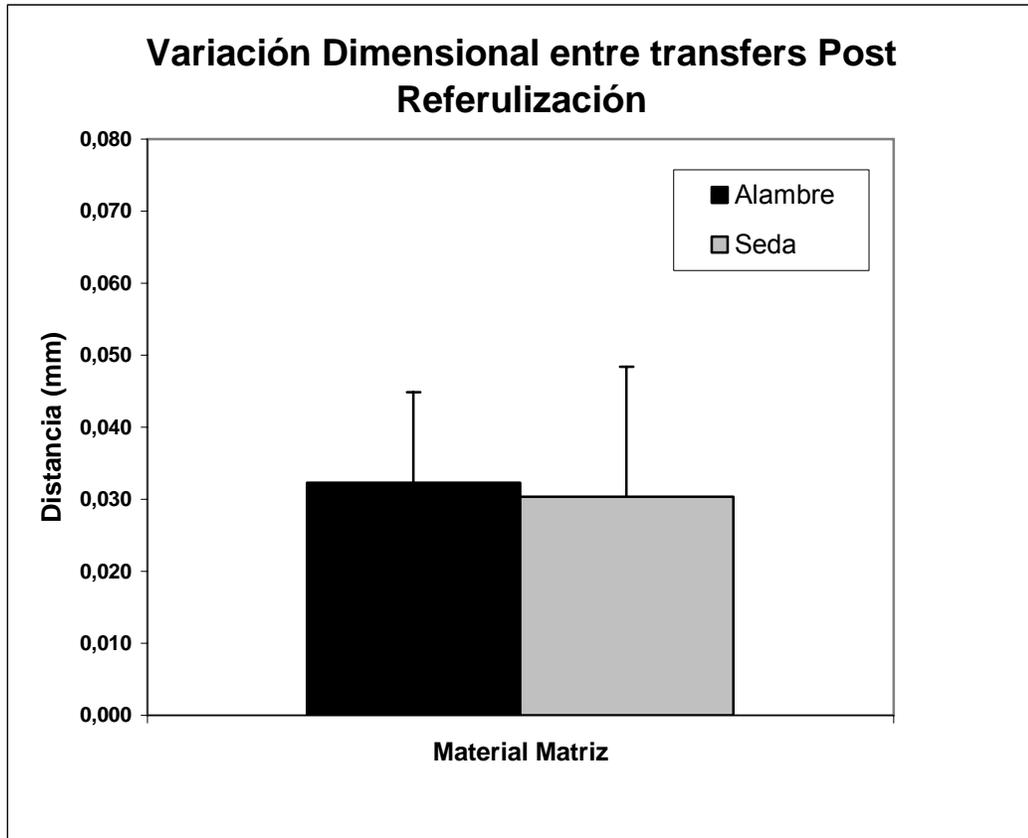
**Tabla I Variación Dimensional entre los transfers:** Muestra la Distorsión Posicional entre los transfers expresada en promedios de Variación Dimensional (mm) después de ferulizar (17min) y referulizar (7min) ambos grupos de muestras, con sus respectivas desviaciones estándar.

(\*) Valor  $p$  calculado para Variación Dimensional post ferulización sobre alambre ortodóncico es significativamente menor respecto a ferulización sobre seda dental  $p=0.019$ .



**Gráfico 1 Variación Dimensional entre transfers Post Ferulización:** Muestra la Distorsión Posicional expresada en promedios de Variación Dimensional (mm) entre los transfers a los 17min después de ferulizarlos mediante ambas técnicas, con sus respectivas desviaciones estándar.

(\*)Valor  $p$  calculado para Variación Dimensional post Ferulización sobre alambre ortodóncico es significativamente menor respecto a ferulización sobre seda dental  $p=0.019$



**Gráfico 2 Variación Dimensional entre transfers Post Referulización:** Muestra la Distorsión Posicional entre los transfers expresada en promedios, para ambos grupos, de Variación Dimensional (mm) a los 7min después de referulizar, con sus respectivas desviaciones estándar.

