

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Prótesis Bucofacial



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE
LA FIABILIDAD DE DISTINTAS TÉCNICAS
DE IMPRESIÓN EN IMPLANTOLOGÍA**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

M^a Carmen García Fernández

Directores:

**Guillermo Pradíes Ramiro
Francisco Martínez Rus**

Madrid, 2010

ISBN: 978-84-693-7746-8

© María del Carmen García Fernández, 2010



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Prótesis Bucofacial

**ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE
LA FIABILIDAD DE DISTINTAS TÉCNICAS
DE IMPRESIÓN EN IMPLANTOLOGÍA**

TESIS DOCTORAL

M^a Carmen García Fernández

2009

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO DE LA FIABILIDAD DE DISTINTAS TÉCNICAS DE IMPRESIÓN EN IMPLANTOLOGÍA

Memoria de investigación que presenta:

M^a Carmen García Fernández

Para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universidad
Complutense de Madrid

Directores:

Dr. Guillermo Pradíes Ramiro

Profesor Titular

Dr. Francisco Martínez Rus

Profesor Asociado

Departamento de Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2009

A mis padres y mi hermano,
por hacer de mi la persona que soy y apoyarme hasta aquí.

A Miguel, por su apoyo diario, su esfuerzo y su infinita paciencia.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero expresar mi gratitud a Guillermo Pradíes, por confiar en mí, por su constante atención y paciencia. Su ayuda, profesionalidad, conocimiento y sus logros han sido fundamentales para el desarrollo de esta tesis.

Quiero agradecer también a Francisco Martínez Rus, su inestimable ayuda, sus consejos, y el cuidado y detallado trabajo realizado conmigo en todo momento.

No puedo olvidar a Andrés Sánchez Turrión, siempre dispuesto a echarme una mano, compartir sus conocimientos y su constante apoyo. Así mismo, quiero dar las gracias a M^a Paz Salido, por su cariño, su interés, sus opiniones y palabras de ánimo.

Quisiera acordarme también de M^a Jesús Suárez, gracias a ella me quedé en la Universidad, colaborando en el Departamento de Prótesis y fue el comienzo de este largo camino.

Quiero agradecer el inestimable trabajo realizado por Carlos Martín, por su enorme amabilidad y profesionalidad. Y por que, gracias a quedarse fuera de su horario de trabajo midiendo mis modelos y dejándome emplear la maquinaria de su centro de trabajo, esta tesis ha podido ser realizada. Sin su ayuda, este trabajo no existiría.

Deseo mostrar mi gratitud a Lorenzo Del Río, su profesionalidad, conocimientos y su trabajo han sido esenciales para la elaboración de este proyecto.

Por último, pero no menos importante, quiero dar las gracias a todos mis compañeros de Departamento. De una forma u otra y con sus continuos apoyos han colaborado en la confección de este trabajo. Especialmente y quienes han estado más cerca de mí estos años, que son Ahrellys Valverde y Raquel Del Castillo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	9
1.1. CONSIDERACIONES PREVIAS	10
1.2. AJUSTE PASIVO	11
1.3. CONSIDERACIONES BÁSICAS SOBRE IMPRESIONES EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES	13
1.4. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES	16
1.4.1. SEGÚN EL COMPONENTE REGISTRADO	17
1.4.2. SEGÚN LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN	17
1.5. MATERIALES DE IMPRESIÓN	23
1.5.1. PROPIEDADES	23
1.5.2. CLASIFICACIÓN	25
1.5.2.1. RÍGIDOS O NO ELASTÓMEROS	26
1.5.2.1.1. Yesos de impresión	26
1.5.2.1.2. Pasta De Óxido De Zn- Eugenol	27
1.5.2.2. ELASTÓMEROS	28
1.5.2.2.1. Polisulfuros	28
1.5.2.2.2. Siliconas De Condensación	28
1.5.2.2.3. Siliconas De Adición	29
1.5.2.2.4. Poliéter	31
1.6. CUBETAS DE IMPRESIÓN	33
1.6 1. CUBETA ESTANDAR	33
1.6.2. CUBETA INDIVIDUAL	35
1.7. MODELOS EN IMPLANTES	37
1.7.1. MODELO ESTÁNDAR	38
1.7.2. MODELO DE TEJIDOS BLANDOS	39
JUSTIFICACION Y OBJETIVOS	43
2.1. JUSTIFICACIÓN	44
2.2. OBJETIVOS	46

