



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

CARRERA DE MAESTRIA EN IMPLANTOLOGIA ORAL

TESIS DE MAGISTER

“Estudio comparativo in Vitro de materiales de fijación de transferencias en Implantología Oral.”

Tesista: Od. Sergio F. Rodríguez

Director: Prof. Dr Cesar G. Luchetti

Codirectora: Prof. Dra Alicia E. Kitrilakis



2017

''Estudio comparativo in Vitro de materiales de fijación de transferencias en Implantología Oral.''

A Alfredo, mi padre
A Francisco, mi hijo

AGRADECIMIENTOS

A la Prof Dra Alicia Kitrilakis, por la codirección de esta Tesis, por continuar siempre siendo para mí un ejemplo a seguir.

Al Prof Dr Cesar Luchetti, por la dirección en esta Tesis, por su aliento constante y su invaluable ayuda.

Al Sr Santiago Arques, por su ayuda en los trabajos de Laboratorio.

A la firma Implantfort, por el aporte desinteresado de los implantes necesarios para la realización de la Tesis .

INDICE GENERAL

TITULO.....	2
AGRADECIMIENTOS.....	4
INDICE.....	5
RESUMEN.....	6
INTRODUCCION.....	11
MARCO TEORICO.....	13
OBJETIVOS.....	87
MATERIALES Y METODOS.....	88
RESULTADOS.....	109
DISCUSION.....	124
CONCLUSIONES.....	136
BIBLIOGRAFIA.....	138

RESUMEN

La impresión es un paso primordial en toda reconstrucción protésica sobre implantes.

Debe copiar y reproducir la configuración y la posición tridimensional de la conexión del emergente con el implante.

Existen diferentes métodos que permiten captar esta información.

Entre los más utilizados podemos mencionar la toma de impresión con cubetas cerradas y la toma de impresión con cubetas abiertas.¹

En el primer caso se colocan los copings de impresión sobre las plataformas implantares, se instalan las transferencias y se toma una impresión de arrastre con silicona masa y fluida en una sola toma.

Luego se procede a posicionar en las impresiones las transferencias con los copings y los análogos y se realiza el vaciado de yeso, obteniendo de este modo el modelo de trabajo.

Para el segundo caso se realiza una toma de impresión con una cubeta de stock (Standard) y con alginato; se realiza un modelo primario y sobre el mismo se confecciona una cubeta individual, la cual va a presentar perforaciones o ventanas sobre los sitios de emergencia de los implantes. Luego se procede a colocar los transfer sobre las plataformas implantares, se ajustan con un tornillo al implante y se toma una impresión con silicona masa y fluida en un solo paso permitiendo la visualización de los transfer a través de las ventanas. Se retira el exceso de material de impresión en derredor de los transfer y estos son fijados a la cubeta con un material que logre fijarse a ambas estructuras. (cubeta y transfer).

Se procede a retirar los tornillos de fijación y se libera luego la cubeta.

Se colocan los análogos sobre los transfer, se coloca el tornillo de fijación, y se realiza el vaciado de la impresión con yeso.

Una vez fraguado se obtiene de esta manera el modelo definitivo de trabajo.

Para este último caso tradicionalmente se utilizó acrílico de autocurado en la confección de la cubeta individual, y acrílico de baja variación dimensional (Duralay) para la fijación de los transfer.

En la actualidad se dispone de un nuevo material de fotocurado a los efectos de la fijación de los transfer a la cubeta (Triad gel).

A) Objetivos

Evaluar el margen de variación dimensional en la toma de impresiones para prótesis sobre implantes utilizando distintos materiales para la fijación de las transferencias. Los materiales a utilizar serán: un acrílico de autocurado marca Duralay, y una resina de fotocurado marca Triad gel.

B) Materiales y métodos

Se preparó un modelo patrón sobre un bloque metálico en el cual se alojaron tres implantes dentales separados a distancias conocidas unos de otros.

Se fijaron las transferencias utilizando dos tipos de materiales diferentes. En uno de los grupos se utilizó Duralay, y en el otro grupo se utilizó Triad gel.

Se tomaron impresiones utilizando silicona y cubetas individuales confeccionadas a tal fin.

Se prepararon los modelos obtenidos de dichas impresiones separándolos en dos grupos para su posterior comparación.

El primer grupo fue conformado por aquellas impresiones en las que se utilizó Duralay como medio de fijación de las transferencias, el segundo grupo conformado por aquellas impresiones en las que se utilizó Triad gel.

Se realizaron las mediciones de los modelos obtenidos utilizando:

- Microscopio Electrónico de Barrido
- Calibre Digital
- Micrómetro Digital

C) Resultados

Se realizaron las siguientes mediciones:

Medición 1) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con MICROMETRO (micrones)

Medición 2) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con CALIBRE DIGITAL (milímetros)

Medición 3) a) Medida Implante 1 al Implante 2 y **b)** Implante 2 al Implante 3 a nivel de sus caras internas con CALIBRE DIGITAL (milímetros)

En la Medición 1) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo

portaimplante con MICROMETRO (micrones) se observó lo siguiente:

La Media fue Patrón (Control): 22810 μm (0), Duralay: 22701,2 μm (69,611) y Triad: 22765,8 μm (57,212).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,020$ - Análisis de Varianza).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de HOLM-SIDAK)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de HOLM-SIDAK)

En la Medición 2) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo

portaimplante con CALIBRE DIGITAL (milímetros) se observó lo siguiente:

La Media fue Patrón (Control): 22,9 mm (0), Duralay: 22,7 mm (0,0612) y Triad: 22,85 mm (0,0536).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,003$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

En la Medición 3) a) Medida Implante 1 al Implante 2 y b) Implante 2 al Implante 3 a nivel de sus caras internas con CALIBRE DIGITAL (milímetros) se observó lo siguiente:

En la Medición 3a:

La Media fue Patrón (Control): 5,57 mm (0), Duralay: 5,36 mm (0,0574) y Triad: 5,362 mm (0,0661).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,008$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), y entre Control y Triad ($P < 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

En la Medición 3b:

La Media fue Patrón (Control): 6,45 mm (0), Duralay: 6,332 mm (0,0526) y Triad: 6,372 mm (0,037).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,008$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

D) Conclusiones

Dentro de las limitaciones del presente estudio podemos concluir que:

El Triad gel tuvo mejor comportamiento que el Duralay en cuanto a reproducir mas fielmente el modelo patrón.

No se observaron diferencias estadísticas significativas entre las medidas del patrón y de los modelos a partir de impresiones usando Triad gel.

Si se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las medidas del patrón y de los modelos a partir de impresiones usando Duralay.

De los datos obtenidos se confiere que el material que menos varió respecto de su contracción de polimerización fue el Triad gel.

Aunque las diferencias de los valores de variación dimensional no fueron muy significativos como para priorizar o para descartar a uno u otro material, el mas estable resultó ser el Triad gel.

INTRODUCCION

La implantología oral es una rama de la odontología que ofrece una amplia gama de soluciones rehabilitadoras para aquellos pacientes que han perdido una, algunas o todas sus piezas dentales.²

Podemos considerar dos fases:

- Una fase quirúrgica
- Una fase protésica o de rehabilitación

La fase quirúrgica consiste en la colocación del implante que puede ser en hueso cicatrizado (diferido) o en el alvéolo postextracción (inmediato)

Luego de un tiempo variable desde la colocación del implante, durante el cual se produce el proceso de oseointegración³ en el cual el implante se integra firmemente al hueso, es necesaria la fase protésica o de rehabilitación que consiste en la fabricación y colocación de la prótesis, pudiendo ser esta unitaria, parcial o completa.

Es en este momento donde debemos tomar impresiones.

Para poder transmitir la posición tridimensional de la ubicación de la plataforma implantar necesitamos fijar las transferencias con un tornillo a los implantes y estas transferencias deben ser ferulizadas entre si en el caso de que halla varios implantes para alojar una barra, o a la cubeta en el caso de los unitarios.

Esta fijación se logra de manera habitual con la utilización del acrílico Duralay.

Los acrílicos son materiales a base de polimetacrilato de metilo, formados por polímero y monómero. Al unir ambos componentes se produce el proceso de polimerización en el cual se observa una contracción por parte del material.

El Duralay tiene la particularidad de presentar una baja contracción de polimerización.

El Traid gel es un material a base de dimetil uretano que también presenta una baja contracción de polimerización.

A pesar de que el Duralay presenta una baja contracción de polimerización, algunas veces no resulta tan preciso, ya que al fabricar una estructura colada sobre un modelo que se produjo a partir de una impresión en la cual se utilizó el Duralay como medio de fijación de las transferencias, al momento de probar dicha estructura en boca se aprecian diferencias dimensionales de modo tal que es necesario realizar algún corte, nueva fijación y soldadura de la misma para lograr un ajuste pasivo.

Se compararán ambos materiales y se evaluarán los resultados para poder establecer diferencias.

MARCO TEORICO

Contenidos:

Sección 1

- 1.1 Arquitectura de los implantes
- 1.2 Análogos
- 1.3 Transferencias
- 1.4 Impresiones
- 1.5 Material de impresión
- 1.6 Materiales para modelos

Sección 2

- 2.1 Barras
- 2.2 Protocolo para completas
- 2.3 Protocolo para confección de barras
- 2.4 Ajuste pasivo

Sección 3

- 3.1 Instrumentos de medición
- 3.2 Materiales utilizados para la fijación de las transferencias

1.1 ARQUITECTURA DEL IMPLANTE

Se define al implante con forma de “tornillo macizo” como un implante de sección transversal circular sin aberturas o agujeros que entren hacia el interior del cuerpo del implante.⁴

Presentan roscas de diferentes diseños, el más común es en forma de V.

El diámetro externo de la rosca es de 3,75 mm con una profundidad de rosca de 0,4 mm y un módulo crestal con una altura que oscila entre 1 y 2 mm , y un diámetro de la cresta de 4,1 mm.

Las distintas longitudes oscilan entre 7 y 20 mm.

Los de 10 a 16 mm son los más empleados⁵.

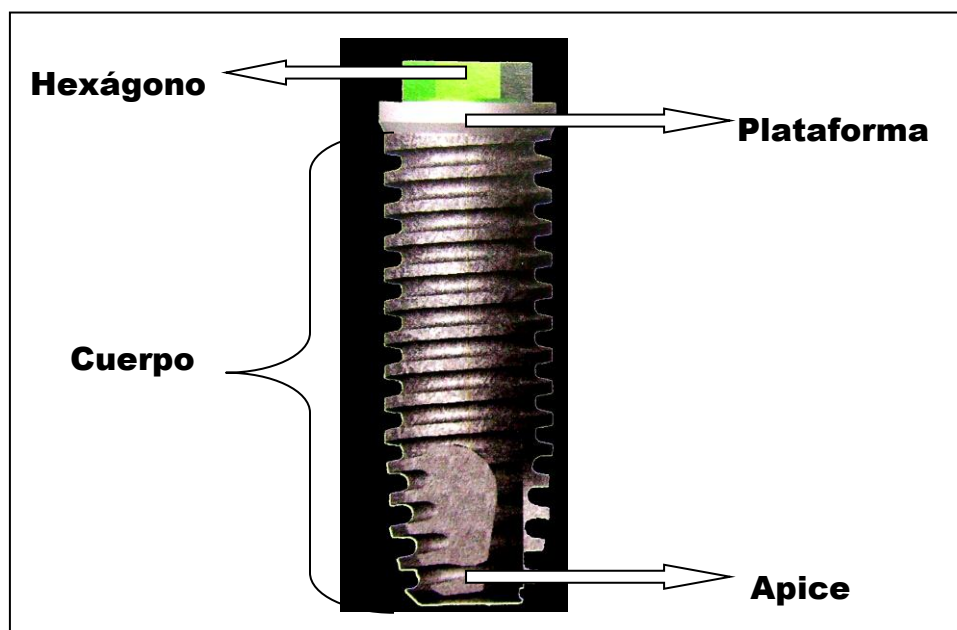
El “cuello del implante” es la porción del implante dental que se diseña para ser colocada en el hueso para anclar los componentes protésicos.

El cuerpo del implante tiene:

Un módulo de la cresta o plataforma

Un cuerpo

Un ápex o ápice.



El diseño del “cuerpo del implante” puede ser:

Cilíndrico

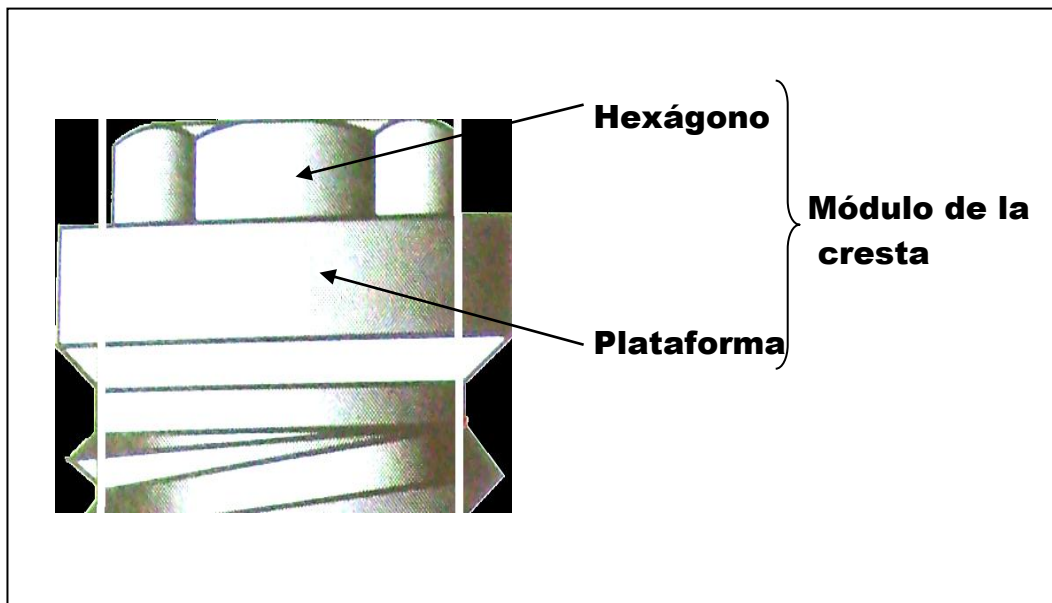
Tipo tornillo

Combinado

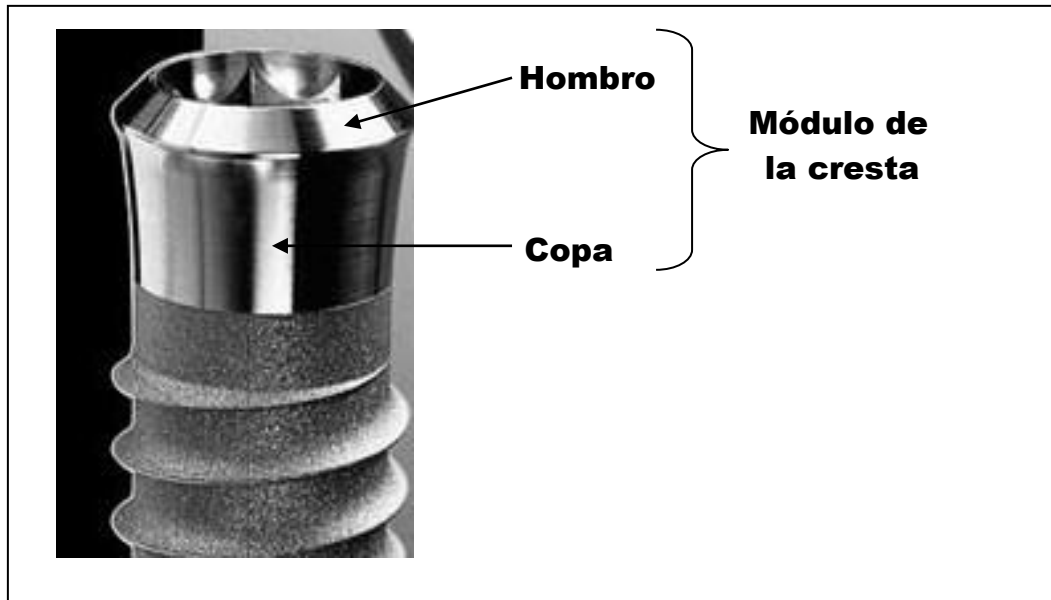
Existen actualmente mas de 90 diseños de cuerpo del implante.

El “módulo de la cresta” de un implante es aquella porción diseñada para retener el componente protésico de un sistema de dos piezas.

Ocupa la región transósea a nivel de la cresta del reborde.



El módulo de la cresta también puede diseñarse con el fin de sobresalir sobre el tejido blando en algunos sistemas implantarios. (por ejemplo ITI)



Según el tipo de conexión que se produzca entre el implante y el componente protésico podemos clasificarlos de la siguiente manera:

Hexágono externo



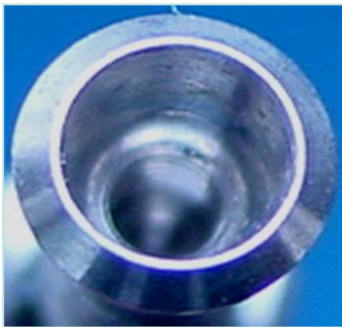
Hexágono interno



Cono Morse (divergencia paredes internas: $1^{\circ} 8'$)



Cono contra cono (divergencia paredes internas: 8°)



Surcos internos



Octágono interno



Otros: tornillo cónico; acanalado; tubo de leva; perno-ranura.

Cada tipo de conexión establece un sistema antirrotacional que le es propio. El sistema antirrotacional es aquel que impide que la estructura protésica (abudment, emergente) rote sobre su eje y por consecuencia pierda su orientación y fijación.

Datos de importancia en la arquitectura del implante utilizado en la presente investigación:

Tipo de conexión: Hexágono externo

Diámetro de la plataforma: 4,1 mm

Altura del hexágono: 0,7 mm

Distancias entre las caras opuestas del hexagono: 2,7 mm

Diámetro de la rosca interna: 2 mm

Un ajuste de alta precisión en las dimensiones del hexágono externo, plano por plano, es fundamental para la estabilidad de la conexión entre el cuerpo del implante y el pilar.⁶



1.2 ANALOGOS

Los análogos son elementos que reproducen la conexión del implante.