Valor  $p=0.69$

## **5.2 ANÁLISIS DE DISTORSIÓN POSICIONAL EXPRESADO EN AJUSTE DE COFIAS SOBRE LOS ANÁLOGOS.**

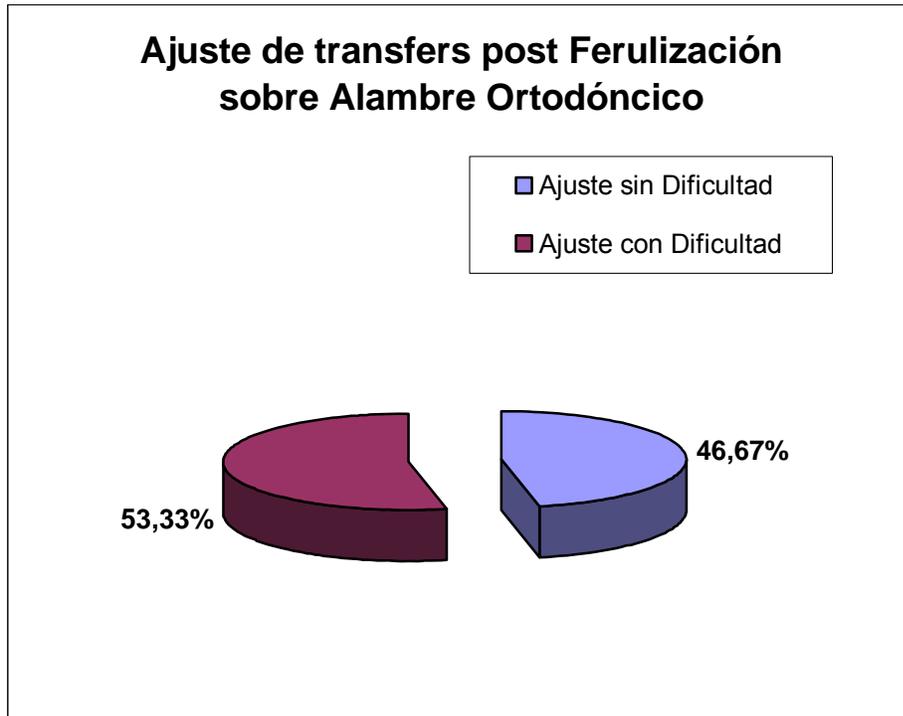
La Distorsión Posicional expresada en porcentajes de Ajuste entre las muestras y los análogos respectivos luego de ferulizar y referulizar las estructuras son presentados en la Tabla II y Gráficos 3-6.

Cabe destacar que ninguna de las muestras analizadas por el Op3 No Ajustó.

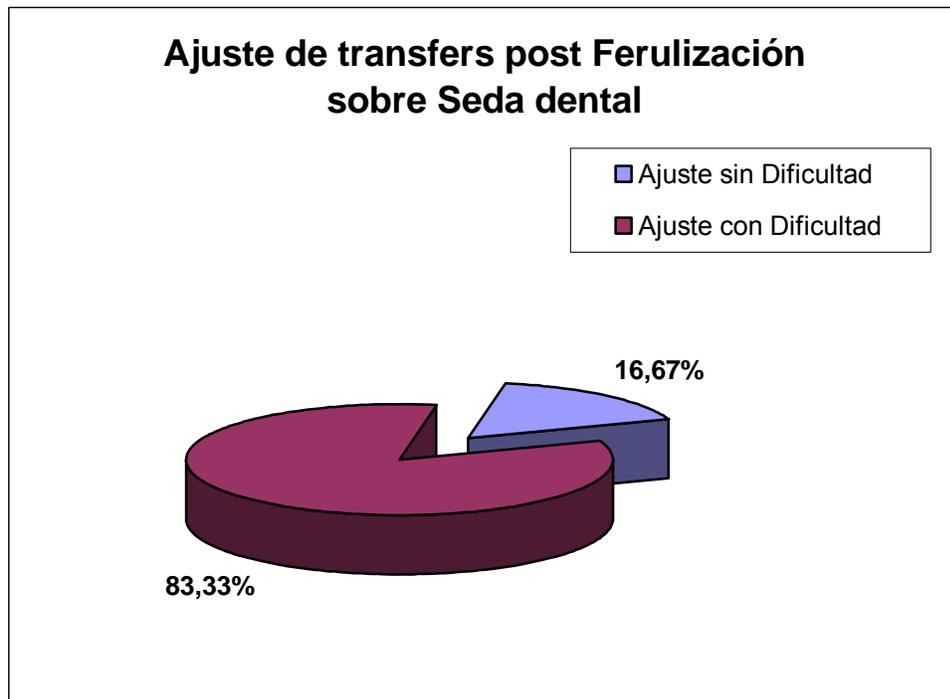
<b>AJUSTE DE TRANSFERS SOBRE ANÁLOGOS (%)</b>					
		<b>Post Ferulización</b>		<b>Post Referulización</b>	
		<b>ALAMBRE</b>	<b>SEDA DENTAL</b>	<b>ALAMBRE</b>	<b>SEDA DENTAL</b>
<b>Ajuste sin Dificultad</b>		<b>*46,67%</b>	16,67%	<b>73,33%</b>	66,67%
<b>Ajuste con Dificultad</b>		53,33%	83,33%	26,67%	33,33%