2.3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.	48
MATERIAL Y METODO	49
3.1. CONFECCIÓN DEL MODELO EXPERIMENTAL	50
3.2. ELECCIÓN DE LAS CUBETAS	52
3.3. TOMA DE IMPRESIÓN.	53
3.4. OBTENCIÓN DE MODELOS.	61
3.5. MEDICIÓN DE LOS MODELOS.	63
3.6. EVALUACIÓN DE LOS MODELOS POR PARTE DE LOS OPERADORES.	66
3.7. PROCESADO DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO	69
RESULTADOS	71
4.1. CONSIDERACIONES PREVIAS	72
4.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA. DISTANCIA POR TÉCNICA	74
4.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL. ANÁLISIS DE LA FIABILIDAD INTRATÉCNICA	75
4.3.1. ANÁLISIS DE FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE CUBETA CERRADA (GRUPO CC)	75
4.3.2. ANÁLISIS DE FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE CUBETA ABIERTA (GRUPO CA)	76
4.3.3. ANÁLISIS DE FIABILIDAD PARA LA TÉCNICA CON DURALAY® (GRUPO DURALAY)	77
4.3.4. ANÁLISIS DE FIABILIDAD PARA LA TÉCNICA F.R.I. (GRUPO F.R.I.)	77
4.4. ESTADÍSTICA INFERENCIAL. ANÁLISIS DE LA FIABILIDAD INTERTÉCNICA	79
4.4.1. ANOVA DE MEDIDAS REPETIDAS PARA COMPARAR MODELO MAESTRO VS. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN	79
4.4.2. PRUEBA T DE STUDENT PARA MEDIDAS REPETIDAS	79

4.5. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE (INCLINACIÓN Y PROFUNDIDAD) EN LA FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN.....	82
4.6. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTEROPERADOR EN EL AJUSTE PASIVO DE LA ESTRUCTURA METÁLICA.	94
DISCUSION.....	97
5.1. INTRODUCCIÓN.....	98
5.2. ANÁLISIS CRÍTICO DE LOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN PROPUESTOS EN LA BIBLIOGRAFÍA.	102
5.3. MATERIALES DE IMPRESIÓN.	104
5.4. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN	106
5.5. SITUACIÓN DE LOS IMPLANTES (ANGULACIÓN Y PROFUNDIDAD).	116
CONCLUSIONES.....	123
BIBLIOGRAFIA.....	125
ANEXO ESTADISTICO (en CD)	

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN



1.1. CONSIDERACIONES PREVIAS .

La Implantología ha enriquecido durante los últimos 20 años de una manera decisiva el espectro terapéutico de la Odontología. Cada vez más se incorporan los conceptos de tratamiento protésico a los implantes y el interés de los pacientes por una rehabilitación implantoprotésica se ha elevado de manera considerable. Esto hace que los implantes constituyan una técnica fundamental para paliar los problemas bucales de pacientes total y parcialmente edéntulos.¹

Los implantes van unidos al hueso sin la presencia del ligamento periodontal, por tanto, no pueden asumir ningún tipo de discrepancia a diferencia de lo que ocurre en los dientes, lo que hace que sea necesaria la confección de estructuras con un buen ajuste pasivo. Para ello, se precisa de un modelo de trabajo lo más exacto posible, hecho que obliga a que la toma de impresión se convierta en un paso fundamental en la fabricación de la prótesis sobre implantes.

La impresión es el primer paso en la confección de cualquier prótesis. Las impresiones en implantoprótesis pueden definirse como la reproducción en negativo de las dimensiones y localizaciones de los implantes, dientes y tejidos relacionados.

En prótesis implantosoportadas se requiere la obtención de modelos de trabajo que reproduzcan con exactitud la situación y la morfología de la parte más coronal de los implantes o pilares, pues su fiabilidad es necesaria para la obtención del término de ajuste pasivo.

La primera impresión se realizó en 1756 según Forrester- Baker y cols.,² y el objetivo de la misma era conseguir una réplica de los tejidos orales. Muchos materiales, elásticos y rígidos, han sido empleados en Odontología para duplicar los tejidos duros y blandos así como sus relaciones. Dichos



materiales, sus propiedades y características serán desarrollados posteriormente en este trabajo.

Existen varias técnicas de impresión sobre implantes (técnica directa, técnica indirecta, snap on etc.) cada una de ellas será expuesta en apartados posteriores. Determinar cual es la más adecuada supone, en cambio, una tarea complicada. Desde hace años, los diferentes materiales y las técnicas de impresión se han convertido en objeto de estudios e investigaciones por parte de numerosos autores y existe gran controversia acerca de que técnica de impresión es más fiable. Así, hay múltiples autores que afirman que es mejor la técnica directa^{1, 3- 7}, algunos, en cambio, apuestan por la indirecta^{8, 9} mientras que otros no hay diferencias en utilizar una técnica u otra.^{10- 12}

Por todo esto y debido a la gran diversidad de juicios y resultados, el objetivo de este estudio es evaluar y comparar la fiabilidad de cuatro técnicas de impresión.