Son accesorios para laboratorio.

En el caso de los análogos de implantes con conexión de hexágono externo, son una réplica del implante respecto de la "plataforma implantar" o módulo de la cresta mas el hexágono con su rosca interna.

Además de esta parte que reproducen poseen un cuerpo que básicamente es un cilindro macizo con alguna cara facetada o algún diseño que ofrezca traba mecánica a lo largo de su cuerpo a fin de ser retenido en el modelo de trabajo.

Distintos tipos de análogos de conexión externa



Distintos tipos de análogos de conexión interna



Análogo de implante de conexión interna de cono contra cono.

En este caso el análogo reproduce la copa con en su totalidad, esto es, por dentro el octágono y por fuera el hombro o bisel.



Los análogos no están mecanizados con la misma precisión que los implantes.

Los análogos de latón o bronce o aluminio se pueden deformar al entrar en fricción con las transferencias.^{7 8}

Por esta razón, en el presente trabajo se ha decidido utilizar implantes en lugar de análogos para la confección de los modelos.



Implantes colocados a modo de análogos en la impresión para obtener el modelo de trabajo.



1.3 TRANSFERENCIAS

Las transferencias son los elementos que se utilizan en la toma de impresiones de maxilares que han recibido uno o mas implantes.

Transmiten la posición tridimensional de los implantes ubicados en boca para la confección del modelo de trabajo.

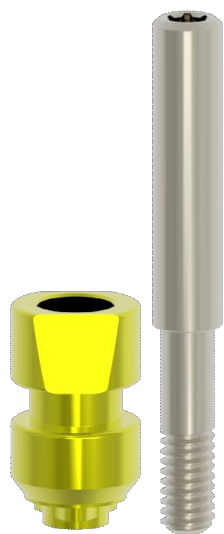
Primero se posicionan en la boca sobre los implantes y luego se toma la impresión.

Una vez obtenida la impresión se le coloca a cada transferencia un análogo de implante y luego se realiza el llenado con escayola para obtener el modelo de trabajo.



En la toma de impresiones la posición de los postes (emergentes, transferencias) puede sufrir variaciones de hasta 20 micrones.⁹ Por tal motivo no es aconsejable reutilizar estos elementos a fin de disminuir la posibilidad de errores en las tomas de impresión y en la confección de los modelos de trabajo.

Distintos tipos de transferencias



Transferencias para toma de impresión con cubetas cerradas



Transferencias para toma de impresión con cubetas abiertas



Transferencias usadas en este trabajo

Para el presente trabajo se utilizó un tipo de transferencia para hexágono externo que se denomina multifunción, ya que la misma se puede emplear como portaimplante, como transferencia y como pilar.



Transferencias colocadas en los implantes del modelo patrón



1.4 IMPRESIONES.

Las impresiones definitivas tienen como objetivo registrar y transmitir al laboratorio toda la información necesaria para la confección de los modelos de trabajo.

Las técnicas de impresiones en implantodontología no han sido totalmente estandarizados, pero si existen parámetros comunes a considerar.

Estos son:

- La utilización de un elemento de transferencia que determina la posición exacta de la conexión del implante. (transfer)
- La corroboración radiográfica de dicho elemento en la posición exacta sobre el implante es de vital importancia para no transferir una posición errónea al modelo de trabajo.
- La fijación y/o ajuste de dicho elemento a la cubeta.

Las técnicas convencionales para implantes que utilizan transfer pueden ser por copia (cubeta cerrada) o por arrastre (cubeta abierta), siendo esta última la mas utilizada en nuestra práctica debido a su mayor precisión.

Es oportuno aclarar que existen técnicas que no utilizan los elementos de transferencias ya que solo copian los pilares protéticos que fueron preparados sobre los implantes en boca.

IMPRESIÓN POR COPIA.

Son aquellas que a través de la utilización de un material de impresión copian la forma y posición de un elemento (transfer o emergente) que se encuentra situado sobre el implante, permitiendo así transmitir dicha posición al laboratorio para la confección de un modelo de trabajo. Este tipo de impresión se realiza con una cubeta estándar la que facilita la realización de este paso clínico. Se puede advertir que la reubicación del transfer con el análogo, para la

confección del modelo de trabajo, puede sufrir variaciones en su posición con respecto que en aquellas realizadas por arrastre.

IMPRESIÓN POR ARRASTRE

Se denominan estas técnicas por arrastre dado que junto con la impresión se retiran los elementos de transferencia de la boca. Se evita tener que reposicionar los transfer en las impresiones, ahorrando así los pasos intermedios que pueden llevar a errores de la posición tridimensional del implante.

Para realizar este tipo de técnicas es indispensable la utilización de una cubeta individual o una llave de arrastre para la fijación del transfer a dichos elementos, los cuales se realizan sobre un modelo logrado sobre una impresión de alginato previa.

Es aquí donde se debe diferenciar la utilización de un transfer estándar o un transfer individualizado.

El transfer estándar que proveen las empresas solo permiten captar la posición tridimensional del implante, no pudiendo transferir la forma del perfil de emergencia y la arquitectura de los tejidos blandos, dado que estos se colapsan sobre el mismo al retirar el tornillo de cicatrización o el provisorio.

El objetivo del transfer individualizado, a diferencia del anterior, no es solo transferir al modelo la posición del implante sino también la arquitectura gingival obtenida y el perfil de emergencia, hecho importante para la resolución estética de la futura restauración.

CUBETAS INDIVIDUALES

Las cubetas individuales presentan la ventaja de poder ofrecer espacios uniformes para lograr iguales espesores de material de impresión en toda la superficie a copiar.^{10 11}

Si la cubeta se realiza con acrílico de autocurado se debe confeccionar por lo menos 24 hs antes de la toma de la impresión, ya que sufre distorsión debido a la evaporación de monómero residual.¹²

Los acrílicos fotopolimerizables no plantean problemas tan importantes en su variación dimensional.¹³

1.5 MATERIALES DE IMPRESION

La función de un material de impresión consiste en registrar con exactitud las dimensiones de los tejidos bucales y sus relaciones espaciales.¹⁴

Para obtener una impresión se aplica contra los tejidos orales un material en estado plástico para que fragüe. Una vez que ha fraguado la impresión se extrae de la boca y se utiliza para obtener una réplica de los tejidos bucales. La impresión proporciona una reproducción negativa de dichos tejidos. Para obtener una reproducción positiva se vierte cemento piedra sobre la impresión y se deja fraguar. La reproducción positiva recibe el nombre de modelo.

Propiedades que debe reunir un material de impresión:

- 1 facilidad en el manejo
- 2 propiedades de fluidez adecuada
- 3 tiempo y características de fraguado adecuado
- 4 suficiente resistencia mecánica para no desgarrarse ni deformarse permanentemente durante su extracción.
- 5 buena exactitud dimensional
- 6 compatibilidad con los materiales de los modelos o troqueles

Las siliconas son exclusivamente compuestos que contienen grupos orgánicos de los que uno, al menos, está unido directamente a un átomo de silicio.

Los elastómeros de silicona utilizados se obtienen, bien por condensación, bien por adición.¹⁵

Presentación y Preparación:

Se comercializan en tres tipos que coinciden con tres viscosidades, pesada, media y ligera. Su preparación se realiza por la mezcla de dos pastas o de una pasta y un líquido. La mezcla se efectúa espatulando una cantidad correctamente medida en longitud o en volumen de cada uno de los constituyentes hasta obtener un producto de consistencia y color uniformes que constituirá una masa elástica. El tiempo de mezclado es de alrededor de un minuto. Tiempo de trabajo: alrededor de tres minutos. (intervalo de tiempo durante el cual la pasta puede ser manejada y colocada en la boca).

Tiempo de endurecimiento: abarca el tiempo de mezclado mas el tiempo de trabajo hasta que la impresión puede salir de la boca con un mínimo de deformaciones.

Factores que influyen en el tiempo de endurecimiento: temperatura de la loseta, a menor temperatura mayor tiempo; cantidad de acelerador, aumenta el tiempo cuando la cantidad de acelerador disminuye.

Propiedades mecánicas:

Siliconas por condensación: variación de dimensión a las 24 hs es de 0,6

Siliconas por adición: variación de dimensión a las 24 hs es de 0,05.

Para ambas la reproducción de detalles es de 25 micrones. ¹⁶

Son geles coloidales hidrófobos. No presentan deformación alguna por imbibición o sinéresis.

Las hay de dos tipos: de condensación, y de adición. (Según el tipo de reacción de polimerización) ¹⁷

Tipos: Por Adición

Por Condensación

Por ADICION.

Siliconas que polimerizan por adición: la base contiene polisiloxano de peso molecular relativamente pequeño con un hidrógeno terminal.

El acelerador contiene un polisiloxano con un grupo terminal vinil.

La reacción de adición resulta de la fijación del hidrógeno terminal sobre uno de los átomos de carbono del grupo vinil, después de la apertura del doble enlace, en presencia de un catalizador organometálico como el ácido cloroplatínico.

Ambos componentes se mezclan en partes iguales de pasta o de masilla, produciéndose una reacción de adición entre los grupos hidrógeno y vinilo, sin que se formen subproductos.

Reacción de fraguado:

En la reacción de fraguado intervienen un grupo siloxano hidrogenado mas un grupo siloxano con vinilos terminales mas ácido cloroplatínico dando como resultado la goma de silicona.

El siloxano de vinilo es disfuncional, y el siloxano hidrogenado es multifuncional. En esta reacción no se forman subproductos volátiles, y durante la polimerización se produce una variación dimensional mínima.

Al subir la temperatura aumenta la velocidad de la reacción, y disminuye el tiempo de fraguado.

Si la silicona de adición posee grupos hidroxilos se produce una reacción colateral que genera hidrógeno. El hidrógeno va desprendiéndose gradualmente del material fraguado y produce burbujas en los modelos de yeso preparados durante la hora siguiente. Se deben seguir siempre las instrucciones del fabricante en relación con el tiempo de espera para la preparación de modelos a partir de una silicona determinada.

Actualmente se le agrega en la composición paladio en polvo u óxido de cromo, que permiten la adsorción de hidrógeno.

Consistencias:

Este tipo de siliconas se suministra en forma de una pasta base de consistencia diluida, media o densa y una pasta catalizadora o como una masilla base y una catalizadora muy densas en tarros.

Propiedades:

La variación dimensional y la deformación permanente de estas siliconas son notablemente mejores que las de las siliconas por condensación.

La variación dimensional en 24 horas es muy reducida, aproximadamente un 0,1 %.

La deformación permanente en el momento de la extracción de la boca es de un 0,2% la mas baja de todos los materiales de impresión.

La fluidez de las siliconas por adición es también muy baja.

Estas propiedades demuestran la gran precisión de las siliconas de adición.¹⁸

Manipulación:

Según indicaciones del fabricante, pero en general las siliconas diluidas, normales o densas suelen presentarse en dos tubos (uno base y otro catalizador) y es necesario mezclar cantidades iguales de ambos para espatular (a tal fin se suelen proveer un bloc de papel de mezcla reglado).

Se mezclan durante 30 a 45 segundos hasta conseguir una mezcla uniforme.

Para las siliconas pesadas se utilizan dos potes a mezclar cantidades iguales.

Se mezclan a mano hasta que no se vean franjas. No deben utilizarse guantes ya que los componentes del latex pueden afectar las propiedades del producto.

Por CONDENSACION

Siliconas que polimerizan por condensación: la base es un polidimetilsiloxano, de peso molecular relativamente bajo, con un grupo terminal reactivo, al que se añade del 35 al 75 % de cargas según la viscosidad ofrecida.

El acelerador es una suspensión de octanoato de estaño y de ortosilicato de etilo.

Con el fin de evitar el desprendimiento de hidrógeno, introducen un captador del mismo como el aldehído o el óxido de cromo o los dos.

El ortosilicato de etilo reacciona con el octanoato de estaño produciendo una red tridimensional. Como subproducto de la reacción se forma etanol.

Reacción de fraguado:

El silicato etílico multifuncional produce una malla que es responsable de los valores tan bajos de deformación permanente y de fluidez.

El alcohol etílico generado como subproducto de la reacción se evapora en forma gradual y contribuye a la contracción relativamente elevada que se produce durante las 24 horas posteriores al fraguado.

La adición de grandes cantidades de relleno a la consistencia de la masilla permite reducir las variaciones dimensionales.

Consistencia:

La consistencia depende de la elección del peso molecular del dimetilsiloxano y de la concentración del refuerzo. Los materiales mas densos poseen pesos moleculares elevados. La concentración del refuerzo oscila entre el 35% para el material fluido y el 75 % para la masilla.

Propiedades:

Las siliconas de condensación experimentan mayores cambios dimensionales. Las siliconas de condensación experimentan menos cambios dimensionales que los polisulfuros, debido a que las siliconas forman mas enlaces cruzados. Aunque la masilla experimenta mas deformación permanente que la diluida, en la práctica la masilla apenas sufre deformación permanente ya que es bastante rígida y la mayor parte de la deformación afecta al material diluido durante la extracción de la impresión.

Reproducen fácilmente los detalles mas finos de la superficie, y pueden reproducir fácilmente un surco en forma de V con una anchura de 0,025 mm.

Manipulación:

Similar a las siliconas por adición.

Material de impresión escogido para el presente trabajo:

Se decide trabajar con un conjunto de silicona masa y silicona fluida en una técnica de un solo paso. (monofase)

Debido a la necesidad de contar con la mayor exactitud en el copiado de detalles, con una gran estabilidad dimensional y una gran capacidad de recuperación elástica se prefiere una silicona por adición a una por condensación.

Se opta por seleccionar un material elastomérico de adición, de viscosidad media, a base de vinilo polisiloxano y con una hidrofilia inicial particularmente alta.¹⁹

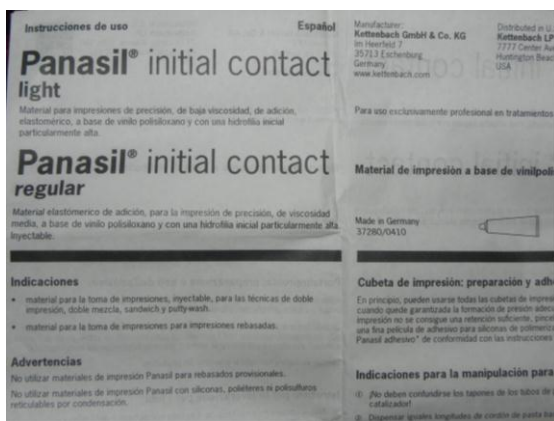
Marca: Panasil Putty y Panasil Light initial contact

Fabricado por: Kettenbach GMBH & Co.

Cambio de dimensión máximo -0,20%

Recuperación elástica después de la deformación 99.3%

Deformación compresiva 3,5%



1.6 MATERIALES PARA MODELOS

Los modelos son una réplica de los tejidos duros o blandos de la boca.

Los modelos se obtienen por el vaciado (llenado) de la impresión con un material elegido a tal fin.

Para nuestro propósito decidimos elegir un yeso densita tipo IV

Yesos

Luego de una selección entre tres tipos diferentes de densita se decide optar por un tipo IV debido a su baja expansión de fraguado (0,09 %) y su excepcional dureza (fuerza compresiva a las 48hs 13000 psi = 90 Mpa)

Se selecciona la marca Silky-Rock fabricada por Whip Mix.²⁰

Propiedades deseables: Precisión

Estabilidad dimensional

Capacidad para reproducir todos los detalles

Resistencia a la abrasión

Facilidad de adaptación a la impresión

Dureza.

La precisión y la estabilidad dimensional son propiedades fundamentales, ya que los modelos se utilizan para fabricar aparatos o restauraciones que deben adaptarse a los tejidos duros o blandos preparados. Los materiales para modelos deben reproducir una impresión con exactitud y mantener sus dimensiones.²¹ Los materiales para modelos deben ser fuertes y resistentes a la abrasión para poder durar y soportar las manipulaciones a las que van a ser sometidos.²²

Los materiales para fabricación de modelos a base de yesos pueden clasificarse en los siguientes grupos:

Escayola de modelos

Cemento piedra dental

Cemento piedra de gran resistencia (yeso piedra de gran resistencia/ densita)

Todos estos derivados se obtienen del mineral de yeso, que es la forma dihidratada del sulfato cálcico.

La fórmula química del yeso es $\text{SO}_4\text{CA}\cdot 2\text{H}_2\text{O}$

Al calentarlo el yeso pierde 1 y $\frac{1}{2}$ mole de sus dos moles de H_2O de cristalización, y se convierte en la forma semihidratada de sulfato cálcico.

La fórmula química del sulfato cálcico semihidratado es $\text{SO}_4\text{CA}\cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$.

La obtención del yeso piedra de gran resistencia se produce mediante la ebullición del yeso en una solución de cloruro cálcico al 30 %. De este modo se obtienen partículas menos porosas cuyo tamaño y forma le confieren sus altas propiedades.

Químicamente se trata de un hemihidrato de sulfato de calcio.

El hemihidrato de sulfato de calcio se presenta en dos formas pulverulentas, correspondientes a dos grados de cristalinidad distintos (Lacheny):

El hemihidrato alfa es el constituyente esencial de los yesos duros tipo II III IV y V.

El hemihidrato beta, o yeso Paris, es el constituyente esencial del yeso de impresión utilizado en la clínica, tipo I.

Según las condiciones de presión y de temperatura, la deshidratación del yeso conducirá a la formación de una u otra variedad de hemihidrato.

Preparación del hemihidrato alfa: Se deshidrata el yeso calentándolo a 125°C bajo presión de vapor durante algunas horas; a veces se hace en presencia de una solución de cloruro de calcio modificada al 30 % secándolo enseguida al aire libre.

La reacción es reversible, el hemihidrato es rehidratable; esto es lo que le permite dar lugar al fenómeno del fraguado.

Manipulación:

Cuando se mezcla con agua el sulfato cálcico semihidratado se produce una reacción química y se convierte de nuevo en sulfato cálcico dihidratado con liberación de calor. (reacción exotérmica).

La cantidad de agua necesaria para la mezcla es de 19 ml cada 100 gramos de cemento de piedra de gran resistencia.