**Tabla II Ajuste de transfers sobre análogos:** Ilustra la Distorsión Posicional expresada en porcentajes de Ajuste para ambos grupos de muestras a los análogos respectivos luego de ferulizar y referulizar los transfers.

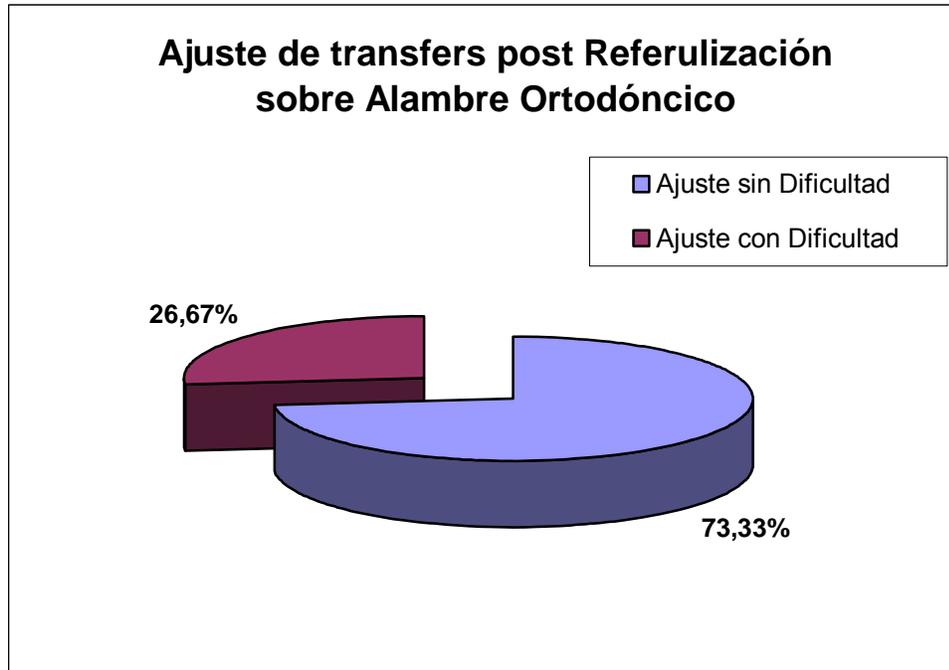
(\*) Valor p calculado para Ajuste de transfers sobre análogos respectivos post ferulización sobre alambre ortodóncico es significativamente menor respecto a ferulización sobre seda dental **p=0.012**.



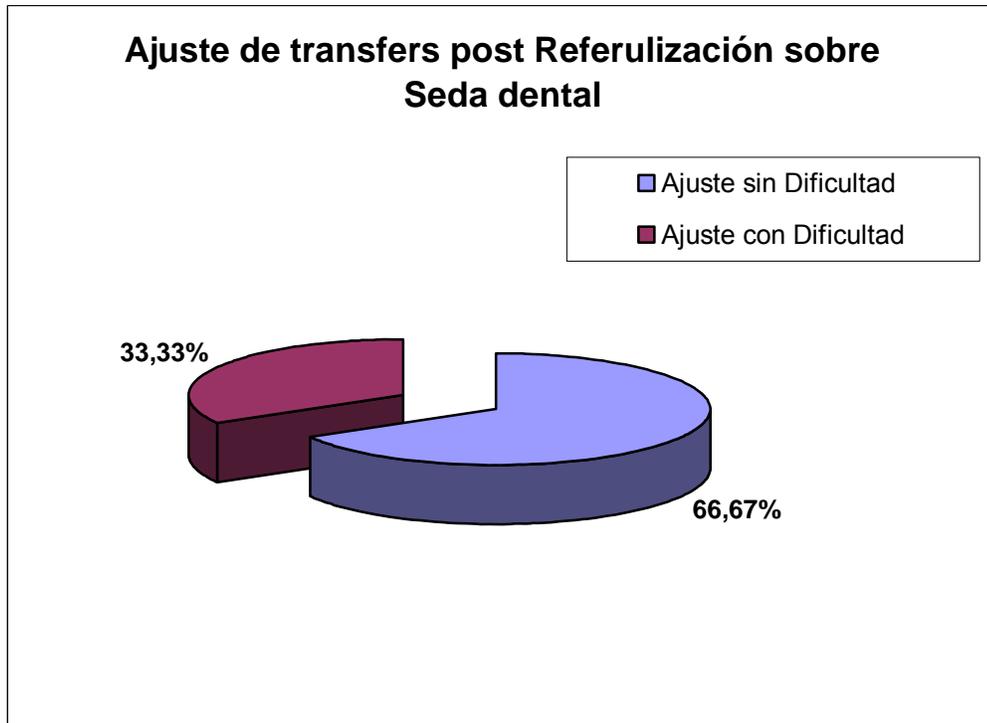
**Gráfico 3 Ajuste de transfers post Ferulización sobre Alambre Ortodónico:** Muestra la Distorsión Posicional entre las estructuras expresada en porcentajes de Ajuste para muestras obtenidas al ferulizar los transfers con alambre ortodónico.