1.2. AJUSTE PASIVO.

Uno de los requisitos más importantes a la hora de realizar una prótesis implantosoportada es conseguir estructuras que tengan un buen ajuste pasivo cuando se unan a múltiples implantes o pilares.¹³ La biomecánica de la prótesis sobre implantes es fundamental porque se emplean estructuras rígidas que comunican las fuerzas directamente sobre los implantes y posteriormente al hueso.¹⁴

En un diente natural el ligamento periodontal permite ligeros movimientos, concretamente de 20 a 35µm en sentido vertical y en sentido horizontal varía entre 56 a 73µm para dientes posteriores y de 69 a 108µm en dientes anteriores. Esto permite compensar cierto grado de desajuste.¹⁵



Un implante osteointegrado, sólo puede desplazarse entre 2-5 μ m verticalmente y 12-66 μ m en dirección vestíbulo-lingual, por lo que el correcto ajuste de las estructuras es fundamental.^{16, 17}

El concepto de ajuste pasivo podemos definirlo como la relación o conexión entre dos materiales, que una vez realizada no produce tensiones en el seno de ninguno de los dos materiales relacionados. Se requiere una ausencia total de fricción o tensión entre los dos elementos, independientemente de cuales sean. La discrepancia tolerable de una estructura sobre varios implantes no es del todo conocida, actualmente se discute el grado de tolerancia al desajuste que deben tener los elementos protésicos. Branemark sugirió en 1985 que los componentes protésicos sobre los implantes no debían de tener más de 10 μ m de desajuste¹⁸. Posteriormente, otros autores fueron sugiriendo discrepancias mayores de 30 μ m. Jemt¹⁹, en 1991, sugirió que desajustes menores de 150 μ m eran aceptables. Assif y cols. (1995)²⁰ consideraron que discrepancias mayores de 30 μ m eran cuestionables e inaceptables. Pero discrepancias menores a 30 μ m no son clínicamente apreciables. Ruiz y cols²¹, entre otros, establecieron en 2002 un valor de ajuste marginal de 100 μ m, considerándolo como el valor máximo clínicamente aceptable para la longevidad de las restauraciones protésicas.

En la actualidad se considera que el valor de discrepancia clínicamente aceptable es entre 30 y 100 μ m.^{22, 23}

El fracaso en el ajuste pasivo puede dar como resultado un aumento del estrés en los tornillos de unión en una prótesis atornillada cuando la estructura es conectada a los pilares, lo cual puede producir complicaciones y fracasos biológicos o mecánicos como por ejemplo, microfracturas de hueso, zonas de isquemia marginal, roturas y pérdidas de tornillos u otros componentes, recesión de hueso marginal e incluso pérdida de osteointegración^{1, 13, 24-27}. Sin embargo, una adecuada distribución del estrés y las fuerzas puede favorecer el mantenimiento del hueso marginal alrededor de los implantes.



Desde una perspectiva global, el ajuste pasivo puede considerarse como un factor pronóstico potencial en implantoprótesis, y conseguirlo depende en primer término de una correcta técnica de impresión. Así que, el primer paso para conseguir un buen ajuste pasivo es reproducir perfectamente la situación de los implantes, así como su relación con las diferentes estructuras intraorales con una buena impresión.

1.3. CONSIDERACIONES BÁSICAS SOBRE IMPRESIONES EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

La impresión, como concepto genérico que engloba a todas las medidas para alcanzar un modelo perfectamente acabado, se divide en varios pasos: ²⁸

- Almacenamiento adecuado de los materiales de impresión.
- Preparación de los materiales, aparatos y aditamentos necesarios.
- La impresión propiamente dicha.
- Preparación y acondicionamiento de la impresión para la elaboración del modelo.
- Elaboración del modelo.

Una impresión de calidad es imprescindible para que las restauraciones fabricadas en el laboratorio estén bien adaptadas. Es necesario por tanto, una serie de requisitos:

- **Extensión.** Registrar todos los tejidos duros y blandos.
- **Situación.** Debe estar centrada para evitar la ausencia de reproducción de alguna zona de la arcada y lograr espesores del material uniformes.
- **Exactitud.** Reproducción exacta del implante o pilar y de los tejidos periimplantarios. Es importante transmitir con rigurosidad la posición de los tejidos periimplantarios para dar un perfil de emergencia adecuado a las restauraciones.



- **Superficie lisa e uniforme.** Para obtenerla, es necesario realizar una correcta mezcla del material y aplicar una presión adecuada hasta el fraguado o la polimerización del mismo.
- **Estabilidad dimensional.** Mantenimiento en el tiempo y en asociación con otros materiales.
- **Grosor del material uniforme.** Para evitar distorsiones por diferencias en el mismo o movilidad de los aditamentos implantoprotésicos.
- **No existir zonas de visualización de la cubeta.** Dichas zonas indicarían áreas de sobrepresión de los tejidos y por tanto, grosores inadecuados del material.

Existen una serie de factores que influyen en la calidad de la impresión:

- **Elección adecuada de la cubeta.** Según el tipo de técnica de impresión y zona del tipo de restauración (estándar e individual).
- **Elección adecuada del material de impresión.** En prótesis sobre implantes se utilizan fundamentalmente los elastómeros (poliéteres y siliconas).
- **Buen acceso a la cabeza del implante o al hombro del pilar.** Sin interposición de tejidos duros o blandos que impidan posicionar adecuadamente los aditamentos para la impresión.
- **Elección de la técnica de impresión.** Dependerá del caso clínico, número de implantes, posición de los mismos, preferencias del profesional, etc.
- **Mezcla del material.** En la actualidad debido al empleo de dispositivos mecánicos de mezcla este factor queda completamente controlado. Aún así todavía se utiliza el espatulado manual y éste debe ser lo más correcto posible para la obtención de mezclas homogéneas.
- **Respetar los tiempos de trabajo de cada material.**
- **Adhesión del material a la cubeta.** Es importante para evitar desprendimientos de material, fundamentalmente en las cubetas individuales. Se deben utilizar macroretenciones o adhesivos.