Primero se coloca el agua en la taza de goma y luego se va agregando el polvo de forma lenta para que se vaya humedeciendo. De esta forma se disminuye la cantidad de aire que se le incorpora a la mezcla guante el espatulado.

Es fundamental respetar las proporciones agua y polvo.

Si se disminuye la cantidad de agua, se produce un aumento de la expansión de fraguado.²³

Resistencia:

Los valores mínimos de resistencia a la compresión durante una hora establecidos por la especificación N° 25 de la ANSI-ADA es de 5000 psi (34 MPa).

Esta propiedad al ser evaluada en una hora de la preparación, está midiendo el yeso húmedo ya que todavía no ha perdido el exceso de agua.

Dicha resistencia aumenta una vez que el yeso se seca (para lo que puede tardar varios días) Esta resistencia en seco duplica y en ocasiones supera el valor en resistencia en humedad.

Debido a que todos los materiales de impresión se contraen, la expansión del material de vaciado debe compensar este cambio dimensional.²⁴

Variación dimensional :

Todos los materiales de yeso experimentan al fraguar una expansión cuantificable. La expansión se debe al crecimiento de los cristales de sulfato cálcico dihidratado y a la colisión de dichos cristales entre si. Para la especificación N°25 de la ANSI-ADA la expansión dimensional es de 0,10% máximo medida al cabo de dos horas.²⁵

Es mas importante el porcentaje de expansión que la dureza del material.²⁶

La escayola tipo IV presenta según la ADA una variación dimensional de 0,01 a 0,1 % en función del fabricante.^{27 28}

Cuando se agregan endurecedores se produce un incremento de la expansión.²⁹

Espatulado:

Se utiliza una taza de goma y una espátula de hoja rígida.

Se realiza revolviendo la mezcla vigorosamente y restregando al mismo tiempo las superficies internas del recipiente con la espátula para asegurarse que se humedezca todo el polvo y se mezcle bien con el agua. El tiempo medio de espatulado a mano suele ser de un minuto, y la velocidad de la espátula de dos vueltas por segundo.

Al aumentar el tiempo o la velocidad de espatulado, también aumenta la expansión de fraguado.³⁰

Tiempo de fraguado inicial y final:

El tiempo de fraguado inicial se denomina también tiempo de trabajo.

Durante el tiempo de trabajo el material se puede mezclar y verter sobre la impresión. Aunque la reacción química se pone en marcha en el momento en que se mezcla el polvo con el agua, en ese momento solo se convierte en yeso una pequeña cantidad del producto semihidratado. La masa recién mezclada tiene una consistencia semifluida y se puede verter en moldes de cualquier forma. Sin embargo al avanzar la reacción aumenta el número de cristales semihidratados. La viscosidad de la masa de reacción empieza a aumentar rápidamente, y en un momento dado la masa ya no puede fluir y penetrar en los detalles mas finos de la impresión. En ese momento el material ha alcanzado el tiempo de fraguado inicial y ya no se debe seguir manipulando.

Se puede identificar clínicamente el tiempo de fraguado inicial gracias a un fenómeno conocido como pérdida de brillo. En un momento dado de la reacción química el exceso de agua de la superficie es absorbido por la masa de cristales de yeso que se están endureciendo. En ese momento la superficie de yeso deja de reflejar la luz y adquiere un aspecto apagado. Cuando el yeso pierde el brillo se debe dejar de manipular la masa. El tiempo inicial de fraguado debe oscilar entre 8 y 16 minutos a partir del comienzo de la mezcla.

El tiempo de fraguado final se define como el momento en que el material puede separarse de la impresión sin distorsiones ni roturas, momento en que la reacción química prácticamente ha terminado. En la práctica se suele dejar que la masa de yeso se endurezca por 45-60 minutos antes de separarla de la impresión.³¹

2.1 BARRAS.

La sobredentadura implantoportada se apoya sobre tres pilares con eficacia comprobada:

- Prótesis completa.
- Sobredentaduras sobre pilares dentales.
- Implantología.

Existen distintos tipos, anclajes y combinación de aditamentos.

Ferulizan 2 o más implantes permitiendo una amplia distribución de cargas.

Pueden ser coladas o soldadas .

Dentro de las más utilizadas podemos citar:

Barras Hader

Barras Dolder

Barras Ackerman

Barras Fresadas

BARRAS HADER

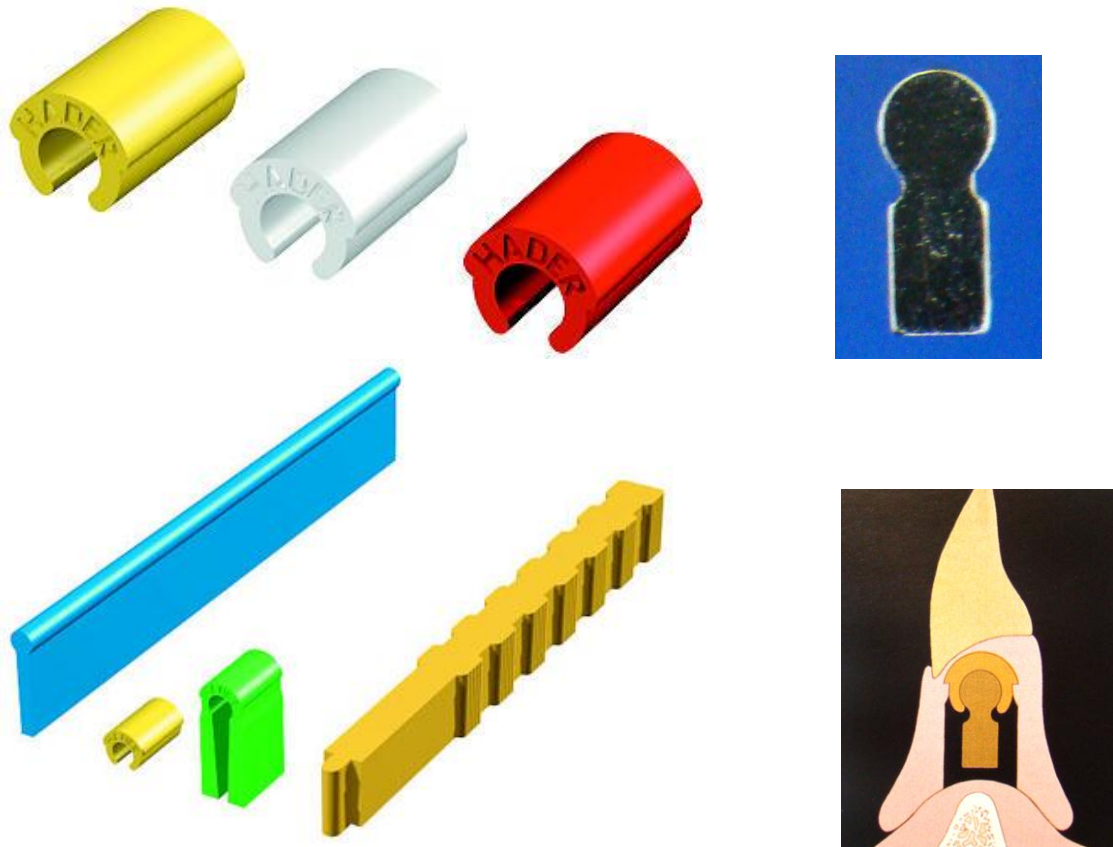
Consiste en un sistema semielástico que posee un movimiento de tipo bisagra. En la parte superior posee una forma circular y por debajo un faldón que limita el movimiento de bisagra y le otorga mayor resistencia.

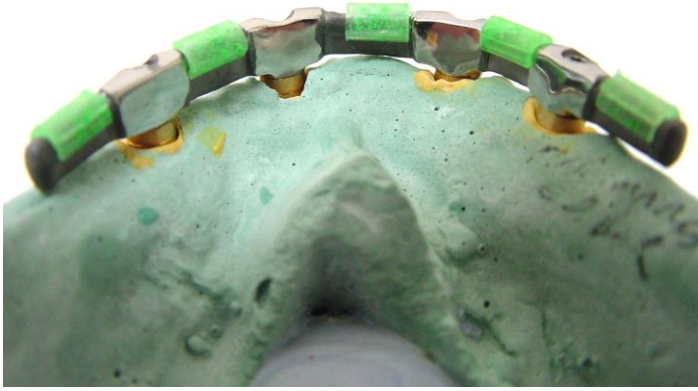
La parte que se coloca en la prótesis tiene forma de clip o caballito y generalmente consiste en un jinetillo de nylon.

La barra se puede colar en la aleación que se elija.

El cantilever funciona sin inconvenientes en un largo de 7 a 10 mm.

Se comercializa en un kit de plástico.





BARRAS DOLDER

En forma ovoide:

Tiene forma de pera u ovoidea.

Permite movimientos de bisagra y verticales.

La hembra es un clip o caballito

Se presentan en dos medidas: 3,5 x 1,6 mm y 3 x 2,2 mm

Posee resiliencia.

Es de fácil limpieza.

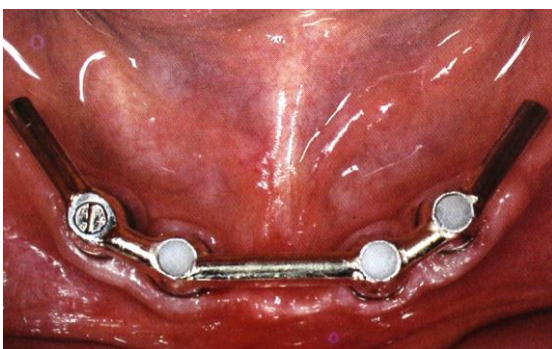
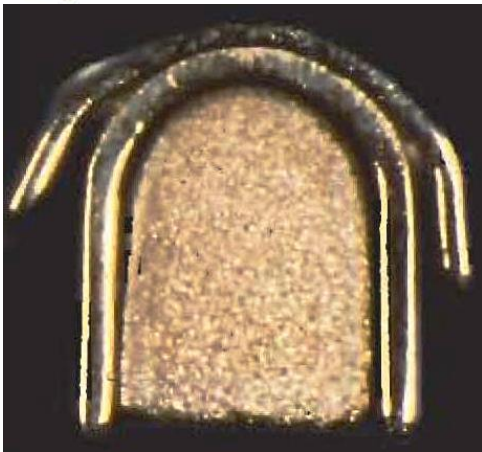
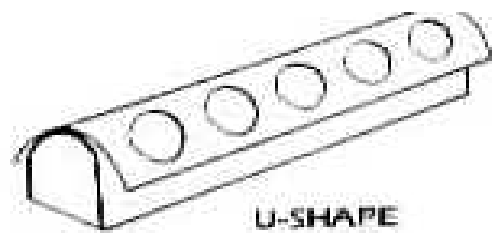


En forma de U

Posee la parte superior redondeada o $\frac{1}{2}$ caña, paredes laterales paralelas que le ofrecen mas fricción y una base plana.

Es un sistema rígido, no permite movimiento protético.

Tienen una altura de 2,75 a 3,5 mm, a esto hay que sumarle la hembra, la contrabarra, el acrílico y los dientes. Esto nos limita a grandes espacios entre arcadas.



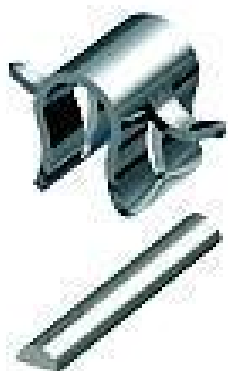
BARRAS ACKERMAN

Su sección es circular.

Puede ser de metal noble colada o prefabricada.

Se debe colocar en línea recta.

Tramo de barra debe ser corto.





2.2 PROTOCOLO PARA PROTESIS COMPLETA

- I. Impresión inicial
- II. Realización de modelos de estudio
- III. Diseño de la extensión de la cubeta individual
- IV. Toma de impresión definitiva
- V. Realización de modelos definitivos
- VI. Rodetes
- VII. Ajuste de los rodetes
- VIII. Dimensión vertical
- IX. Ranurar los rodetes
- X. Registro con arco facial
- XI. Relaciones intermaxilares
- XII. Montaje en articulador
- XIII. Toma de color
- XIV. Enfilado
- XV. Prótesis terminada
- XVI. Desgaste selectivo

En el caso de la prótesis completa sobre barra, el protocolo es el mismo, con la salvedad que entre el enfilado y la terminación de la prótesis se realiza una llave sobre el enfilado con silicona. Luego esta llave se corta en distintos lugares en forma transversal para poder observar el espacio disponible y diseñar, bajo éste, la barra y en caso de requerirse la contrabarra.

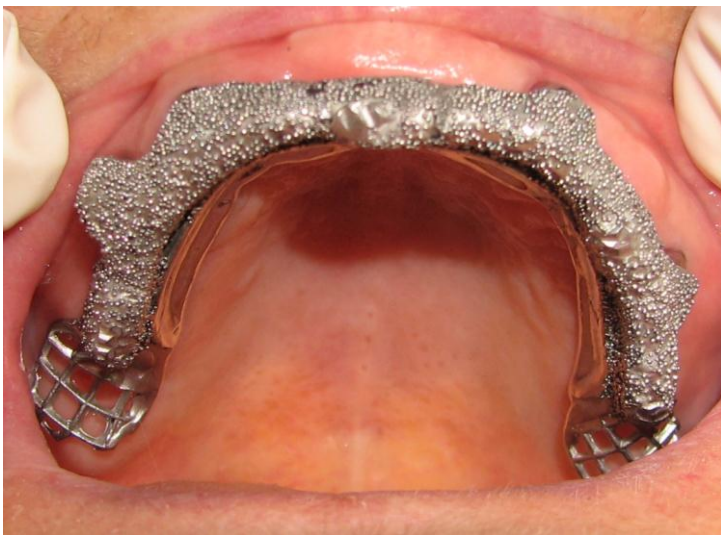
Barra Hader colada sobre cuatro implantes en maxilar superior



Barra Hader colada sobre cuatro implantes en maxilar inferior



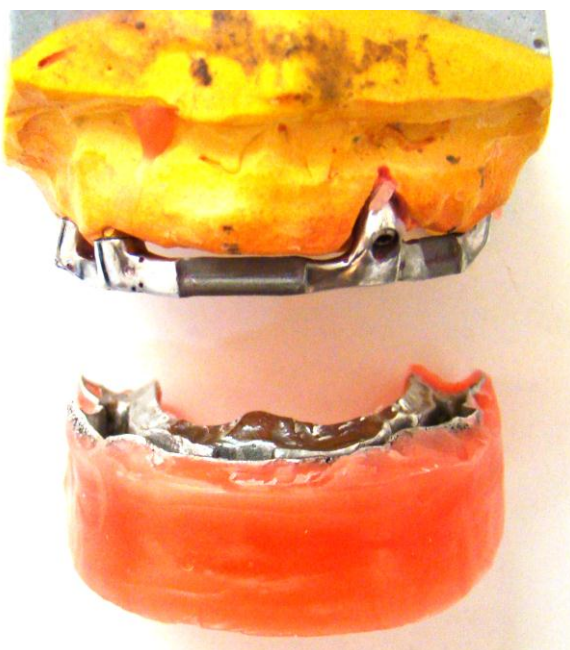
Contrabarra superior



Contrabarra inferior



Contrabarra con rodete en maxilar superior



Enfilado superior e inferior.



Prótesis superior e inferior terminadas e instaladas



2.3 PROTOCOLO PARA LA CONFECCION DE BARRAS

Se toman impresiones con alginato y cubetas de stock superior e inferior.

Se realizan los vaciados en yeso densita para obtener los modelos primarios.

Sobre los modelos primarios se confeccionan cubetas individuales.

Para la confección de cubetas individuales se puede optar por elegir un acrílico de autocurado, un acrílico de termocurado, o una resina fotopolimerizable.

Cubetas individuales en acrílico de autocurado.



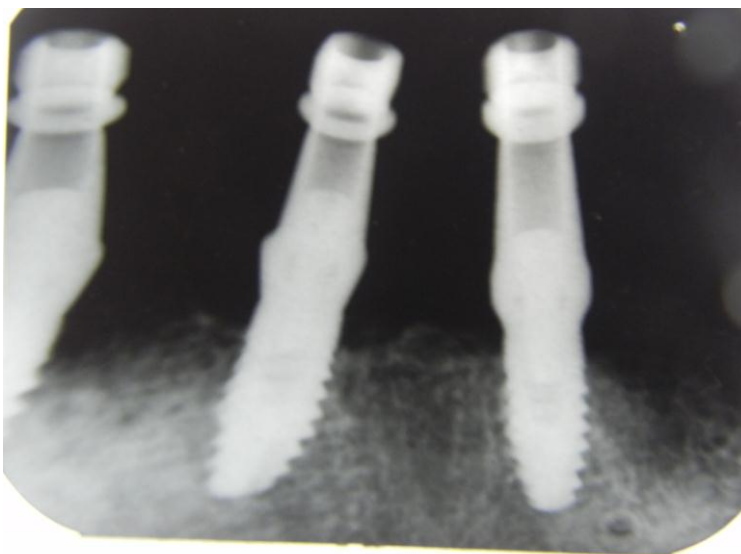
Cubetas individuales en material de resina fotopolimerizable.



Se describen varias maneras de tomar las impresiones definitivas con cubetas abiertas.

Una de ellas consiste en hermanar por medio de una soldadura los implantes entre si, y luego tomar la impresión con silicona y cubeta individual, para lo cual la cubeta deberá presentar una única ventana que abarque la ubicación de todos los implantes.

Una vez colocados los transfer en la posición correcta sobre las plataformas implantares con sus respectivos tornillos de 2 mm y habiendo corroborado su correcta ubicación radiográficamente, se hermanan con hilo dental para crear una trama de sostén del material de fijación.



Se sugiere obturar con cera el canal de entrada del tornillo de 2 mm una vez ajustado el mismo a los fines de impedir la entrada del material de fijación o de el material de impresión lo cual impediría la remoción del tornillo.

Se ferulizan con acrilico de autocurado de baja contracción de polimerización o con un material de fotocurado. Para este caso se optó por el Gel de Triad.