**Gráfico 4 Ajuste de transfers post Ferulización sobre Seda dental:** Muestra la Distorsión Posicional entre las estructuras expresada en porcentajes de Ajuste para muestras obtenidas al ferulizar los transfers con seda dental.



**Gráfico 5 Ajuste de transfers post Referulización sobre Alambre Ortodónico:** Muestra la Distorsión Posicional entre las estructuras expresada en porcentajes de Ajuste para muestras obtenidas al referulizar los transfers, previamente ferulizados sobre alambre ortodónico.



**Gráfico 6 Ajuste de transfers post Referulización sobre Seda dental:** Muestra la Distorsión Posicional entre las estructuras expresada en porcentajes de Ajuste para muestras obtenidas al referulizar los transfers, previamente ferulizados sobre seda dental.

Al comparar la Distorsión Posicional, expresada en Variación Dimensional entre los transfers y su Ajuste sobre los análogos en el modelo experimental, se obtuvo una diferencia significativamente menor en ambos tipos de análisis ( $p=0.019$  y  $p=0.012$  respectivamente) luego de ferulizar las muestras con resina acrílica sobre alambre ortodóncico en comparación con seda dental (Tabla I-II y Gráfico 1).

Los valores referidos a la Variación Dimensional disminuyen y los porcentajes de Ajuste sin dificultad aumentan luego de cortar y referulizar en ambos grupos de muestras al compararlos con los obtenidos al ferulizar. (Tabla I y II, Gráficos 2, 5 y 6).

Esto comprueba la hipótesis del estudio.

## 6. DISCUSIÓN.

El ajuste pasivo de las supra-estructuras resulta ser uno de los factores de éxito técnico importante a tomar en cuenta al rehabilitar en Implantología (42). Sin embargo, la magnitud del desajuste clínicamente tolerado continúa siendo un valor empírico y las técnicas para evaluarlo no llegan a ser del todo efectivas (45). Por lo tanto, la posibilidad de lograr un perfecto ajuste pasivo resulta muy difícil en la práctica clínica, lo que conlleva a eventuales complicaciones posteriores, asociadas con pérdida de estabilidad, fallas en la retención de supra-estructuras (aflojamiento y/o fractura de tornillos) y fallas en la sobrevida de implantes (óseo-integración). (12, 13, 14)

Para obtener un ajuste libre de tensiones de los componentes protésicos sobre los implantes es necesario realizar un buen registro tridimensional de las plataformas implantarias al tomar impresiones definitivas. En este aspecto, las técnicas ferulizadas con resina acrílica mejorada de auto-polimerización han demostrado, en estudios *in vitro*, ser más exactas en la obtención de los modelos definitivos y generar menor distorsión en la posición y relación tridimensional entre las cofias de transferencia en comparación con las no ferulizadas. (5, 9, 13, 17, 18, 19, 40)

Entre estas técnicas se ha descrito la utilización de una matriz de alambre ortodóncico como soporte estructural del acrílico para unir los transfers (3, 20, 26), además de la realización de un paso extra en el procedimiento -corte y referulización- (10, 28) con el fin de restringir la cantidad de acrílico a polimerizar y, por tanto, controlando su contracción.