- ***Experiencia del operador.***

Si la impresión es un paso fundamental y el primero para la elaboración de estructuras protésicas perfectamente adaptadas, hay que ser críticos y descartar aquellas impresiones que sean portadoras de errores que luego puedan arrastrar otra serie de alteraciones. Los errores más comunes son: ^{29, 30}

- Pliegues, arrastres y burbujas. Se producen al tomar la impresión cuando el material está polimerizando y al mover la cubeta durante la impresión.
- Espesor inadecuado y falta de material. Es un aspecto importante, porque una cantidad insuficiente de material de impresión impide la correcta posición de los transfers de impresión produciéndose la movilización de los mismos.
- Distorsiones del material, por desgarros del mismo, por falta de adhesión a la cubeta, implantes con ejes divergentes, no aliviar zonas retentivas, etc.
- Deformaciones de las estructuras reproducidas. Por distribución inadecuada del material produciendo demasiada presión en unas zonas y escasa en otras.
- Escalones.
- Granulado. Cuando se retira la cubeta antes de que el material haya polimerizado o fraguado por completo.

Por tanto, finalmente los elementos claves a considerar para obtener impresiones fiables en prótesis sobre implantes son:

- Las técnicas de impresión propiamente dichas.
- Los materiales de impresión utilizados.
- Las cubetas.
- El procesado del modelo.



1.4. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN SOBRE IMPLANTES.

La toma de impresión en prótesis sobre implantes se basa en la técnica convencional para pilares naturales pero con modificaciones en cuanto al uso de los materiales y al manejo de los componentes específicos.

Los diversos sistemas de implantes disponen de réplicas o análogos de los implantes o de los pilares que mediante las técnicas de impresión y vaciado son incorporados a los modelos de trabajo. En prótesis fija convencional no hay análogos, la impresión es el negativo de la situación de la boca, tras el vaciado se obtiene una réplica en yeso de los pilares naturales y estructuras adyacentes. En cambio, en prótesis sobre implantes, los análogos, ya sea de implante o de pilar, son unos aditamentos específicos del sistema de implantes que son ubicados en el modelo a través de otro aditamento denominado cofia de impresión o de transferencia (“transfer”).³¹

Los tipos de técnicas de impresión utilizadas en prótesis sobre implantes, pueden clasificarse de múltiples formas según diferentes factores como:

A / El componente registrado (implante o pilar).

B / El tipo de cofia de transferencia empleada (para cubeta abierta, para cubeta cerrada, snap on, etc).

C / El material de impresión utilizado (siliconas, poliéter, escayola, plásticos, etc).

D / El tipo de cubeta empleada (prefabricada, individualizada).

E / La existencia de ferulización o no de las cofias de transferencia, etc.

Así pues, a continuación procederemos a definir y determinar las características y particularidades que engloban cada una de ellas.



1.4.1. SEGÚN EL COMPONENTE REGISTRADO.

La técnica de impresión a pilar requiere la selección de los pilares transepiteliales y una vez seleccionados y posicionados en la boca, se reproduce la posición de dichos pilares obteniendo un modelo de trabajo con análogos de la parte coronal de nuestros pilares protésicos definitivos.

La técnica de impresión directa al implante, supone el registro de la parte más coronal del implante, con una cofia de transferencia específica. Así pues, el modelo obtenido es una réplica de la situación de los implantes en la boca del paciente. La impresión a la cabeza del implante permite realizar posteriormente en el laboratorio la selección de los pilares adecuados con unos kits que son réplicas de los mismos.

La elección de una técnica u otra fue objetivo de estudio de Bartlett y cols.³², y determinaron que la técnica de impresión a cabeza de implante era más exacta que la impresión a pilar. Además permite la obtención de un modelo con réplicas de implante y así colocar sobre él distintos tipos de pilares en el laboratorio y elegir la mejor opción o los más adecuados para la restauración del caso, de una manera más correcta que en la boca³³. En cambio, Grossmann y cols.³⁴ determinaron en su estudio que la técnica de impresión a pilar permite en ocasiones ahorrar pasos y tiempo en el tratamiento y se obtienen también buenos resultados, pudiendo utilizarla en diversos casos.

1.4.2. SEGÚN LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN.

En cuanto a la técnica de impresión utilizada, básicamente se dividen en tres (ya nombradas previamente):

(Cuadro 1).



TÉCNICAS DE IMPRESIÓN

▶ SEGÚN LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN

- Cubeta cerrada (closed tray/ T. indirecta)
- Cubeta abierta (open tray /T. directa)
 - ▶ Estándar
 - ▶ Ferulización
- Snap on o cestillas

Cuadro 1. Técnicas de impresión.