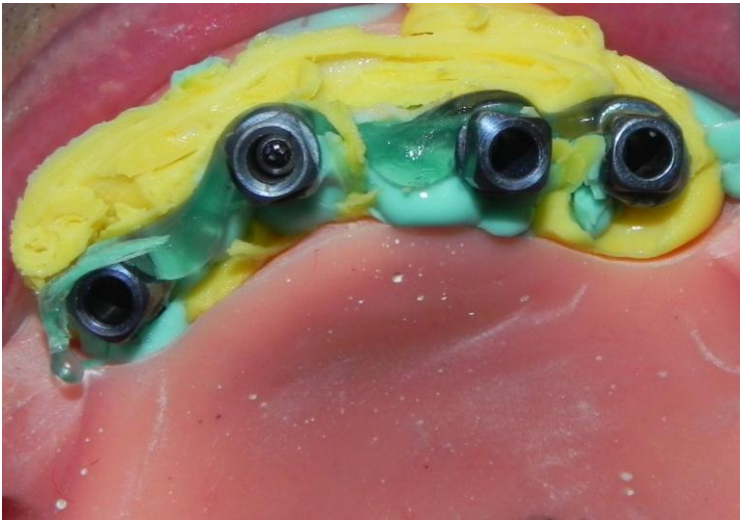
Se polimeriza por 10 segundos con lámpara de luz halógena.



Con la cubeta ya perforada (abierta), se procede a tomar la impresión con silicona por adición, masa y fluida en un solo paso.



Vista oclusal de la impresión aún en boca.



Se aflojan los tornillos de 2 mm y se retira la impresión de la boca.
Se comprueba que haya copiado detalles y que no presente ningún defecto.



Maxilar superior con cuatro implantes y sus tapas



Se retiran las tapas



Modelo superior con barra colada para probar en boca



Prueba de barra superior en boca



Enfilado en cera para prueba



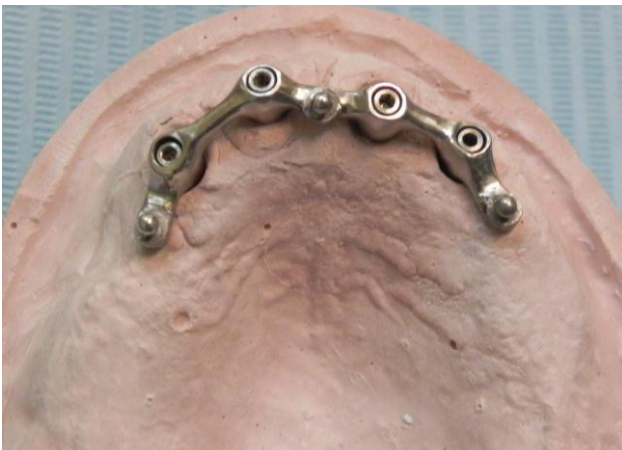
Prótesis superior finalizada



Prótesis y barra terminadas



Vista oclusal de la barra superior terminada



Barra superior instalada en boca



Prótesis completa superior finalizada



Otra manera de tomar las impresiones consiste en realizar una ventana (fenestración) por cada implante, tomar la impresión con cubeta individual y silicona por adición masa y fluida en un solo paso, y luego soldar cada transfer a la cubeta, en este caso, se optó por acrílico de autocurado de baja contracción de polimerización Duralay.



Impresión inferior en cubeta que presenta una ventana por cada implante



Transferencias fijadas a la cubeta con Duralay.
Se aguarda la polimerización del material



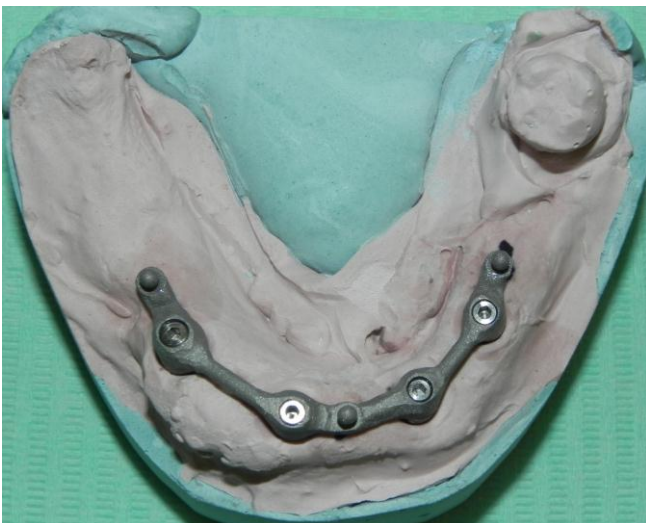
Se retiran los tornillos de 2mm, se retira la impresión de la boca y se juzga.



Maxilar inferior con 4 implantes



Barra inferior en modelo para prueba





Barra inferior probada en boca



Barra inferior pulida, sobre modelo



Barra inferior y prótesis



Prótesis y barra sobre modelo



Barra inferior instalada en boca



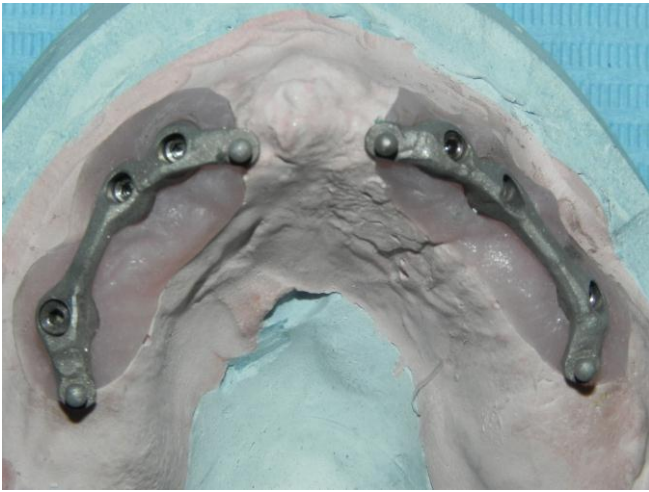
Prótesis inferior instalada en boca



Paciente rehabilitado. Final



Modelo superior con dos barras (una por hemiarcada) sostenidas por tres implantes cada una. Cada barra posee dos microballs.



Vistas individuales de cada barra.



Barras superiores en boca y prótesis finalizada.



Barra inferior sobre modelo para ser probada en boca



Enfilado de prótesis inferior y barra para prueba



Enfilado prótesis inferior y barra para ser probadas en boca



Prueba de barra inferior



Prueba de enfilado de prótesis inferior



Prótesis inferior y barra terminadas



Barra pulida en modelo inferior.



Prótesis inferior terminada



Barra terminada instalada en boca



Barra y prótesis inferior instaladas en boca. Paciente rehabilitado



2.4 AJUSTE PASIVO

En los comienzos de la implantología se entendía por **ajuste pasivo** “el ajuste de una prótesis compatible con la posibilidad de que el cuerpo se adaptase adecuadamente y se remodelase bajo el estímulo” en palabras de Carl Misch. Según Branemark el límite de tolerancia era de 10 micrones.

Actualmente hay consenso en que un ajuste clínicamente aceptable es aquel en el que la relación de tensión / deformación entra dentro del rango fisiológico de manera tal que los implantes permanecen estables cuando la prótesis se atornilla en su sitio.

Se conoce que la principal causa de la desinserción de la prótesis, de la pérdida de hueso, de la fractura de los componentes del implante, y de la movilidad del mismo es la falta de pasividad en el ajuste.

Se describe al tornillo como una combinación de planos inclinados y ángulos y constituye uno de los diseños industriales más eficaces y probados.

La falta de espacio entre la corona y el pilar genera un sistema metal contra metal con una tolerancia de error nula.

Según estudios realizados por Carl Misch “una fuerza de 20 N/cm aplicada a una estructura no pasiva, produce una distorsión en la supraestructura, en el hueso subyacente, y en los componentes del implante.

La fuerza si es constante puede generar deformaciones en el sistema que pueden conducir a la fatiga de los materiales o del hueso. A menudo las microdeformaciones que se transmiten al hueso superan la zona de sobrecarga y entran en la zona patológica en la que el remodelamiento óseo se produce en forma de pérdida de hueso de la cresta”.³²

Una restauración dental atornillada verdaderamente pasiva es, en la práctica, imposible de fabricar.³³

Las restauraciones atornilladas pueden generar tensiones permanentes sobre los implantes que son del orden de 2 a 3 veces superiores a las que se producen en las prótesis cementadas.

Cuando se pretende fabricar una prótesis con una tolerancia de error nula hay muchas variantes que se quedan fuera del control del odontólogo, y los procedimientos de laboratorio no siempre logran la precisión necesaria para obtener un resultado exacto.

Los materiales de la impresión, la silicona en este caso, se contraen durante la polimerización, los yesos se expanden durante el fraguado, los modelos de cera se deforman mientras se enfrían o se manipulan, el material de revestimiento se expande y el metal de colado se contrae.³⁴

Los cambios dimensionales durante el proceso de fabricación de la estructura metálica guardan relación directa con el tamaño del colado³⁵, así como el desajuste de los componentes del implante, el cual se ve aumentado por el número de las distintas piezas empleadas durante cada paso de la fabricación.³⁶

Como resultado de ello se puede apreciar una distorsión en el proceso de elaboración de la prótesis sobre implantes de 291 a 357 micrones.³⁷

El ajuste marginal y la tolerancia entre el análogo del implante y el pilar implantario son, a menudo, diferentes a los que se observan entre el implante real y los componentes del pilar.³⁸

La contracción de la porcelana y el acrílico a menudo se relaciona también con el volumen del material y puede alterar la supraestructura, a pesar de que inicialmente pudiera estar pasiva.

Como conclusión rara vez se puede conseguir pasividad cuando se han escogido los tornillos como medio de fijación de una prótesis con más de dos implantes.

3.1 INSTRUMENTOS DE MEDICION UTILIZADOS PARA EL PRESENTE TRABAJO

3.1.1 Microscopio Electrónico de Barrido

3.1.2 Calibre Vernier

3.1.3 Micrómetro

3.1.1 Microscopio Electrónico

Microscopio Electrónico de Transmisión (MET)

El principal adelanto en la búsqueda de reconocer detalles más y mas finos es la construcción del microscopio electrónico, puesto que se obtiene así un importante incremento del aumento y del poder de resolución.³⁹

Esto ocurre en principio reemplazando la luz visible, de longitud de onda de aproximadamente 500nm, por un haz de electrones con una longitud de onda del orden de los 0,005 nm.

Como los electrones no pueden atravesar lentes de cristal, estas deben ser reemplazadas por ovillos electromagnéticos, en cuyos campos electrostáticos o electromagnéticos cambia de dirección el haz de electrones, al igual que un haz de luz es desviado por una lente de cristal.

Un cátodo filiforme de wolframio metalizado (denominado filamento) es calentado en el vacío, por lo que emite electrones, que son acelerados hacia el ánodo por una diferencia de potencial de aproximadamente 50 a 100 kilovoltios.

El ánodo tiene la forma de una placa metálica con un orificio en el centro, por el cual pasan algunos de los electrones formando un flujo o rayo constante de electrones.

El haz de electrones es enfocado por medio de la lente del condensador sobre el plano del objeto, y la lente objetivo forma la imagen del objeto.

La imagen obtenida es aumentada por una lente proyectora que se corresponde con el ocular del microscopio óptico.

Como el haz de electrones es invisible, la imagen armada es registrada por medio de la proyección sobre una pantalla fluorescente o una placa fotográfica.

Debido al tránsito disminuido de los electrones en el aire, todo el sistema debe encontrarse en vacío.

La formación de la imagen en el microscopio electrónico se debe fundamentalmente a la dispersión de los electrones.

Se dispersan los electrones que colisionan con los átomos del objeto, y a menudo en tal medida, que inciden fuera de la lente del objetivo.

La imagen en la pantalla se forma por lo tanto como resultado de la ausencia de esos electrones.

La dispersión electrónica es una función del grosor del objeto y de la densidad molecular.

Depende especialmente del número atómico de los átomos presentes en el objeto, puesto que la dispersión obtenida será mayor cuanto mas elevado sea el número atómico.

El valor del microscopio electrónico reside en su muy elevado poder de resolución de aproximadamente 2 nanómetros.⁴⁰

Es importante distinguir entre el poder de resolución del instrumento que es del orden mencionado, y que puede obtenerse en el análisis de polvo metálico por ejemplo, y el denominado poder de resolución del objeto. Este último es el poder de resolución que se puede obtener en el análisis de los preparados biológicos y es del orden de los dos nanómetros, puesto que depende de los procedimientos de preparación.

Con este poder de resolución es posible conseguir aumentos útiles de mas de 500 000 veces.

Una limitación del microscopio electrónico es el bajo poder de penetración del haz de electrones. Esto hace necesario el corte de tejidos extremadamente delgados (alrededor de 50 nanómetros).

Otra limitación radica en el necesario empleo de alto vacío, lo que imposibilita el estudio de células vivas.

Microscopio Electrónico de Barrido (MEB)

Es un importante suplemento del MET.

En el MEB los electrones no atraviesan el objeto, sino que la imagen se va formando indirectamente por acumulación puntiforme de detalles en la superficie del preparado.

No es necesario emplear cortes ultrafinos, puesto que el haz de electrones no atraviesa el preparado.

El poder de resolución del MEB es solo de aproximadamente 10 nanómetros, pero la calidad de imagen en profundidad es hasta 10 veces mayor que la del microscopio óptico. Por lo tanto es posible obtener un efecto tridimensional.

Poder de resolución del MET: aproximadamente 2 nanómetros

Poder de resolución del MEB: aproximadamente 10 nanómetros.

El poder de resolución del ojo humano a distancia normal de lectura es de 0,2 mm

El poder de resolución del microscopio óptico es de aproximadamente 0,2 micrones

El poder de resolución del microscopio electrónico es de aproximadamente 0,2 nm

Microscopio Electrónico de Barrido utilizado para el presente estudio
UNLP Facultad de Ingeniería
Servicio de Microscopía



3.1.2 Calibrador Vernier o Pie de Rey

Es un instrumento utilizado para medir longitudes, espesores, diámetros externos, diámetros internos y profundidades de una pieza. Consiste en una regla graduada con una barra fija sobre la cual se desliza un cursor.

Generalmente esta fabricado en acero inoxidable, calibrado a 20° C, con superficies planas y bien pulidas.

El nonio es una segunda escala auxiliar que tienen los calibres.

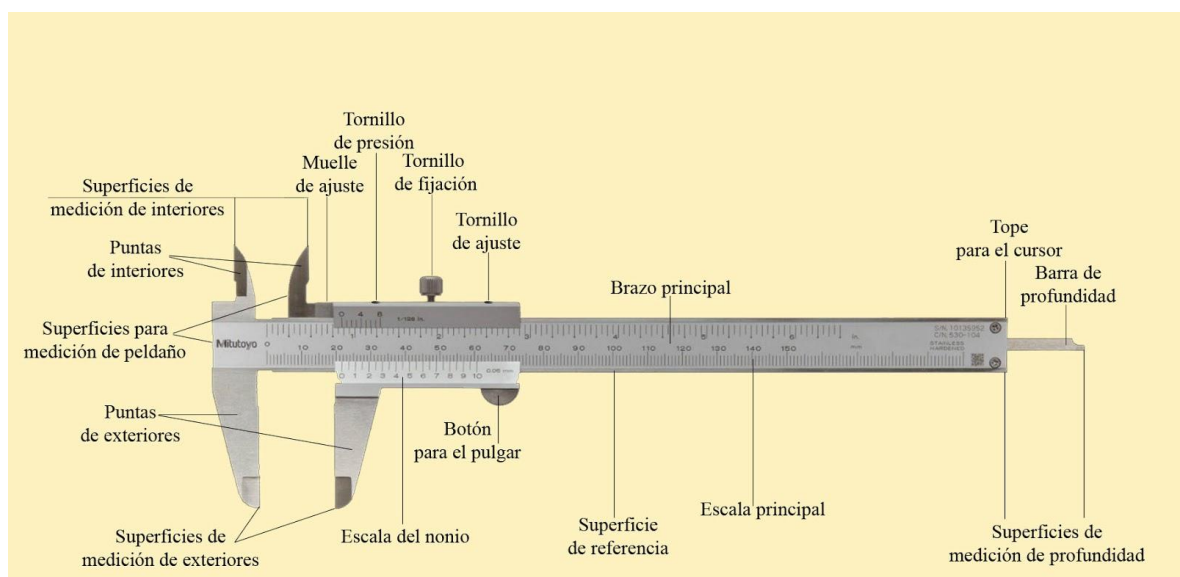
Representa la característica principal del vernier, ya que es el que efectúa medidas con aproximaciones inferiores al milímetro

La graduación del nonio en milímetros posee 20 divisiones si se trata de un instrumento de apreciación de 0,05 mm en este caso solo podemos efectuar mediciones en múltiplos de 5 centésimas de milímetro.

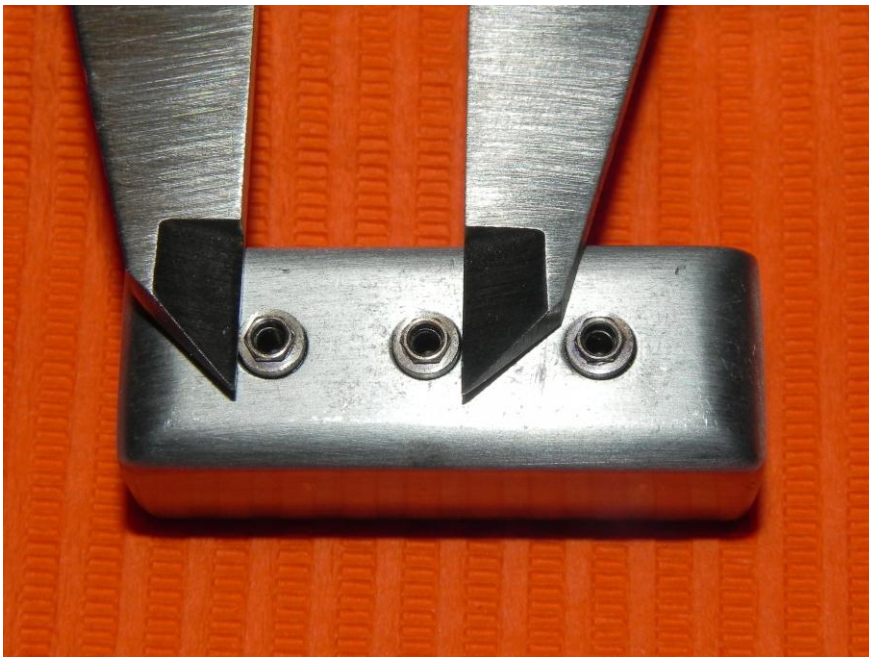
Según la cantidad de líneas o divisiones que tenga el vernier es el grado de exactitud de la medición.