De los estudios *in vitro* analizados que respaldan la mayor exactitud de las distintas técnicas de ferulización, ninguno ha evaluado la contracción de polimerización del acrílico como factor aislado de distorsión, sino que incluyen pasos anexos en la experimentación, tales como materiales de impresión, toma de impresiones, vaciado de modelos definitivos y/o la confección de estructuras metálicas. Tales procedimientos suman factores que no permiten asociar de manera exclusiva la propiedad intrínseca del material de ferulización -contracción- con los cambios expresados en los modelos definitivos. Por lo tanto, los resultados obtenidos de este estudio no son contrastables con los descritos en la literatura existente.

Este estudio *in vitro* analizó la variación en la contracción de polimerización del acrílico mejorado Duralay<sup>®</sup> (Duralay, Reliance Dental Manufacturer, Worth, IL) utilizado en la ferulización de cofias de transferencia para implantes tipo Bränemark de plataforma regular (RP) para impresiones a cubeta abierta, asociándolo con *Distorsión Posicional* entre los transfers luego de ferulizar, en primera instancia, sobre una matriz estructural de alambre ortodóncico v/s matriz de seda dental, y luego de cortar y referulizar las estructuras en un segundo tiempo operatorio, expresando los valores en relación a la Variación Dimensional generada entre las estructuras y las alteraciones de su Ajuste sobre los análogos.

Los resultados de ambos métodos de medición aplicados en el modelo experimental, Variación Dimensional y Ajuste a los análogos, concuerdan en el análisis de la Distorsión Posicional entre los transfers post Ferulización de las estructuras con resina acrílica de auto-curado sobre alambre ortodóncico v/s seda dental. Esto

demonstró que al ferulizar sobre una matriz de alambre ortodóncico se genera menor Distorsión Posicional, estadísticamente significativo, en comparación con seda dental, expresado en 30% más de muestras confeccionadas sobre alambre con ajuste sin dificultad sobre los análogos.

Al cortar y referulizar las muestras, ambos métodos de medición no concuerdan completamente en los resultados obtenidos en este segundo tiempo operatorio. No obstante, en conjunto revelan que la Distorsión Posicional es aún menor post Referulización que al ferulizar en primera instancia, independiente de la matriz estructural utilizada, expresado en un aumento de los porcentajes de Ajuste sin dificultad sobre los análogos en férulas confeccionadas sobre seda dental y alambre ortodóncico indistintamente, sin presentar diferencias estadísticamente significativas entre ambos tipos de muestras al volver a ferulizar con acrílico luego del corte.

Las diferencias estadísticamente significativas encontradas en los resultados nos permiten validar nuestra hipótesis, pudiendo asociarse a las características propias del alambre en cuanto a su rigidez, en comparación con la seda dental, disminuyendo la Distorsión Posicional entre las cofias de transferencia al limitar la Variación Dimensional y favoreciendo Ajustes sin dificultad entre los transfers y los análogos en el modelo experimental.

Las discrepancias entre la medición sub-milimétrica y la medición visual-táctil del ajuste sobre los análogos al cortar y referulizar las cofias podrían explicarse por las falencias metodológicas previamente descritas en el marco teórico.

Sumado a esto, la ausencia de diferencias significativas en los resultados obtenidos en ambos tipos de muestras al referulizar los transfers quedaría supeditado a la característica intrínseca del acrílico de auto-curado, su contracción (10, 20, 25, 53). Así, al estar la férula ya polimerizada, la cantidad de material utilizado para reunir las estructuras seccionadas fue mínima en comparación con la masa total usada en un comienzo, sin influir el tipo de matriz estructural de cada caso particular. Esto respalda las técnicas propuestas por *Hussaini y Wong, 1997* (10) y *Obeid et col, 1999* (28), asociándose con una Distorsión Posicional aún menor, expresada en mayores porcentajes de Ajuste sin dificultad de los transfers a los análogos tras cortar y referulizar las estructuras en comparación con la ferulización inicial.

Por todo lo analizado anteriormente, este estudio *in vitro* demuestra que la contracción de polimerización de la resina acrílica mejorada de auto-curado resulta inevitable y muy difícil de controlar en la práctica clínica, sugiriendo la posibilidad de ferulizar los transfers mediante acrílico de auto-curado:

- Sobre una matriz estructural de alambre ortodóncico, si se prefiere realizar el procedimiento en sólo **1 tiempo operatorio**.
- Sobre una matriz de alambre ortodóncico o seda dental, si se prefiere realizar en **2 tiempos operatorios**: ferulizando las estructuras con acrílico, en primera instancia, sobre cualquiera de estos dos materiales, luego cortar y referulizar mediante incrementos de resina, teniendo claro que este paso adicional disminuye aún más la Distorsión Posicional entre las cofias.