De manera genérica permiten ubicar los análogos (de implantes o pilares) en la impresión mediante las cofias de transferencia, de tal modo que, tras el vaciado en yeso quedarán incorporados en el modelo. Las técnicas de impresión son: 30

- **Técnica de arrastre o directa.** También llamada de cubeta abierta por el tipo de cubeta empleada en este tipo de impresión (“open tray”). Se basa en la utilización de cofias de transferencia que quedarán incorporados en el material de impresión al ser retirada la cubeta. Estas cofias disponen de unos tornillos de retención para fijarlas a los implantes o pilares, y deben aflojarse para retirar la cubeta de impresión de la boca del paciente. Estos tornillos son los que a continuación permiten la unión de la cofia y la réplica correspondiente (figuras 1 y 2). En esta técnica es necesario la utilización de cubetas individuales perforadas o estándar de plástico que puedan perforarse en la localización de los tornillos de las cofias para poder acceder a los mismos y realizar su remoción. Hay que tener precaución de liberar la cabeza de los tornillos del material de impresión que fluye a través de las fenestraciones previo al fraguado completo del material de impresión, para facilitar su posterior aflojamiento. En general, las cofias de transferencia no suelen tener un perfil suave, sino retentivo para facilitar

su inmovilización dentro del material de impresión y poder transmitir correctamente las posiciones de los implantes o de los pilares.

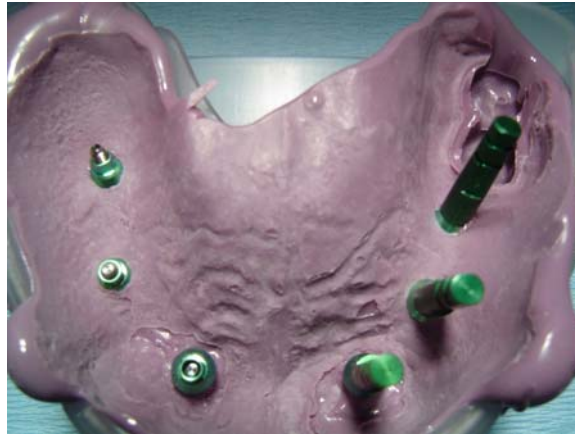


Figura 1. Unión de réplica a través de la cubeta.



Figura 2. Transfers arrastrados.

La técnica directa se recomienda en casos de implantes divergentes, buena apertura bucal o cuando hay gran número de implantes pudiendo ocasionar dificultades al retirar la impresión si los transfer se quedan en la boca. También está indicada cuando la ubicación de los implantes es infragingival, ya que en estos casos quedará mayor longitud de transfer enterrado en la encía, por lo que al reposicionarlo quedará menos retenido en el material de impresión. Tendremos poca longitud de aditamento incorporado en el material, será más difícil su reposición en la cubeta, por lo tanto, es mejor que sea arrastrado. Esta técnica, en general, requiere mayor tiempo de clínica.

- **Técnicas con ferulización de los transfers.** La técnica directa permite una serie de modificaciones a partir de la cual surgen otras técnicas de impresión. Se basan en la ferulización previa de los transfers con un material de unión y en ocasiones también con una estructura o superestructura adicional. Este material de unión (con o sin estructura) se arrastra en conjunto con la cubeta y el material de impresión y pretende una unión fuerte de las cofias de transferencias para evitar movimientos durante la técnica de impresión, y así obtener una impresión lo más precisa posible. Se emplea materiales como hilo dental, acrílico autopolimerizable, adhesivos, acrílico fotopolimerizable, escayola, contenedores rígidos (soldados, colados) como por ejemplo, aros de cobre, que se rellenan de escayola constituyendo una férula rígida de impresión (FRI), etc.
- **Técnica de reposicionamiento o indirecta.** También llamada de cubeta cerrada (“closed tray”). Requiere la colocación de una cofia de transferencia que permanecerá en boca en su posición una vez tomada la impresión. A continuación se retira la cofia, se une al análogo correspondiente y el complejo de ambos se reposiciona en la impresión (figuras 3 y 4). Tras el vaciado se obtiene un modelo con las réplicas incorporadas, y sobre ellas las cofias, que deben ser retiradas. En este tipo de impresiones es posible utilizar cubetas estándar.

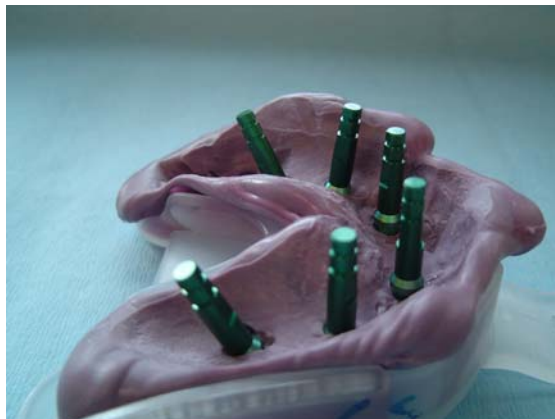


Figura 3. Impresión con cubeta cerrada



Figura 4. Complejo confía-análogo reposicionado

La técnica indirecta es más sencilla y ahorra tiempo, pero el reposicionamiento de las cofias es crucial. Está indicada en casos de apertura limitada, en sectores posteriores. Cuando hay que retirar la impresión lo antes posible, cuando no son muchos implantes, cuando tengan una disposición paralela entre sí y cuando el espesor de encía sea reducido.