La escala vernier con 20 divisiones tiene una exactitud de 0,05 mm o 5 centésimas de milímetro.

En el caso de tener 50 divisiones, esto es 1/50, (se divide 1 por la cantidad de divisiones) en este caso 0,02 mm o 2 centésimas de milímetro.



Calibre Vernier Digital marca Hardened utilizado en el presente trabajo.



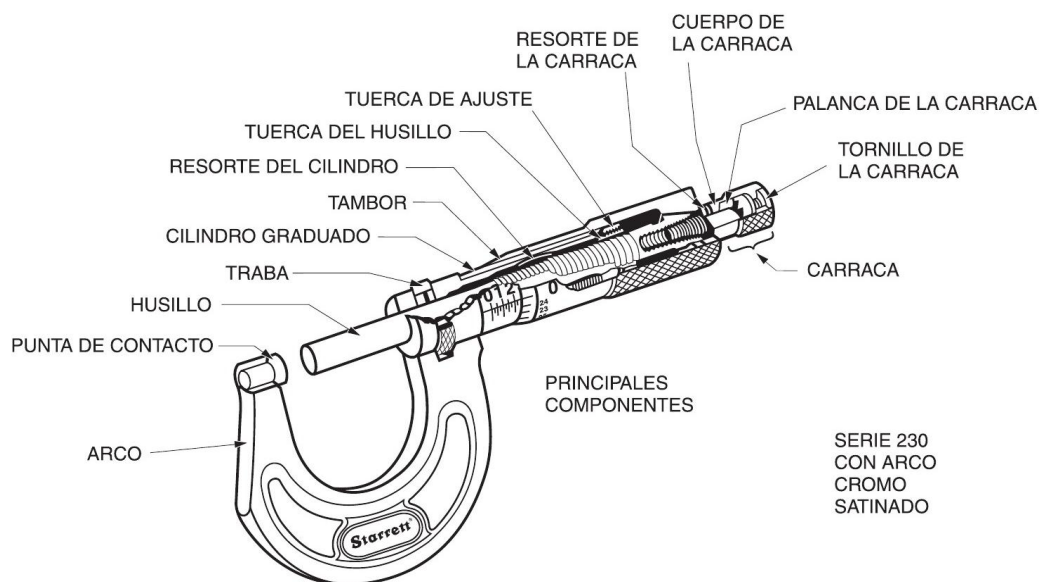
3.1.3 Micrómetro: tornillo micrométrico o tornillo de Palmer.

Es un instrumento de medición cuyo funcionamiento esta basado en el tornillo micrométrico y que sirve para medir las dimensiones de un objeto con alta precisión, del orden de centésimas de milímetros (0,01 mm) y de milésimas de milímetro (0,001 mm) (micra)

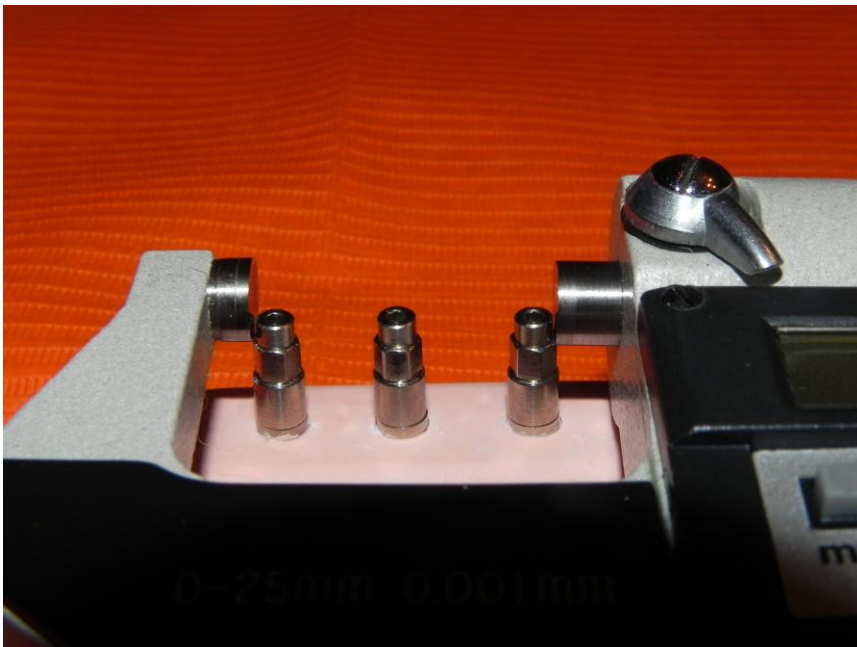
Para ello cuenta con dos puntas que se aproximan entre si mediante un tornillo de rosca fina, el cual tiene grabado en su contorno una escala. La escala puede incluir un nonio.

Frecuentemente el micrómetro también incluye una manera de limitar la torsión máxima del tornillo, dado que la rosca muy fina hace difícil notar fuerzas capaces de causar defectos en la precisión del instrumento.

Micrómetro de Exteriores



Micrómetro Digital marca NSK utilizado en el presente trabajo



3.2 MATERIALES PARA LA FIJACION DE TRANSFERENCIAS COMPARADOS EN EL SIGUIENTE TRABAJO: DURALAY / TRIAD GEL

El Triad gel es un producto fotopolimerizable y listo para usar.

Es un material a base de dimetacrilato de uretano que no tiene monómero de metilmetacrilato.

Es fabricado por la firma Dentsply.

Fue diseñado para su utilización en ortodoncia y en ortopedia funcional de los maxilares en el pegado de retenedores sobre los aparatos.

Luego se lo comenzó a utilizar en férulas oclusales y en composturas de prótesis. Es un material que posee buena fluidez.

Es un producto muy versátil y de utilización sencilla tanto en la clínica como en el laboratorio.



El Duralay es un acrílico de baja contracción por polimerización.

Es un material de autocurado.

Se expende en un avio compuesto por un polvo (polímero) y un líquido (monómero). Químicamente es un polimetacrilato de metilo.

Es fabricado por la empresa Reliance, Dental Mfg. Co.

Se lo puede utilizar para la técnica directa en la toma de impresión de pernos, para adaptación de cofias de transferencias, para impresiones de incrustaciones, como soldadura en frío para unir tramos de puentes o barras que deban ser soldados en laboratorio. En una de sus presentaciones se lo ofrece en colores compatibles con la gama Vita para la confección de coronas provisionarias.



En el metilmetacrilato autopolimerizable la contracción volumétrica varía en el orden del 7 al 18 % (sobre todo cuando hay exceso de monómero)

Esta contracción puede continuar hasta por 180 días. ⁴¹

La variación dimensional está relacionada con la cantidad de material que fragua a la vez. ⁴²

“Los implantes no están colocados en forma rígida en la boca...pueden moverse en sentido mesiodistal hasta 100 micrones bajo una fuerza de 500 gramos”⁴³

La contracción es mayor al utilizar técnicas de ferulizado con acrílico. ⁴⁴

En contraposición, la contracción del material de fotopolimerizado es del 4%.

El polímero es el principal componente del polvo y esta presente en forma de pequeñas esferas denominadas cuentas o perlas. Es polimetilmetacrilato. (o polimetacrilato de metilo)

El contenido de peróxido es del 1% aproximadamente y cuando se descompone por acción de algún producto químico inicia la reacción de polimerización. (iniciador)

El líquido es fundamentalmente monómero, que es muy volátil. Es metacrilato de metilo. Incluye menos de un 0,1% de hidroquinona, un inhibidor orgánico, que tiene la importante función de evitar que el monómero polimerice durante el tiempo de almacenamiento. Se expende en frascos de cristal marrón oscuro que filtran las radiaciones de luz que pueden poner en marcha la reacción de polimerización.

Incluye una amina orgánica como acelerador para descomponer el peróxido orgánico a la temperatura ambiente. Y dimetacrilato como agente de enlace. ⁴⁵

Dentro de sus propiedades citaremos como la de mayor relevancia la contracción volumétrica de polimerización que oscila en el orden del 6% aproximadamente. ⁴⁶

OBJETIVOS

Objetivo General

Verificar si la toma de impresión con cubetas de acrílico de autocurado y gel Triad para la fijación de los transfer son mas confiables en cuanto al menor cambio dimensional que la toma de impresión con cubetas de acrílico de autocurado y acrílico de baja variación dimensional Duralay.

Objetivos Especificos

Evaluar los cambios dimensionales sufridos en la toma de impresiones utilizando como material de fijación de las transferencias al Duralay y al Triad gel, midiendo las posibles variaciones dimensionales mediante la utilización de tres distintos instrumentos:

Calibre Digital

Micrómetro Digital

Microscopio Electrónico de Barrido

Hipótesis mas relevante:

El Triad gel es mas preciso que el Duralay respecto de la variación dimensional por polimerización .

MATERIALES Y METODOS.

Tipo de estudio: observacional, descriptivo, transversal y cuantitativo.

Variables:

Variables independientes:

Transferencias fijadas con Duralay

Transferencias fijadas con Triad gel

Variable dependiente:

Contracción de polimerización-distancia

Variables controladas:

Temperatura, humedad ambiente, presión atmosférica.

Cantidad de monómero y polímero

Cantidad de gel.

Universo y Muestra:

Un “modelo patrón” construido sobre un bloque de aluminio de 4x1,5x1,5 cm. en el cual se han insertado tres implantes dentales de conexión externa (Hexágono externo) con plataforma de diámetro 4,1 cm.



Los implantes se encuentran separados el primero del segundo a 5,57 mm de distancia, y el segundo del tercero a 6,45 mm de distancia.



Diez cubetas individuales confeccionadas en acrílico de autocurado.

Un avio de silicona por adición masa y fluida marca Panasil.

Un avio de acrílico Duralay

Un avio de Triad gel

30 transferencias para implantes de hexágono externo de plataforma de 4,1 mm de diámetro con sus respectivos tornillos de 2 mm

33 implantes de conexión hexágono externo de 4,1 mm de diámetro.

30 portaimplantes para conexión hexágono externo de diámetro 4,1 mm

10 películas radiográficas intraorales de 3x4 cm

Hilo dental

1 vaso dappen, 1 espátula para cemento

Lámpara de fotopolimerización de la marca Dentsplay.

Yeso densita tipo iv de la marca Whip Mix (Silky Rock)

Tasa de goma, espátula para yeso, cera rosa, espátula para cera, mechero, espátula tipo Lecrom.

Balanza de precisión marca Lyman, central meteorológica marca TFA

Diez modelos reproducidos a partir de la toma de impresiones del modelo patrón.

Métodos e instrumentos para la recolección de datos:

Planillas ad-hoc

Calibre digital marca Hardened

Micrómetro digital marca NSK

Microscopio Electrónico de Barrido.

DESARROLLO DE LA INVESTIGACION.

Se realizó un modelo patrón en block de aluminio donde se alojaron 3 implantes con conexión de hexágono externo con plataforma de 4,1 mm. Separados el primero del segundo a 5,57 mm , y el segundo del tercero a 6,45 mm. Medidos desde la plataforma implantar del primer al segundo implante y desde el segundo al tercer implante por sus caras internas.



Se confeccionaron cubetas individuales en acrílico de autocurado para la toma de impresión con transferencias.



Se instalaron las respectivas transferencias en las plataformas implantares.
Se unieron las transferencias con hilo dental.



Se soldaron las transferencias entre si con acrílico de baja variación dimensional Duralay utilizando el hilo como trama.



Se tomaron las impresiones con silicona masa y fluida con la técnica de un solo paso.



Se retiraron los tornillos de fijación de las transferencias y se retiraron las impresiones.

Se instalaron los implantes en lugar de análogos en las transferencias y se colocaron los tornillos de fijación.





Se realizaron los vaciados de las impresiones con yeso densita tipo iv. Una vez fraguada la densita se retiraron los tornillos de fijación y se retiraron las cubetas obteniendo de este modo los modelos de trabajo.



Este mismo procedimiento se efectuó un total de cinco veces con acrílico de baja variación dimensional Duralay, y cinco veces con el gel de Triad,

Obteniéndose así diez modelos de trabajo.



Los diez modelos de trabajo se separaron en dos grupos:

El primer grupo denominado D, fue integrado por cinco modelos resultantes de las impresiones en las que el material de fijación de las transferencias fue el acrílico de baja variación dimensional Duralay.

A cada modelo se le asignó un número del 1 al 5 , así se identificaron D1, D2, D3, D4, D5.

El segundo grupo denominado T, fue integrado por cinco modelos resultantes de las impresiones en las que el material de fijación de las transferencias fue el gel de Triad.

Del mismo modo a cada modelo se le asignó un número del 1 al 5 , así se identificaron T1, T2, T3, T4, T5.

El modelo patrón y estos diez modelos fueron llevados al Microscopio Electrónico de Barrido para ser medidos y comparados.

Toma de mediciones con MEB

El MEB tiene un límite de resolución de 4 Amstrongs.

La platina puede recibir objetos de un tamaño máximo de 10 cm de longitud. Durante la observación al comenzar a acercarse, esto es al incrementar las x de aumento, en la pantalla cada vez tenemos un campo visual mas acotado en cuanto a su extensión.

Al trabajar en el orden del centímetro, 30 x aproximadamente, se pueden medir milímetros, décimas y centésimas. Para poder medir micrones (milésima de milímetro), 300 x aproximadamente, debería tomar distancias menores al milímetro, con lo cual en nuestro trabajo perderíamos de vista los puntos extremos a ser medidos.

Por otro lado el cursor del programa de medición del MEB es manejado manualmente por un operador, quien intenta colocar el cursor en un punto que no siempre coincide con un píxel del monitor, esto ocasiona que al soltarlo, el mismo se acomode variando el punto elegido.

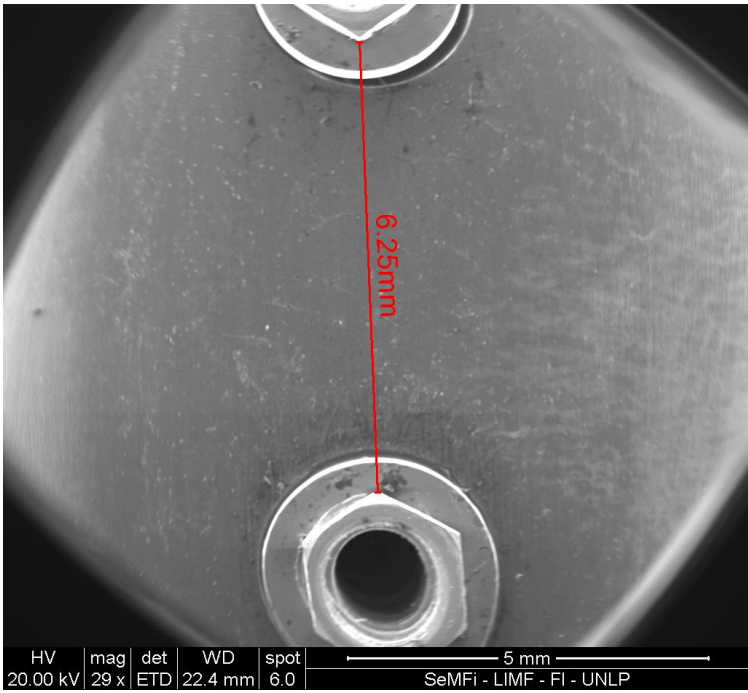


Imagen Patrón F1

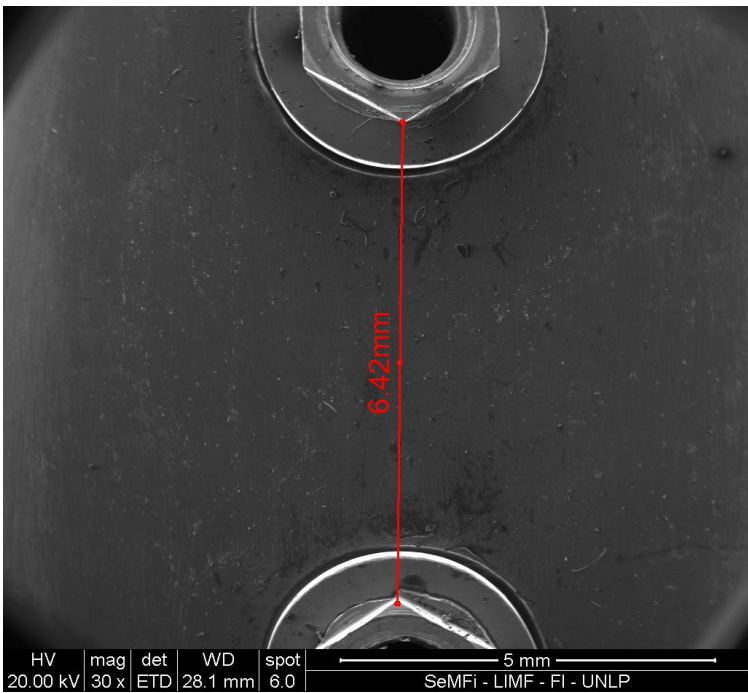


Imagen Patrón F2

Existe un programa de recalibración que teniendo una regla de medida conocida que equivale a un número establecido de pixeles, puede hacer cálculos para llevar una medida tomada con determinado aumento expresada en décimas o centésimas de milímetro se calcule en micrones.

Determinación de medidas en imágenes de microscopio electrónico de barrido

Solicitante: Sergio Rodríguez

Fecha: 02 de noviembre de 2015

Las mediciones se realizaron mediante el programa Paint Shop Pro, a partir de la medida de la barra de calibración de cada imagen.