## 7. CONCLUSIONES.

Este estudio *in vitro* demostró que:

1. Tanto la técnica de Ferulización como Referulización de cofias de transferencia, para implantes tipo Bränemark para técnica a cubeta abierta, mediante resina acrílica de auto-polimerización, generan Distorsión Posicional entre los transfers.
2. Ferulizar transfers para técnica a cubeta abierta con acrílico de auto-curado sobre una matriz de alambre ortodóncico genera menor Distorsión Posicional, estadísticamente significativa, entre las cofias comparado con la ferulización sobre seda dental.
3. El proceso de corte y referulización de férulas de resina acrílica de auto-polimerización, previamente confeccionadas, es un procedimiento que disminuye la Distorsión Posicional entre los transfers comparándolo con la ferulización como único paso.
4. La Distorsión Posicional entre los transfers, expresada en Ajuste sin dificultad sobre los análogos, mejora considerablemente al cortar y referulizar las férulas con acrílico de auto-curado, independiente del tipo de matriz estructural utilizada previamente.

## 8. SUGERENCIAS.

⇒ Se sugiere realizar un estudio que evalúe clínicamente la distorsión posicional entre transfers en el medio bucal, tanto después de ferulizar como luego de cortar y referulizar con resina acrílica de auto-polimerización, contemplando condiciones propias de la cavidad oral, tales como pH, temperatura y humedad, entre otros, además de factores relacionados con ubicación, inclinación e interrelación de los implantes en los maxilares.

⇒ Es recomendable complementar el análisis del Ajuste de las cofias a los análogos a través de inspección directa con sonda de caries, sumando técnicas que aporten mayor precisión, como por ejemplo, radiografías retroalveolares.

⇒ Existen ciertos inconvenientes en el uso del pie de metro digital, principalmente referidos a que la exactitud en la medición queda condicionada por la manipulación del operador, sumado al margen de error instrumental en el registro de la distorsión posicional expresado en variación dimensional entre los transfers.

⇒ De realizar un nuevo estudio *in vitro* podría considerarse la utilización de Resina Foto-elástica, confeccionando un modelo experimental con análogos para implantes insertos dentro de este material, de tal manera que las posibles distorsiones posicionales entre las estructuras -luego de ferulizar los transfers con resina acrílica

de auto-polimerización- puedan pesquisarse mediante la generación de tensiones en la resina epóxica. De esta forma podría evaluarse si realmente se logra el tan nombrado Ajuste Pasivo de las estructuras -libre de tensiones- al ferulizar y/o referulizar las cofias de transferencia con acrílico de auto-curado para tomar impresiones definitivas en R.O.I.A..

## 9. RESUMEN.

En Rehabilitación Oral Implanto-Asistida, la ferulización de cofias de transferencia (transfers) con resina acrílica de auto-polimerización al tomar impresiones definitivas continúa siendo controversial, considerándose por algunos autores como una técnica que proporciona gran estabilidad en la posición tridimensional de las estructuras, favoreciendo el registro exacto de las plataformas implantarias y ajustes libres de tensiones entre los elementos protésicos y los implantes y/o pilares.

La inevitable contracción del acrílico al polimerizar genera distorsión al ferulizar las cofias, siendo necesario buscar alternativas que controlen esta variación dimensional.

Este estudio *in vitro* analizó la Distorsión Posicional entre dos cofias de transferencia en un modelo experimental, expresada en Variación Dimensional entre las estructuras y su Ajuste a los análogos, luego de ferulizarlas con resina acrílica de auto-polimerización de dos formas distintas, sobre una matriz de alambre ortodóncico v/s seda dental, registrando las mediciones en 30 muestras de cada grupo en dos tiempos operatorios: post ferulización y post referulización (luego de cortar-referulizar).

El grupo de muestras que presentó menor Distorsión Posicional, estadísticamente significativa, entre los transfers luego de ferulizar con acrílico fueron las realizadas sobre alambre ortodóncico. En contraste con estos resultados post ferulización, al cortar y referulizar las estructuras, la Distorsión posicional fue menor

para ambos grupos, pero sin diferencias estadísticamente significativas entre alambre y seda dental en este segundo tiempo operatorio.