En cualquiera de las dos técnicas, se requiere el empleo de un material de impresión lo suficientemente rígido para sostener los transfers de impresión, sin permitir desplazamientos de los mismos cuando se quieran conectar con sus análogos correspondientes en la técnica directa o en su reposicionamiento en la técnica indirecta. Estudios como el de Alvin Wee y cols.,³⁵ destacan que el dar un torque determinado al roscar el análogo al transfer correspondiente en la técnica de impresión directa puede dar lugar a una rotación del mismo. Un material de impresión lo suficientemente rígido y la experiencia del operador disminuyen este riesgo.

También habrá que poner especial cuidado en el reposicionamiento de los “transfers indirectos” en una sola posición, evitando distorsiones entre la posición de las réplicas en el modelo y la intraoral de los implantes.

- **Técnica con Snap-on (cestillas).** Durante los últimos años, se ha introducido una variación de la técnica de impresión de cubeta cerrada en la cual se utilizan unas cestillas o “snap-on”, lo que permite la toma de impresiones de arrastre a nivel del implante o del pilar, sin el uso de tornillos guía. Este método combina las ventajas de la técnica directa e indirecta por lo que se emplea con facilidad en gran parte de los casos³⁶⁻³⁸. Se colocan unas cestillas alrededor de la encía y a continuación se posiciona el transfer adaptado o bien al implante o al pilar y se toma la impresión quedando el transfer con la cestilla dentro del material (figuras 5 y 6). Se posiciona la réplica correspondiente en la impresión y se vacía obteniendo un modelo de manera rápida y sencilla. Esta técnica es útil cuando el implante o el pilar no están muy subgingivales, pues si lo están, no puede utilizarse con comodidad y eficacia.³⁷



Figura 5. Cestillas en boca.



Figura 6. Cestillas arrastradas.



1.5. MATERIALES DE IMPRESIÓN.

Con el desarrollo de las tecnologías en Odontología se ha considerado necesario un desarrollo en los materiales empleados, incluidos los materiales de impresión.

Como ya hemos señalado, la obtención de una correcta impresión es esencial para confeccionar una prótesis adecuada. Para cumplir este objetivo, no sólo es importante la técnica de impresión sino que otro factor fundamental son los materiales empleados.

1.5.1. PROPIEDADES.

Los materiales de impresión deben cumplir, en general, una serie de requisitos o propiedades ideales como: ³⁹

- **Exactitud:** es una de las características más evaluadas en los materiales de impresión. Según la A.D.A (especificación 19), para obtener modelos precisos y exactos, los materiales empleados deben permitir reproducir detalles de 25µm o menores. En general a menor viscosidad, mayor capacidad para reproducir los detalles, por eso, las pastas pesadas sólo reproducen detalles de 75µm.
- **Biológicamente compatible con los tejidos bucales.**
- **Recuperación elástica:** los materiales deben ser capaces de introducirse en zonas pequeñas e irregularidades, deformarse y volver a recuperar su forma cuando son retirados de la boca. A esto se llama memoria elástica.
- **Estabilidad dimensional:** un material ideal es aquel que se mantiene estable dimensionalmente en el tiempo. Es importante ya que puede pasar tiempo hasta que se vacían las impresiones. Hay materiales que en su composición llevan agua y sufren fenómenos de evaporación de la misma, distorsionando la impresión. Otros generan productos colaterales de reacción (agua los polisulfuros, etil alcohol las siliconas de



condensación, etc) que se evaporan de la superficie y alteran la impresión.

- **Fluidez y flexibilidad:** la fluidez de los materiales es necesaria para que el material pueda introducirse en todos los pequeños espacios y de esta manera reproducir los detalles. La flexibilidad es importante para facilitar la remoción de la impresión. Así por ejemplo, los poliéteres son muy rígidos pudiendo causar problemas en pacientes periodontales o en impresiones sobre implantes con zonas retentivas.
- **Tiempo de trabajo:** el tiempo de trabajo debe ser el adecuado para permitir manipular y mezclar adecuadamente el material, pero sin que sea excesivo para la rápida desinserción de la boca del paciente. Las nuevas máquinas de automezclado (ejemplo, Pentamix®, 3M ESPE) permiten mezclas homogéneas, sin poros, más rápidamente, hecho que aumenta el tiempo de trabajo.
- **Hidrofilia:** esta capacidad permite tomar impresiones en un medio húmedo como es la boca.
- **Caducidad:** es importante conocer la vida útil de los materiales para que así conserven todas sus características. Nunca se deben emplear materiales con su fecha de caducidad pasada.
- **Propiedades organolépticas:** el sabor, olor e incluso el color del material debe ser confortables para el paciente.
- **Factor económico:** los poliéteres y siliconas de adición tienen un coste similar, siendo los materiales elastómeros más caros. Las siliconas de condensación son más económicas.