Imagen Patrón F1

Magnificación 29X

497 pixeles = 5000 micrones (regla de calibración)

619 pixeles = 6227,364185 micrones (medida muestra)

Imagen Patrón F2

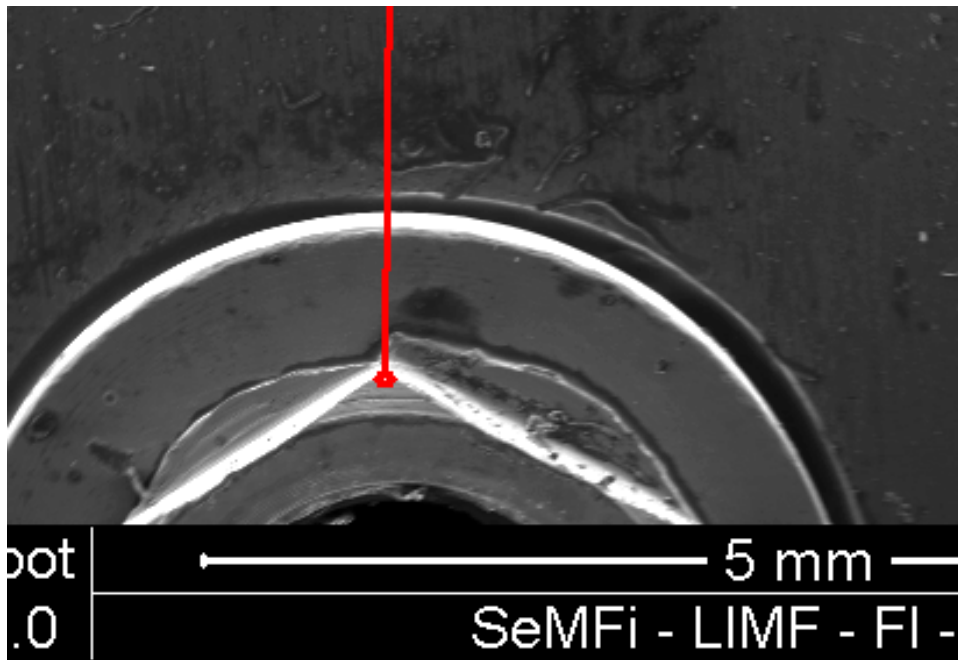
Magnificación 30X

516 pixeles = 5000 micrones (regla de calibración)

662 pixeles = 6414,728682 micrones (medida muestra)

Pero como existe el condicionamiento de la imprecisión en la colocación del indicador del cursor, los resultados se ven afectados.

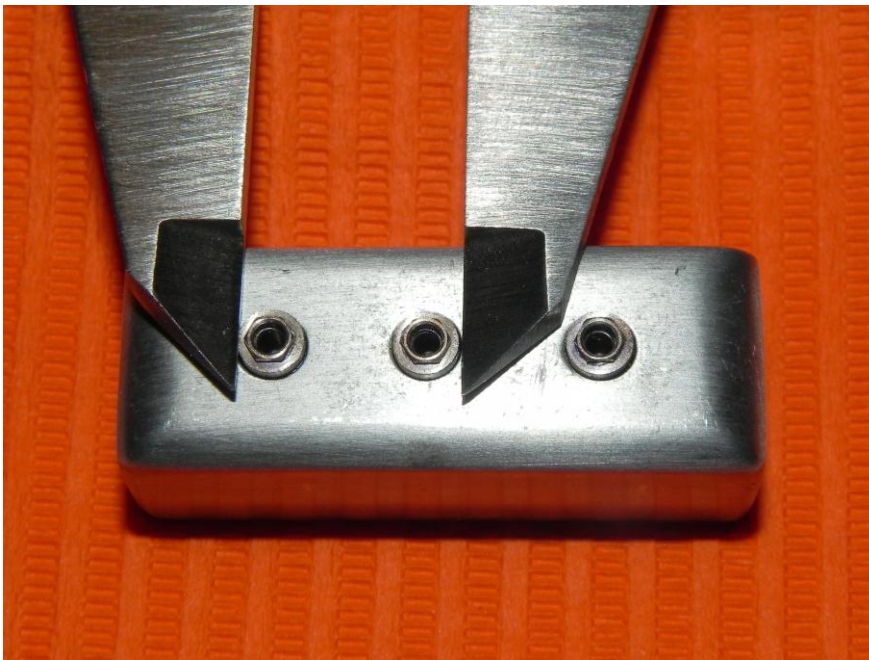
En la imagen a 30 x de aumento los vértices del hexágono presentan sombras de profundidad donde se hace dudoso establecer el verdadero límite del hexágono. Esto conlleva a una decisión arbitraria de la ubicación del cursor.



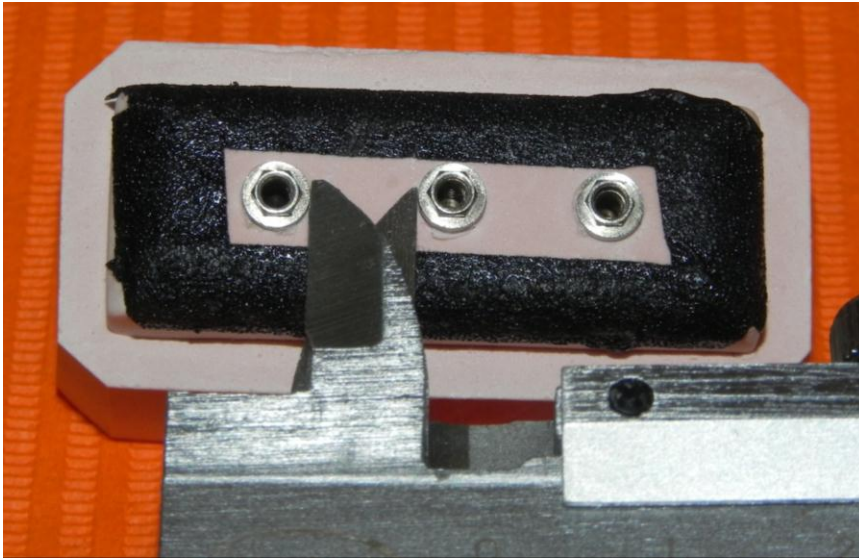
Por todo esto, luego de desestimar la veracidad de las mediciones hechas con el MEB se decidió utilizar otro instrumento de medición de precisión alternativo: el calibre Vernier digital



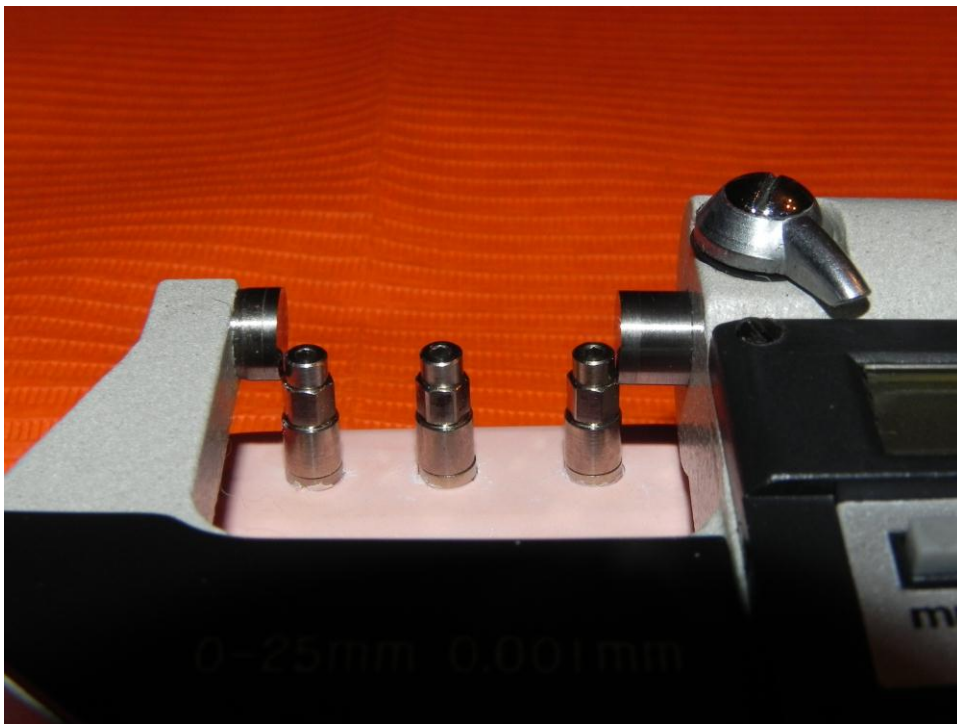
Este ofreció la posibilidad de tomar distancias expresadas en milímetros y centésimas con gran exactitud.



Medidas tomadas con el calibre Vernier a nivel de las plataformas implantares desde el primer al segundo implante, y desde el segundo al tercer implante por sus caras internas



También en pos de lograr otro parámetro de medición se utilizó un micrómetro digital. El mismo da la posibilidad de obtener medidas del orden de las milésimas de milímetro.



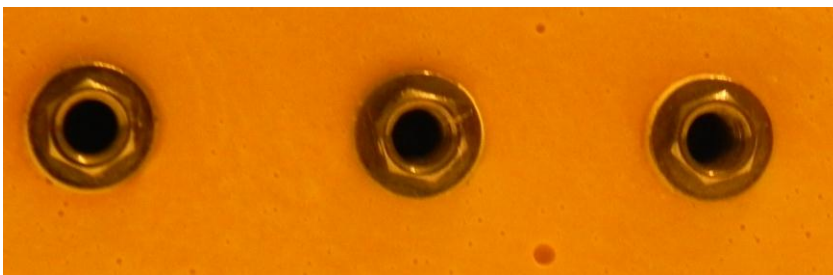
Acerca del material de impresión y del material de los modelos.

Al comienzo del trabajo se opta por trabajar con una silicona por condensación pero conforme avanzaba la investigación, se observó que aunque por poca diferencia, la silicona por adición sufría una menor deformación permanente por lo que se eligió esta última. La recuperación elástica de la silicona por condensación es del 98 % mientras que la misma propiedad de una silicona por adición es del 99,7 %.

Respecto del yeso escogido, se empezó utilizando una densita tipo v de alta compresión marca Prima Rock de Whip Mix, pero al haber cambiado a la silicona por adición, tuvimos que cambiar también a un yeso densita tipo iv de baja expansión marca Silky Rock de Whip Mix para acompañar la contracción que sufría la silicona elegida. La expansión de fraguado de este último tipo de yeso es de 0,09 % contra el 0,13% de la primera elección.

Acerca de la fabricación del modelo patrón.

En el modelo patrón inicial se habían colocado los implantes separados el primero del segundo a 5,57 mm de distancia y el segundo del tercero a 6,45 mm.de distancia, los tres paralelos pero sin tener en cuenta la ubicación final de los hexágonos.



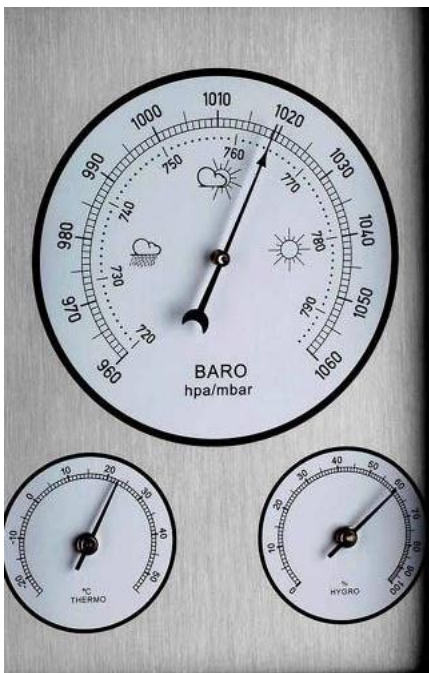
Luego del primer ensayo de medición se hizo notorio que esto dificultaba las tomas de distancias entre los implantes en el Microscopio Electrónico de Barrido y se decidió volver a fabricar el modelo patrón ubicando las plataformas de manera tal que visto el modelo desde oclusal (desde arriba) los implantes presentarían hacia la caras proximales, por referencia al siguiente implante, los vértices del hexágono.



Acerca de las tomas de impresiones

Para intentar realizar las impresiones en igualdad de condiciones en todas y cada una de ellas, se decidió realizarlas a todas el mismo día para lograr igualdad de condiciones climáticas de manera que ni la humedad, ni la presión ni la temperatura ambiente pudiesen influir de alguna manera sobre los materiales.

A los fines de registrar los datos se colocó una central meteorológica compuesta de tres instrumentos y se registraron los valores.



Temperatura 23° C
Humedad de 60 %
Presión 1019 hpa

Acerca de los materiales de fijación de las transferencias

Para que haya uniformidad en las cantidades de materiales utilizados se los midió y pesó.

En el caso del Duralay se utilizaron 1,5 gr de polvo y 0,6 ml de líquido por cada impresión.

El polvo fue medido con una balanza de precisión marca Lyman 500 Pro.



Y el líquido con una jeringa de 1 ml.

En el caso del gel de Triad se utilizaron porciones de 4 cm de longitud por el diámetro de expendio del envase por cada impresión

RESULTADOS

Se realizaron las siguientes mediciones:

Medición 1) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con MICROMETRO (micrones)

Medición 2) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con CALIBRE DIGITAL (milímetros)

Medición 3) a) Medida Implante 1 al Implante 2 y **b)** Implante 2 al Implante 3 a nivel de sus caras internas con CALIBRE DIGITAL (milímetros)

En la Medición 1) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con MICROMETRO (micrones) se observó lo siguiente:

La Media fue Patrón (Control): 22810 μm (0), Duralay: 22701,2 μm (69,611) y Triad: 22765,8 μm (57,212).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,020$ - Análisis de Varianza).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de HOLM-SIDAK)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de HOLM-SIDAK)

Datos completos en *Tabla, Grafico y Resumen Estadístico 1*.

En la Medición 2) Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante con CALIBRE DIGITAL (milímetros) se observó lo siguiente:

La Media fue Patrón (Control): 22,9 mm (0), Duralay: 22,7 mm (0,0612) y Triad: 22,85 mm (0,0536).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,003$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

Datos completos en *Tabla, Grafico y Resumen Estadístico 2*.

En la Medición 3) a) Medida Implante 1 al Implante 2 y b) Implante 2 al Implante 3 a nivel de sus caras internas con CALIBRE DIGITAL (milímetros) se observó lo siguiente:

En la Medición 3a:

La Media fue Patrón (Control): 5,57 mm (0), Duralay: 5,36 mm (0,0574) y Triad: 5,362 mm (0,0661).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,008$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), y entre Control y Triad ($P < 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

Datos completos en *Tabla, Grafico y Resumen Estadístico 3*.

En la Medición 3b:

La Media fue Patrón (Control): 6,45 mm (0), Duralay: 6,332 mm (0,0526) y Triad: 6,372 mm (0,037).

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($P = 0,008$ - Análisis de Varianza en Rangos).

En las comparaciones versus control, se observaron diferencias entre Control y Duralay ($P < 0,05$), pero no entre Control y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones versus Control de DUNN)

En las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Duralay y Triad ($P > 0,05$) (Comparaciones Apareadas de TUKEY)

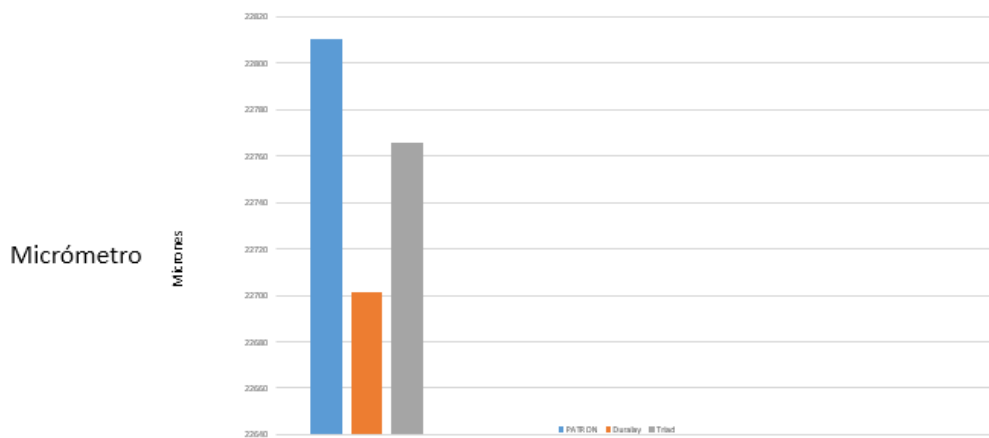
Datos completos en *Tabla, Grafico y Resumen Estadístico 3*.

Tabla, Gráfico y Resumen Estadístico 1 - MEDICION 1

Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante

MICROMETRO (micrones)			
	PATRON	Duralay	Triad
Muestra			
1	22810	22695	22696
2	22810	22814	22795
3	22810	22705	22810
4	22810	22630	22712
5	22810	22662	22816
Media	22810	22701,2	22765,8
DS	0	69,611	57,212
Mediana	22810	22695	22795

MEDICION 1. Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante



DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ($P < 0,05$): ANALISIS DE VARIANZA ($P = 0,020$).

COMPARACIONES VS CONTROL Y APAREADAS DE HOLM-SIDAK ($P < 0,05$):

PATRON vs. DURALAY	Si
PATRON vs. TRIAD	No
TRIAD vs. DURALAY	No

RESUMEN ESTADISTICO

1) ESTADISTICA DESCRIPTICA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
PATRON	5	0	22810,000	0,000	0,000	0,000
DURALAY	5	0	22701,200	69,611	31,131	86,434
TRIAD	5	0	22765,800	57,212	25,586	71,038

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
PATRON	0,000	22810,000	22810,000	22810,000	22810,000	22810,000
DURALAY	184,000	22814,000	22630,000	22695,000	22654,000	22732,250
TRIAD	120,000	22816,000	22696,000	22795,000	22708,000	22811,500

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	Sum	Sum of Squares
PATRON	0,000	-4,000	0,000	<0,001	114050,000	2601480500,000
DURALAY	1,252	2,112	0,278	0,225	113506,000	2576741790,000
TRIAD	-0,574	-2,982	0,295	0,165	113829,000	2591421341,000

2) ANALISIS DE VARIANZA Y COMPARACIONES VERSUS CONTROL DE HOLM-SIDAK

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Passed (P = 0,093)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,946)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
PATRON	5	0	22810,000	0,000	0,000
DURALAY	5	0	22701,200	69,611	31,131
TRIAD	5	0	22765,800	57,212	25,586

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	2	29940,400	14970,200	5,532	0,020
Residual	12	32475,600	2706,300		
Total	14	62416,000			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,020).