Sobre la base de estos resultados, este estudio *in vitro* sugiere la posibilidad de ferulizar los transfers con acrílico de auto-curado: sobre alambre ortodóncico en 1 tiempo operatorio; o sobre alambre ortodóncico o seda dental si se prefiere cortar y referulizar las estructuras en 2 tiempos operatorios, controlando de esta forma aún más la distorsión posicional entre las cofias en la toma de registros definitivos.

## 10.BIBLIOGRAFÍA.

---

- 1 Stellingsma, C., et al. "Implantology and the severely resorbed edentulous mandible". *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004 Jul 1;15(4):240-8.
- 2 Rasmussen, E.J. "Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses". *J Prosthet Dent* 1987;57:198-204.
- 3 Loos, L.G. "A fixed prosthodontic technique for mandibular osseointegrated titanium implants". *J Prosthet Dent* 1986;55:232-42.
- 4 Bränemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. "Prótesis tejido-integradas. La Óseo-integración en la Odontología Clínica". Chicago: Quintessence Publishing Co; 1987. 350 p. p.11-76, Cap. 1. p.77-88, Cap. 2. p.89-98, Cap. 3. p.101-109, Cap. 4. p.117-120, Cap. 5.
- 5 Assif, D., Marshak, B., Schmidt, A. "Accuracy of implant impression techniques". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Mar-Apr;11(2):216-22.
- 6 Aparicio, C. "A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report". *Int J Periodont Rest Dent* 1994;14:404-19.
- 7 Skalak, R. "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses". *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
- 8 Pjetursson, B.E., et al. "A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Implant-supported FPDs". *Clin Oral Impl Res* 15, 2004;625-642.
- 9 Naconecy, M.M., et al. "Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Mar-Apr;19(2):192-8.
- 10 Hussaini, S., Wong, T. "One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication". *J Prosthet Dent* 1997;78:550-3.
- 11 Iglesia, M.A., Moreno, J. "A method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report". *Int J Prosthodont.* 2001 Nov-Dec;14(6):570-4.

- 
- 12 Hecker, D.M., Eckert, S.E. "Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time". *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.
  - 13 Assif, D., et al. "Comparative accuracy of implant impression procedures". *Int J Periodontics Restorative Dent* 1992;12:113–121.
  - 14 Pietrabissa, R., et al. "An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses". *Clin Oral Impl Res* 2000;11:448-57.
  - 15 Parfitt, G.S. "Measurement of the physiologic mobility of individual teeth in an axial direction". *J Dent Res* 1960;39:68.
  - 16 Sekine, H., Komiyama, Y. "Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems". In: Van Steenberghe D. *Tissue integration in oral maxillofacial reconstruction*, Excerpta Medica. Amsterdam: Elsevier; 1986. p. 306-32.
  - 17 Vigolo, P., et al. "An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses". *J Prosthet Dent*. 2004 Nov;92(5):470-6.
  - 18 Assif, D., et al. "Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Nov-Dec;14(6):885-8.
  - 19 Vigolo, P., Majzoub, Z., Cordioli, G. "Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions". *J Prosthet Dent*. 2003 Feb;89(2):186-92.
  - 20 Hsu, C.C., Millstein, P.L., Stein, R.S. "A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques". *J Prosthet Dent*. 1993 Jun;69(6):588-93.
  - 21 Humphries, R.M., Yaman, P., Bloem, T.J. "The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions". *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:331-6.
  - 22 Herbst, D., et al. "Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures". *J Prosthet Dent* 2000;83(5):555-61.
  - 23 Inturregui, J.A., et al. "Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants". *J Prosthet Dent* 1993;69:503-9.