Rango de precios en euros de los principales tipos de materiales de impresión

MATERIAL DE IMPRESIÓN	PRECIO
Siliconas de adición	35-130 €
Siliconas de condensación	20-70 €
Poliéteres	80-230 €
Polisulfuros	20-55 €
Hidrocoloides	6-20 €



Los principales requisitos para obtener impresiones exactas son: ^{40, 41}

- Existencia de una capa uniforme de material de impresión.
- Buena adhesión a la superficie de la cubeta.
- Uso de viscosidades óptimas. Viscosidad baja para reproducción de detalles y alta para evitar movimientos de los aditamentos.
- Adecuado mezclado para obtención de masas homogéneas.
- Vaciado de la impresión en el tiempo correcto para evitar alteraciones dimensionales.
- Manipulación del material en el tiempo adecuado para evitar distorsiones.
- Apropriados procedimientos de desinfección

1.5.2. CLASIFICACIÓN.

Los materiales de impresión se clasifican en función de su grado de rigidez o elasticidad tras su endurecimiento en la boca:

Los materiales rígidos o no elastómeros son:

- “Compuesto de impresión” (godiva)
- Oxido de Zn / eugenol
- Yeso de impresión
- Ceras de impresión

Los materiales elásticos o elastómeros se dividen:

- Elastómeros sintéticos
 - Polisulfuros
 - Siliconas (adición y condensación)
 - Poliéteres
- Hidrocoloides



- Reversibles (agar)
- Irreversibles (alginato)

En los siguientes apartados expondremos las características principales, así como las ventajas y desventajas que presentan cada uno de ellos.

1.5.2.1. RÍGIDOS O NO ELASTÓMEROS.

Este grupo de materiales se utiliza con menos frecuencia. Sin embargo, están indicados para ciertos procedimientos, por lo que es necesario tener conocimiento de ellos.

1.5.2.1.1. Yesos de impresión.

Se trata de un material cerámico, iónico y policristalino, basado en sulfato de calcio hemihidratado, que al mezclarse con agua se transforma en una masa fraguada de sulfato cálcico dihidratado. En el yeso para impresiones el fabricante incorpora aceleradores del tiempo de fraguado, antiexpansivos y aditivos para mejorar el color y sabor. Se pretende limitar su tiempo de uso en la boca y que el material sea lo más agradable posible para el paciente.

Como material de impresión de uso bucal es muy engorroso y su técnica de impresión muy complicada, por ello había estado en desuso durante los últimos 20 años.

En la actualidad se emplean en técnicas de impresión de precisión sobre implantes como elemento de ferulización de las cofias de impresión. Tiene un papel fundamental como elemento de unión en la técnica de impresión con F.R.I (férula rígida de impresión).

Como material de impresión no cumple los requisitos adecuados. Y hay que tener presente, que es necesario usar algún medio separador cuando una impresión de yeso va a ser vaciada con yeso, para evitar la unión de ambos materiales.



El yeso debe considerarse un material rígido y fraguable, de buena estabilidad dimensional, siendo características idóneas para material de ferulización en técnicas de impresión sobre implantes pero no como material de impresión por sí sólo.

1.5.2.1.2. Pasta De Óxido De Zn- Eugenol.

Es necesario contar con un material que al endurecer conserve todas sus propiedades de reproducción y sea lo suficientemente resistente en espesores delgados. Aunque es posible hacerlo con elastómeros, las pastas cinquenólicas suponen una alternativa.

Esta pasta constituye una aplicación de la mezcla de óxido de cinc con eugenol. El producto de reacción logra un material de plasticidad adecuada para la toma de impresión, capaz de endurecer mediante reacción de fraguado, y de excelente estabilidad dimensional y reproducción de detalles.

Su presentación comercial es en dos pastas de colores contrastantes para facilitar la obtención de una mezcla homogénea entre ambas. Una de las pastas contiene óxido de cinc y se denomina “pasta base”, también contiene aceites inertes, resina hidrogenada y cloruro de magnesio para acelerar la reacción.

La otra pasta contiene eugenol que, al ser líquido requiere la incorporación de rellenos (sílice) para lograr una pasta. Se suele denominar “pasta aceleradora o reactiva” y también es común que incluya en su composición aceites minerales y vegetales, resinas y bálsamos para disminuir el efecto irritante del eugenol sobre la mucosa bucal.

Este material se emplea fundamentalmente con cubetas individuales. Es pegajoso y, por tanto, esto dificulta su manipulación. Tiene buena exactitud pero es bastante quebradizo por lo que no es útil para la prótesis sobre implantes. Está indicado para rebases de prótesis.



1.5.2.2. ELASTÓMEROS.

1.5.2.2.1. Polisulfuros.

El componente base está constituido por una pasta que contiene un líquido de moléculas con grupos sulfídricos, también denominados grupos mercaptanos. Puede ser considerado como un mercaptano polifuncional al que se agregan los correspondientes rellenos y reguladores de la viscosidad.