Multiple Comparisons versus Control Group (Holm-Sidak method):

Overall significance level = 0,05

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
PATRON vs. DURALAY	108,800	3,307	0,00626	0,025	Yes
PATRON vs. TRIAD	44,200	1,343	0,204	0,050	No

3) ANALISIS DE VARIANZA Y COMPARACIONES APAREADAS DE HOLM-SIDAK

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Passed (P = 0,093)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,946)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
PATRON	5	0	22810,000	0,000	0,000
DURALAY	5	0	22701,200	69,611	31,131
TRIAD	5	0	22765,800	57,212	25,586

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	2	29940,400	14970,200	5,532	0,020
Residual	12	32475,600	2706,300		
Total	14	62416,000			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,020).

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Holm-Sidak method):

Overall significance level = 0,05

Comparisons for factor:

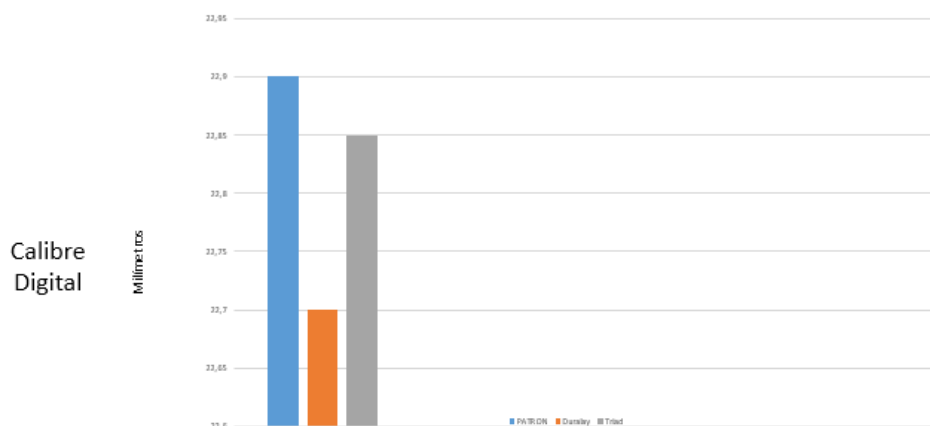
Comparison	Diff of Means	t	Unadjusted P	Critical Level	Significant?
PATRON vs. DURALAY	108,800	3,307	0,00626	0,017	Yes
TRIAD vs. DURALAY	64,600	1,963	0,0732	0,025	No
PATRON vs. TRIAD	44,200	1,343	0,204	0,050	No

Tabla, Gráfico y Resumen Estadístico 2- MEDICION 2

Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante

CALIBRE DIGITAL (milímetros)			
	PATRON	Duralay	Triad
Muestra			
1	22,9	22,8	22,85
2	22,9	22,7	22,85
3	22,9	22,7	22,9
4	22,9	22,65	22,8
5	22,9	22,65	22,76
Media	22,9	22,7	22,85
DS	0	0,0612	0,0536
Mediana	22,9	22,7	22,85

MEDICION 2. Medida Implante 1 al Implante 3 a nivel tornillo portaimplante



DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ($P < 0,05$): ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS ($P = 0,003$)

COMPARACIONES VS CONTROL DE DUNN Y APAREADAS DE TUKEY ($P < 0,05$):

PATRON vs. DURALAY	Si
PATRON vs. TRIAD	No
TRIAD vs. DURALAY	No

RESUMEN ESTADISTICO

1) ESTADISTICA DESCRIPTICA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
PATRON	5	0	22,900	0,000	0,000	0,000
DURALAY	5	0	22,700	0,0612	0,0274	0,0760
TRIAD	5	0	22,832	0,0536	0,0240	0,0665

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
PATRON	0,000	22,900	22,900	22,900	22,900	22,900
DURALAY	0,150	22,800	22,650	22,700	22,650	22,725
TRIAD	0,140	22,900	22,760	22,850	22,790	22,863

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	Sum	Sum of Squares
PATRON	0,000	-4,000	0,000	<0,001	114,500	2622,050
DURALAY	1,361	2,000	0,300	0,149	113,500	2576,465
TRIAD	-0,217	-0,486	0,232	0,442	114,160	2606,513

2) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES VERSUS CONTROL DE DUNN

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON	5	0	22,900	22,900	22,900
DURALAY	5	0	22,700	22,650	22,725
TRIAD	5	0	22,850	22,790	22,863

H = 11,388 with 2 degrees of freedom. (P = 0,003)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,003)

Multiple Comparisons versus Control Group (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P<0,05
DURALAY vs PATRON	9,200	3,253	Yes
TRIAD vs PATRON	4,300	1,520	No

3) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES APAREADAS DE TUKEY

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON	5	0	22,900	22,900	22,900
DURALAY5		0	22,700	22,650	22,725
TRIAD	5	0	22,850	22,790	22,863

H = 11,388 with 2 degrees of freedom. (P = 0,003)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,003)

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

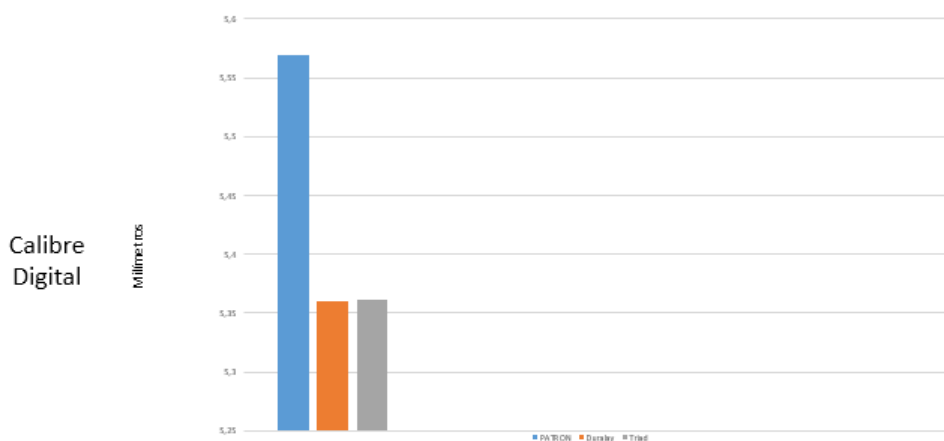
Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
PATRON vs DURALAY	46,000	4,600	Yes
PATRON vs TRIAD	21,500	2,150	No
TRIAD vs DURALAY	24,500	2,450	No

Tablas, Gráficos y Resúmenes Estadísticos 3 - MEDICION 3

A) Medida Implante 1 al Implante 2 y B) Implante 2 al Implante 3 a nivel de sus caras internas

CALIBRE DIGITAL (milímetros)						
	PATRON 1-2	Duralay 1-2	Triad 1-2	PATRON 2-3	Duralay 2-3	Triad 2-3
Muestra						
1	5,57	5,31	5,39	6,45	6,31	6,36
2	5,57	5,36	5,34	6,45	6,26	6,39
3	5,57	5,31	5,27	6,45	6,36	6,32
4	5,57	5,45	5,45	6,45	6,33	6,42
5	5,57	5,37	5,36	6,45	6,4	6,37
Media	5,57	5,36	5,362	6,45	6,332	6,372
DS	0	0,0574	0,0661	0	0,0526	0,037
Mediana	5,57	5,36	5,36	6,45	6,33	6,37

MEDICION 3a. Medida Implante 1 al Implante 2 a nivel de Caras Internas



DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS ($P < 0,05$): ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS ($P = 0,017$)

COMPARACIONES VS CONTROL DE DUNN Y APAREADAS DE TUKEY ($P < 0,05$):

PATRON 1-2 vs DURALAY 1-2

Si

PATRON 1-2 vs TRIAD 1-2

Si

DURALAY 1-2 vs TRIAD 1-2

No

Medición 3a) IMPLANTE 1-2

RESUMEN ESTADISTICO

1) ESTADISTICA DESCRIPTICA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
PATRON 1-2	5	0	5,570	0,000	0,000	0,000
DURALAY 1-2	5	0	5,360	0,0574	0,0257	0,0713
TRIAD 1-2	5	0	5,362	0,0661	0,0296	0,0821

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
PATRON 1-2	0,000	5,570	5,570	5,570	5,570	5,570
DURALAY 1-20,140		5,450	5,310	5,360	5,310	5,390
TRIAD 1-2	0,180	5,450	5,270	5,360	5,322	5,405

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	Sum	Sum of Squares
PATRON 1-2	0,000	-4,000	0,000	<0,001	27,850	155,125
DURALAY 1-2	1,055	0,967	0,231	0,446	26,800	143,661
TRIAD 1-2	-0,124	0,670	0,170	0,708	26,810	143,773

2) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES VERSUS CONTROL DE DUNN

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON 1-2	5	0	5,570	5,570	5,570
DURALAY 1-25		0	5,360	5,310	5,390
TRIAD 1-2	5	0	5,360	5,322	5,405

H = 9,782 with 2 degrees of freedom. (P = 0,008)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,008)

Multiple Comparisons versus Control Group (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P<0,05
DURALAY 1-2 vs PATRON 1-2	7,600	2,687	Yes
TRIAD 1-2 vs PATRON 1-2	7,400	2,616	Yes

3) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES APAREADAS DE TUKEY
One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON 1-2	5	0	5,570	5,570	5,570
DURALAY 1-25		0	5,360	5,310	5,390
TRIAD 1-2	5	0	5,360	5,322	5,405

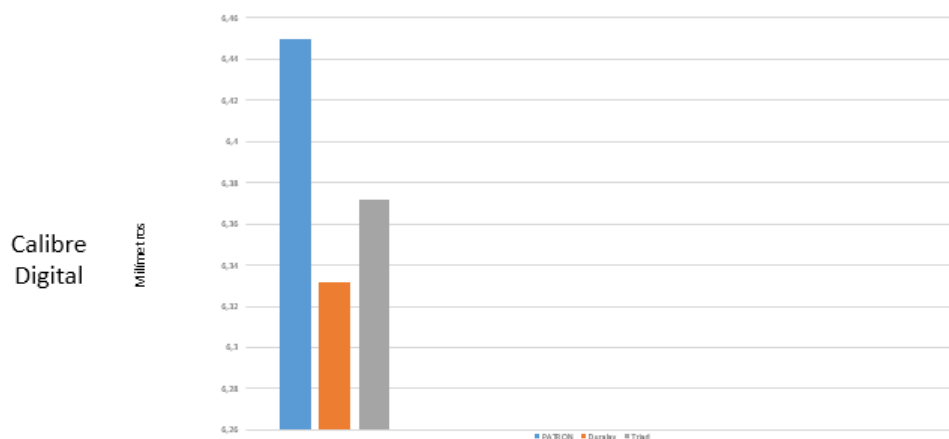
H = 9,782 with 2 degrees of freedom. (P = 0,008)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,008)

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
PATRON 1-2 vs DURALAY 1-2	38,000	3,800	Yes
PATRON 1-2 vs TRIAD 1-2	37,000	3,700	Yes
TRIAD 1-2 vs DURALAY 1-2	1,000	0,1000	No

MEDICION 3b. Medida Implante 2 al Implante 3 a nivel de Caras Internas



DIFERENCIAS SIGNIFICATIVAS (P < 0,05): ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS (P = 0,005)

COMPARACIONES VS CONTROL DE DUNN Y APAREADAS DE TUKEY(P < 0,05):

PATRON 2-3 vs DURALAY 2-3	Si
PATRON 2-3 vs TRIAD 2-3	No
DURALAY 1-2 vs TRIAD 1-2	No

Medición 3b) IMPLANTE 2-3

RESUMEN ESTADISTICO

1) ESTADISTICA DESCRIPTICA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
PATRON 2-3	5	0	6,450	0,000	0,000	0,000
DURALAY 2-3	5	0	6,332	0,0526	0,0235	0,0653
TRIAD 2-3	5	0	6,372	0,0370	0,0166	0,0460

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
PATRON 2-3	0,000	6,450	6,450	6,450	6,450	6,450
DURALAY 2-3	0,140	6,400	6,260	6,330	6,297	6,370
TRIAD 2-3	0,1000	6,420	6,320	6,370	6,350	6,397

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	Sum	Sum of Squares
PATRON 2-3	0,000	-4,000	0,000	<0,001	32,250	208,012
DURALAY 2-3	-0,136	-0,000391	0,138	0,746	31,660	200,482
TRIAD 2-3	-0,213	0,489	0,173	0,699	31,860	203,017

2) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES VERSUS CONTROL DE DUNN

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON 2-3	5	0	6,450	6,450	6,450
DURALAY 2-35		0	6,330	6,297	6,370
TRIAD 2-3	5	0	6,370	6,350	6,397

H = 10,488 with 2 degrees of freedom. (P = 0,005)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,005)

Multiple Comparisons versus Control Group (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P<0,05
DURALAY 2-3 vs PATRON 2-3	8,700	3,076	Yes
TRIAD 2-3 vs PATRON 2-3	6,300	2,227	No

3) ANALISIS DE VARIANZA EN RANGOS Y COMPARACIONES APAREADAS DE TUKEY

One Way Analysis of Variance

Normality Test: Failed (P < 0,050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Group	N	Missing	Median	25%	75%
PATRON 2-3	5	0	6,450	6,450	6,450
DURALAY 2-35		0	6,330	6,297	6,370
TRIAD 2-3	5	0	6,370	6,350	6,397

H = 10,488 with 2 degrees of freedom. (P = 0,005)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = 0,005)

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P<0,05
PATRON 2-3 vs DURALAY 2-3	43,500	4,350	Yes
PATRON 2-3 vs TRIAD 2-3	31,500	3,150	No
TRIAD 2-3 vs DURALAY 2-3	12,000	1,200	No

DISCUSIÓN

1) Discusión de los aspectos metodológicos:

Los aspectos metodológicos fueron discutidos dentro del mismo apartado de Material y Métodos, pero repetimos aquí, con la finalidad de destacarlos, algunos que creemos que son importantes, sobre todo para quien tenga intenciones de replicar el presente estudio. Los siguientes son los puntos que presentaron alguna dificultad durante las pruebas piloto y obligaron a realizar modificaciones en el plan definitivo.

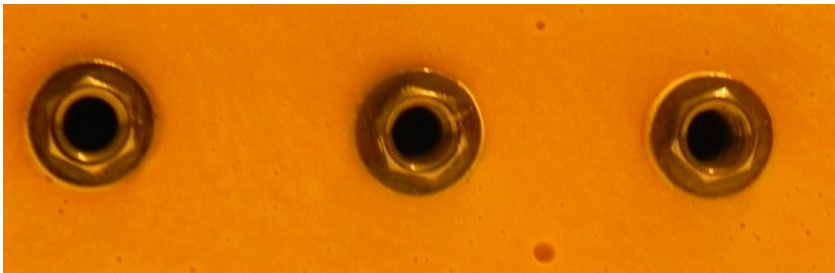
a) Materiales de impresión y material del modelo.

Al comienzo del trabajo se opta por trabajar con una silicona por condensación pero conforme avanzaba la investigación, se observó que aunque por poca diferencia, la silicona por adición sufría una menor deformación permanente por lo que se eligió esta última. La recuperación elástica de la silicona por condensación es del 98 % mientras que la misma propiedad de una silicona por adición es del 99,7 %.

Respecto del yeso escogido, se empezó utilizando una densita tipo v de alta compresión marca Prima Rock de Whip Mix, pero al haber cambiado a la silicona por adición, tuvimos que cambiar también a un yeso densita tipo iv de baja expansión marca Silky Rock de Whip Mix para acompañar la contracción que sufría la silicona elegida. La expansión de fraguado de este último tipo de yeso es de 0,09 % contra el 0,13% de la primera elección.

b) Fabricación del modelo “patrón”.

En el modelo patrón inicial se habían colocado los implantes separados el primero del segundo a 5,57 mm de distancia y el segundo del tercero a 6,45 mm.de distancia, los tres paralelos pero sin tener en cuenta la ubicación final de los hexágonos.



Luego del primer ensayo de medición se hizo notorio que esto dificultaba las tomas de distancias entre los implantes en el Microscopio Electrónico de Barrido y se decidió volver a fabricar el modelo patrón ubicando las plataformas de manera tal que visto el modelo desde oclusal (desde arriba) los implantes presentarían hacia la caras proximales, por referencia al siguiente implante, los vértices del hexágono.



c) Toma de mediciones con MEB.

Toma de mediciones con MEB

El MEB tiene un límite de resolución de 4 Amstrongs.

La platina puede recibir objetos de un tamaño máximo de 10 cm de longitud. Durante la observación al comenzar a acercarse, esto es al incrementar las x de aumento, en la pantalla cada vez tenemos un campo visual mas acotado en cuanto a su extensión.

Al trabajar en el orden del centímetro, 30 x aproximadamente, se pueden medir milímetros, décimas y centésimas. Para poder medir micrones (milésima de milímetro), 300 x aproximadamente, debería tomar distancias menores al milímetro, con lo cual en nuestro trabajo perderíamos de vista los puntos extremos a ser medidos.

Por otro lado el cursor del programa de medición del MEB es manejado manualmente por un operador, quien intenta colocar el cursor en un punto que no siempre coincide con un píxel del monitor, esto ocasiona que al soltarlo, el mismo se acomode variando el punto elegido.