- 
- 24 Burawi, G., et al. "A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system". J Prosthet Dent 1997; 77:68-75.
  - 25 Mojon, P., et al. "Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins". J Prosthet Dent 1990;64:684-8.
  - 26 Bränemark, P.I., Zarb, G.A., Albrektsson, T. "Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry". Chicago: Quintessence Publishing Co; 1985. p117-128, p199-209.
  - 27 Dumbrigue, H.B., Gurun, D.C., Javid, N.S. "Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings". J Prosthet Dent. 2000 Jul;84(1):108-10.
  - 28 Obeid, Y.E., Driscoll, C.F., Prestipino, V.J. "Techniques and Technologies. An Alternative Technique for an Accurate Implant-Retained Prosthesis Impresión". J Prosthodont 1999;8:160- 162.
  - 29 Manns, A., Díaz, G. "Sistema Estomatognático". 1ª Edición. Impresos Ximpauser., Santiago, Chile. 1995, p.5. y p.59 – 89. Cap. 2.
  - 30 Mardones, M. "Estudio de la utilización de bases de silicona blandas como elementos auxiliares en el post-operatorio de pacientes portadores de PPR de vía de carga dento-mucosa". Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano Dentista. Stgo Chile, 2001, p. 3-31.
  - 31 Shillingburg, H.T., et al. "Fundamentals of fixed prosthodontics". Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc.; 1981. 582p. p. 85-103, Cap. 7.
  - 32 Ranalli, O.A. "La Implantología del Nuevo Milenio", 1ª Edición. Buenos Aires, Argentina. 2002, 320p. p. 31-39, Cap. 2. p.93-101, Cap. 6. p. 251-256, Cap. 13.
  - 33 Kenney, R., Richards, M.W. "Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures". J Prosthet Dent. 1998 Nov;80(5):559-64.
  - 34 Palacci, P., Ericsson, I. "Odontología Implantológica Estética. Manipulación del tejido blando y duro". Editorial Quintessence, S.L. Barcelona, España. 2001, 228p. p. 20-24, Cap. 1. p. 47-66, Cap. 3.
  - 35 Renouard, F., Rangert, B. "Risk Factors in Implant Dentistry. Simplified Clinical Analysis for Predictable Treatment". Quintessence Publishing Co., Inc. 1999. 176p. p. 39-66, Cap. 3.

- 
- 36 Deines, D.N., et al. "Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs". *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993 Dec;13(6):540-9.
- 37 Revista de Prótesis Óseointegrada. 2000, Volumen. p. 54-59.
- 38 Cehreli, M., Akca, K. "Narrow-Diameter Implants as Terminal Support for Occlusal Three-Unit FPDs: A Biomechanical Analysis". *Int J Periodontics Rest Dent* 2004;24:513-519.
- 39 Nishimura, R.D., et al. "Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors". *J Prosthet Dent*. 1999 Jun;81(6):696-703.
- 40 Assif, D., Marshak, B., Nissan, J. "A modified impression technique for implant-supported restoration". *J Prosthet Dent* 1994 Jun;71(6):589-591.
- 41 The Academy of Prosthodontics. "Glossary of prosthodontics terms". *J Prosthet Dent* 1987;57:517-561.
- 42 Spector, M.R., Donovan, T.E., Nicholls, J.I. "An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants". *J Prosthet Dent* 1990;63:444-7.
- 43 Skalak, R. "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses". *J Prosthet Dent* 1983;49:843-8.
- 44 Guichet, D.L., Yoshinobu, D., Caputo, A.A. "Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations". *J Prosthet Dent*. 2002 May;87(5):528-35.
- 45 Kan, J.Y., et al. "Clinical methods for evaluating implant framework fit". *J Prosthet Dent* 1999;81:7-13.
- 46 Peñarrocha, D.M. "Implantología Oral". Editorial Ars Médica. 2001;11:205-221.
- 47 Heckmann, S., et al. "Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An *in vitro* study of three-unit implant-supported fixed partial dentures". *Clin Oral Impl Res* 2004;15:466-73.
- 48 Giordano, R. "Issues in handling impression materials". *Gen Dent*. 2000; 48(6):646-648.

- 
- 49 Lorenzoni, M., et al. "Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system". *Journal of Oral Rehabilitation* 2000;27:629-38.
- 50 Carvajal, J.C. "Prótesis Fija. Preparaciones biológicas, Impresiones y Restauraciones Provisionales". Editorial Mediterráneo, Parte II, Capítulo 7:77-81.
- 51 Wee, A.G. "Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions". *J Prosthet Dent*. 2000 Mar;83(3):323-31.
- 52 Walton, J.N., MacEntee, M.I. "Problems with prostheses on implants: a retrospective study". *J Prosthet Dent* 1994;71:283-8.
- 53 Bader, M., Baeza, R., Quevedo, E. "Texto Biomateriales Odontológicos, Facultad Odontología, U. De Chile. 2002. Capítulo de Resinas Acrílicas:1-10.
- 54 Moreyra, L., Ledesma, M. "Acrílicos Autopolimerizables Endobucalés". Editorial Mundi. 1959, p. 9-39, Cap. 1.