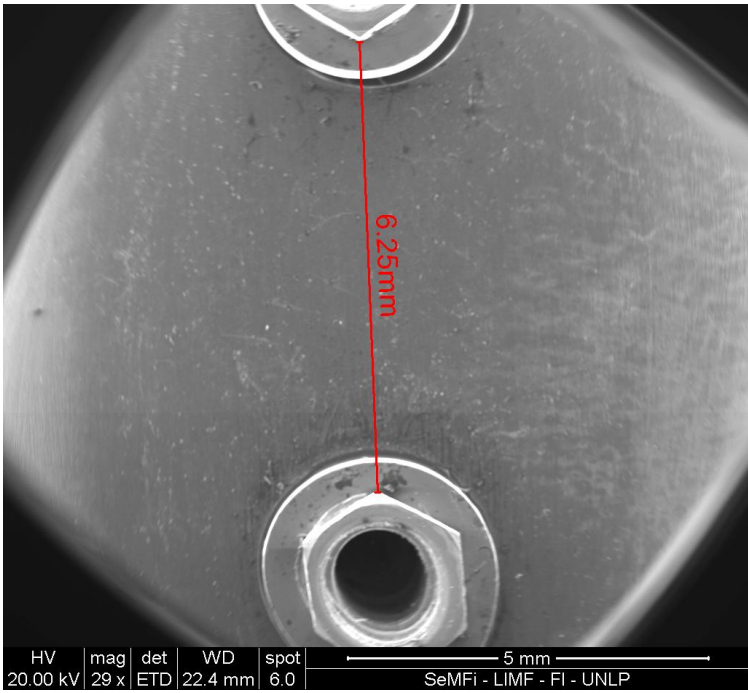


Imagen Patrón F1

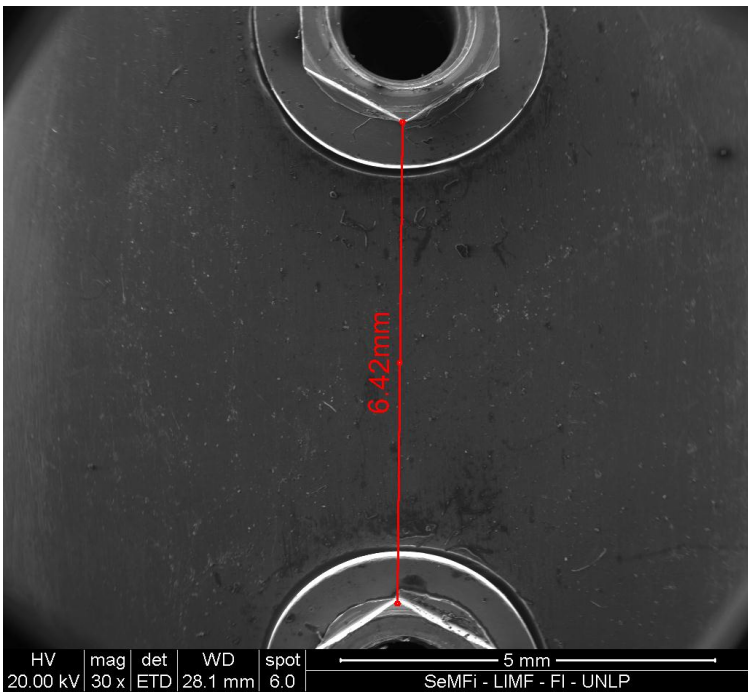


Imagen Patrón F2

Existe un programa de recalibración que teniendo una regla de medida conocida que equivale a un número establecido de píxeles, puede hacer cálculos para llevar una medida tomada con determinado aumento expresada en décimas o centésimas de milímetro se calcule en micrones.

Determinación de medidas en imágenes de microscopio electrónico de barrido

Solicitante: Sergio Rodríguez

Fecha: 02 de noviembre de 2015

Las mediciones se realizaron mediante el programa Paint Shop Pro, a partir de la medida de la barra de calibración de cada imagen.

Imagen Patrón F1

Magnificación 29X

497 píxeles = 5000 micrones (regla de calibración)

619 píxeles = 6227,364185 micrones (medida muestra)

Imagen Patrón F2

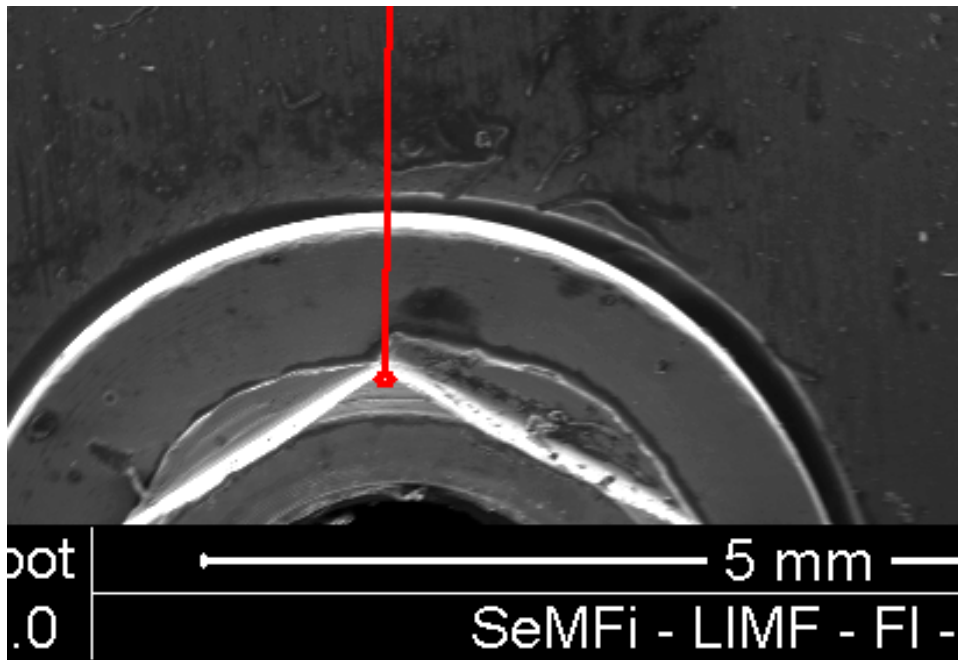
Magnificación 30X

516 píxeles = 5000 micrones (regla de calibración)

662 píxeles = 6414,728682 micrones (medida muestra)

Pero como existe el condicionamiento de la imprecisión en la colocación del indicador del cursor, los resultados se ven afectados.

En la imagen a 30 x de aumento los vértices del hexágono presentan sombras de profundidad donde se hace dudoso establecer el verdadero límite del hexágono. Esto conlleva a una decisión arbitraria de la ubicación del cursor.



Por todo esto, luego de desestimar la veracidad de las mediciones hechas con el MEB se decidió utilizar otro instrumento de medición de precisión alternativo: el calibre Vernier digital



2) Discusión del tema en particular:

Desde el comienzo de mi trabajo en implantología oral, al momento de la rehabilitación protésica utilizaba de manera rutinaria para la fijación de las transferencias el acrílico de baja variación dimensional de polimerización Duralay.

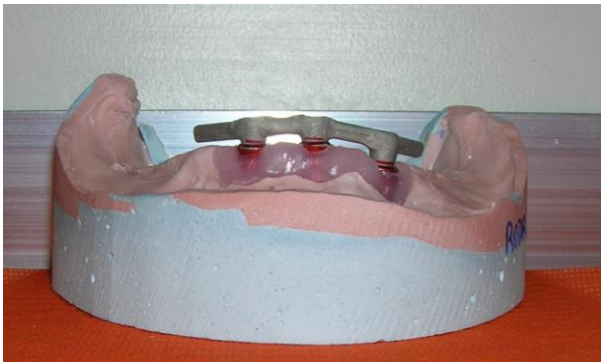
Al conocer la posibilidad de utilizar el Triad gel comencé a trabajar a modo empírico con un grupo de diez (10) pacientes observando que:

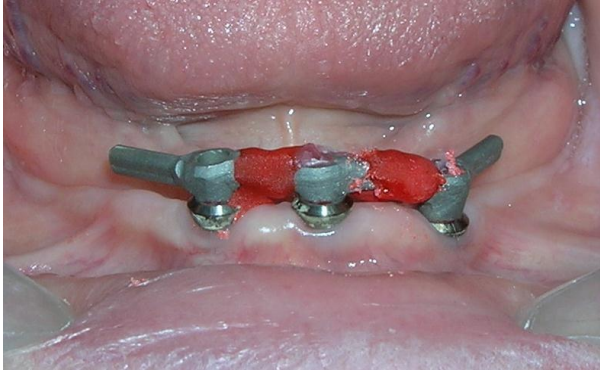
1- se necesita menos tiempo de polimerización (de 10 a 15 segundos de lámpara halógena) lo que implica mayor confort para el paciente al no tener que permanecer con la boca abierta por tanto tiempo .

2- menos cantidad de casos de corrección de colados. En ciertos casos el momento de la prueba de la barra en boca del paciente observamos que hay dificultad en colocarla, esto implica que la barra no cumple con el requisito de pasividad, por lo cual corresponde rever en este paso la manera de solucionarlo. En algunos casos es suficiente con realizar un corte en algún sitio de la barra, ferulizarla en boca y realizar una posterior soldadura, como se puede ver en las imágenes a continuación.









Este defecto puede deberse a problemas en distintos pasos de la fabricación de la misma.

El primero es en la toma de la impresión y es el paso que nos compete a la clínica exclusivamente.

Si el defecto no está en la toma de la impresión debe buscarse en el alguno de los pasos de laboratorio.

Puede haber sufrido una contracción muy brusca en el momento de enfriado de la cera al confeccionar el patrón de colado.

Puede ser también algún problema de falta de compensación dimensional al momento de incluirla en el revestimiento o al enfriarse el metal colado.

3- El Duralay se provee en forma de polvo y líquido (polímero y monómero) el cual se prepara en un vaso dappen agregando el líquido al polvo a saturación y de manera visual (sin una forma de medición exacta) lo que conlleva a variar inevitablemente consistencias y resultado final del acrílico.

En el caso del Triad gel ya viene listo para utilizar. Esto hace que no se produzcan errores en la preparación por exceso o por defecto de los componentes que lo constituyen. Se observaron mejores resultados.

Si bien los resultados obtenidos con el Duralay son aceptables, el Triad gel podría ser una opción superadora con ciertas ventajas en la clínica.

CONCLUSIONES

Si bien la utilización del acrílico de baja variación dimensional Duralay, como material de fijación para las transferencias en la toma de impresiones para prótesis sobre implantes ha demostrado a través de los años ser un material adecuado y confiable, el Triad gel es una excelente opción al momento de elegir, mostrando una menor variación dimensional en la contracción de polimerizado, y por requerir menos tiempo de polimerización que se traduce en mayor confort para el paciente.

Dentro de las limitaciones del presente estudio podemos concluir que:

1. El Triad gel tuvo mejor comportamiento que el Duralay en cuanto a reproducir mas fielmente el modelo patrón.
2. No se observaron diferencias estadísticas significativas entre las medidas del patrón y de los modelos a partir de impresiones usando Triad gel.
3. Si se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las medidas del patrón y de los modelos a partir de impresiones usando Duralay.
4. En comparaciones realizadas entre si, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre Triad gel y Duralay, lo cual indica que el nivel de precisión de ambos es bueno, aunque Triad gel no tuvo diferencias con el modelo patrón y Duralay si.
5. Los resultados del presente estudio no implican que las diferencias sean significativas en la clínica, pero si muestran un comportamiento básico superior en condiciones controladas, del Triad gel sobre el Duralay
6. Aun en el caso de que las diferencias observadas no tengan significación clínica en cuanto a la precisión, el Triad gel tiene un tiempo de trabajo inferior al Duralay, y a su vez resulta mas fácil de utilizar, lo cual redundo en comodidad para el paciente y en la disminución del tiempo de trabajo.

7. Los estudios clínicos directos son muy complejos dadas las dificultades para estandarizar o acotar otras variables intervinientes como cantidad y distancia entre implantes, tamaño y forma de los maxilares, pero podrían ser útiles para arrojar mas luz sobre el tema.

BIBLIOGRAFIA

- ¹ Gazzotti, Pedro D: La Rehabilitación Implanto Protésica, Ed Providence 378-389, 2008.
- ² Luchetti Cesar: Estudio microbiológico en implantes inmediatos postexodoncia en alvéolos con lesiones periapicales. Análisis del perfil microbiológico y de la estabilidad del implante. Tesis de Doctorado. p. 12, 2014.
- ³ Branemark P: Introduction to Osseointegration. In tissue integrated prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Edited by Branemark, P; Zarb, G; Albrektsson, T. P 11 Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc 1985.
- ⁴ Branemark P: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10 year period, Scand J Plast Reconstr Surg Suppl 16:1-132, 1977.
- ⁵ Binon PP: Implants and components entering the new millennium, Int J Oral Maxillofac Surg 15: 76-94, 2000.
- ⁶ Binon PP: Evaluation of three split fit hexagonal implants, Implant Dent 5:235-248, 1996.
- ⁷ Binon PP, McHugh MJ: The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw-joint stability, Int J Prosthodont 9:511-519, 1996.
- ⁸ Binon PP: Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutment and laboratory analogs, Int J Prosthodont 8 162-172, 1995.
- ⁹ Carr A: A comparison of impression techniques for five implant mandibular models, Int J Oral Maxillofac Implants 6:448-455, 1991.
- ¹⁰ Gordon GF, Jonson GJ, Drennon DG: The effect of tray selection on accuracy of elastomeric impression materials, J Prosthet Dent 63:12-15, 1990.
- ¹¹ Eames WB, Sieweke JC, Wallace SW, et al: Elastomeric impression materials: effect of bulk on accuracy, J Prosthet Dent 41:304-307, 1979.
- ¹² Rueda IJ, Sy-Muñoz JT, Naylor WP, et al: The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts, Int Prosthodont 9:367-373, 1996.
- ¹³ Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA: A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics, J Prosthet Dent 55:592-597 1986.
- ¹⁴ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: Materiales Dentales, Propiedades y manipulación, Ed Mosby, 6° ed. p 136, 1996
- ¹⁵ Burdairon G, Manual de Biomateriales dentarios, Ed Masson, p 171, 1991
- ¹⁶ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: Materiales Dentales, Propiedades y manipulación, Ed Mosby, 6° ed. p 172, 1996

-
- ¹⁷ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 167-174, 1996
- ¹⁸ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 170, 1996
- ¹⁹ Brown D: An update on elastomeric impression materials, *Br Dent J* 15:35-40, 1981.
- ²⁰ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 192, 1996
- ²¹ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 191, 1996
- ²² Anusavice KJ: *Phillips science of dental materials*, ed 10, Philadelphia, 1996, WB Saunders.
- ²³ Leinfelder KF, Lemons JE: *Clinical restoration materials and techniques*, Philadelphia, 1988, Lea & Febiger.
- ²⁴ Schelb E, Mazzocco CV, Jones JD, et al: Compatibility of tipe iv dental stone polyvinil siloxane impression materials, *J Prosthet Dent* 58:19-22, 1987
- ²⁵ Hsu CC, Millstein PL, Stein RS: A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques, *J Prosthet Dent* 69:588-593, 1993
- ²⁶ Aramouni P, Millstein P: A comparison of accuracy of two removable die systems with intact working casts, *Int J Prosthodont* 6:533-539, 1993
- ²⁷ Gentleman I, Ryge G: Accuracy of stone, metal and plastic die materials, *J Calif Dent Assoc* 46:28-31, 1970.
- ²⁸ Toreskog S, Phillips RW, Schnell RJ: Properties of die materials: a comparative study, *J Prosthet Dent* 16:119-131, 1996.
- ²⁹ Millstein PL: Determining the accuracy of gypsum casts made from type iv dental stone, *J Oral Rehabil* 19:239-243, 1992
- ³⁰ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 194, 1996
- ³¹ Vigolo P, Millstein PL: Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses, *Int J OralMaxillofac Implants* 9:439-464, 1993
- ³² Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, et al: The influence of surface energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man, *J clin Periodontol* 17:138-144, 1990
- ³³ Carr AB, Steward RB: Full arch implant framework casting accuracy: preliminary in vitro study, *J Prosthodont* 2:2-8, 1993

-
- ³⁴ Preston JD, Berger R: Some laboratory variables affecting cerazo-metal alloys, *Dent Clin North Am* 21:717-728, 1977
- ³⁵ Schiffleger BD, Ziebert JG, Dhuro VB, et al: Comparison of accuracy of multiunit one piece castings, *J Prosthet Dent* 54:770-776, 1985
- ³⁶ Tan K, Rubenstein JE, et al: Three dimensional analysis of casting accuracy of one piece osseointegrated implant retained prostheses, *Int J Prsthodont* 6:346-363, 1993
- ³⁷ Binnon PP: Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abudments and laboratory analogs, *Int J Prosthodont* 8:162-178, 1995
- ³⁸ Binnon PP: Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abudments and laboratory analogs, *Int J Prosthodont* 8:162-178, 1995
- ³⁹ De Robertis E, Seaz FA, De Robertis EM: *Biología Celular*, Ed El Ateneo, p 5, 1999.
- ⁴⁰ Geneser F: *Histología*, Ed Panamericana, p 49, 1999.
- ⁴¹ Anusavice KJ: *Phillips science of dental materials*, ed 10, Philadelphia, 1996, WB Saunders.
- ⁴² Mowery WE: Dimensional stability denture base resins, *J Am Dent Assoc* 57:345-353, 1958
- ⁴³ Komiyama Y: Clinical and Research experiences with osseointegrated implants in Japan. In Albrektsson T, Zarb G, editors: *Branemark Osseointegrated Implant*, Chicago, 1989, Quintessence.
- ⁴⁴ Burawi G, Houston F, Byrne D, et al: A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted techniques for Bonelock implant system, *J Prosthet Dent*, 77:68-75, 1997
- ⁴⁵ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 246, 1996
- ⁴⁶ Craig R, O'Brien WJ, Powers JM: *Materiales Dentales, Propiedades y manipulación*, Ed Mosby, 6° ed. p 248, 1996

El hombre en la arena.

No es el crítico el que cuenta; no el hombre que señala al fuerte que tropieza, o comenta donde el que hizo, pudo haberlo hecho mejor. El crédito pertenece al hombre que esta realmente en la arena, cuya cara se mancha de polvo, sudor y sangre; que lucha valientemente; que se equivoca, que falla una y otra vez, porque no hay esfuerzo sin error y sin defecto; pero que de igual forma se esfuerza por hacer; que conoce el gran entusiasmo y las grandes devociones; que se entrega a si mismo en una causa justa; quien en el mejor de los casos conocerá al final el triunfo de los altos logros, y quien a lo peor, si falla, por lo menos fallará atreviéndose, para que su lugar nunca sea con esas almas frías y tímidas que nunca conocieron ni victoria ni derrota. (Theodore Roosevelt, 1910)