La reacción se produce por condensación de dos grupos sulfídricos que son oxidados por un peróxido. Por lo general, se utiliza el peróxido de plomo, aunque pueden usarse otros. La citada oxidación da lugar a la formación de agua.

Si bien estos elastómeros fueron los primeros empleados en Odontología para la toma de impresiones, han sido superados por otros materiales desarrollados con posterioridad.

Es un material preciso con elevada resistencia al desgarro pero su manipulación es complicada y tiene mal olor. Presenta una baja estabilidad dimensional produciendo modificaciones que pudieran dar lugar a errores posteriores, por lo tanto, no es un material idóneo para las técnicas de impresión sobre implantes.⁴²

1.5.2.2.2. Siliconas De Condensación.

La molécula base es una molécula de silicona con grupos laterales metilo y terminales oxidrilo. Para producir el fraguado se la combina con un reactor que contiene un silicato tetraalquílico. La mezcla hace que los grupos alquílicos se condensen con los grupos oxidrilos terminales formando alcohol. Para que la reacción se produzca con rapidez y eficacia el reactor incluye un acelerador que por lo general es un octanoato de estaño.

Químicamente son polimetilsiloxanos. Su reacción de fraguado o polimerización es por condensación, ya que se forman productos colaterales. Como producto de la reacción de polimerización se obtiene caucho de silicona con propiedades elásticas y metilo o etil alcohol como producto colateral (figura 7). Este producto colateral se volatiliza siendo la causa de los cambios dimensionales de estas siliconas tras el fraguado. Por esta razón, se puede decir que tiene una estabilidad dimensional más baja en comparación con otros tipos de silicona. Presenta una fácil manipulación principalmente porque poseen un tiempo de trabajo largo. Se introdujo en la Odontología en 1955 y desde entonces no han dejado de experimentar cambios.⁴³

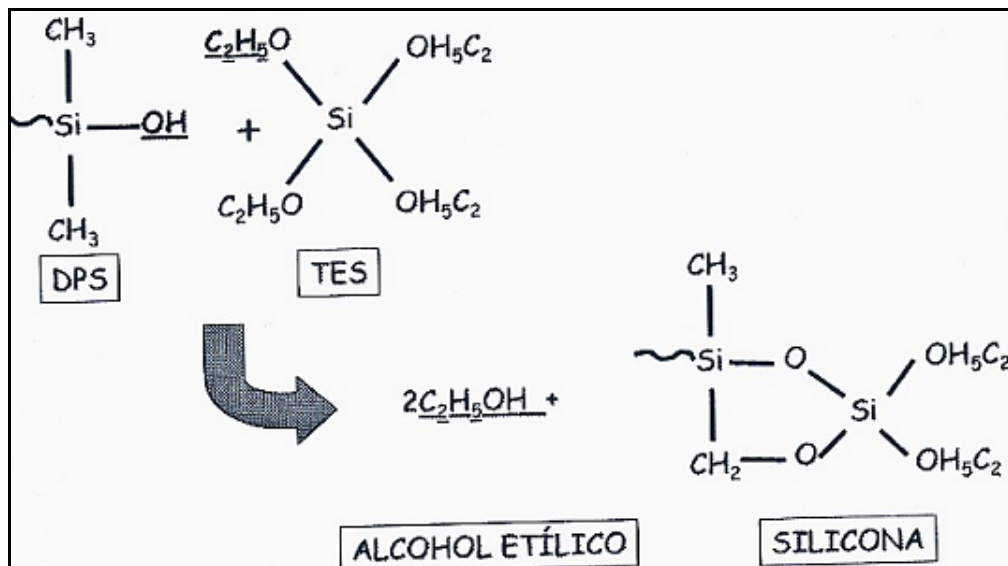


Figura 7. Productos de la reacción de polimerización.

1.5.2.2.3. Siliconas De Adición.

En estas siliconas las moléculas que constituyen la pasta base, tienen grupos terminales vinílicos en lugar de oxidrilos. Estos grupos son los que permiten producir reacciones de adición a partir de la apertura de dobles ligaduras y sin la formación de subproductos. Es la principal ventaja frente a las siliconas de condensación ya que, tras la reacción de fraguado no se producen sustancias colaterales que al perderse ocasionen cambios dimensionales. El producto final es la silicona de adición denominada polivinilsiloxano (figura 8).



Para lograr esta reacción se prepara la mezcla con otra pasta que contiene una silicona con átomos de hidrógeno en algunos laterales. Con la acción de un acelerador que habitualmente es un compuesto de platino, se logra el traslado de átomos de hidrógeno a las dobles ligaduras que así se abren. Las valencias libres que se producen en los grupos vinílicos se saturan con las que dejaron vacantes los hidrógenos y, de esta manera, las moléculas originales quedan unidas y entrecruzadas.

Por tanto, tienen buena estabilidad dimensional pudiendo vaciarse transcurridas 24 horas de la impresión con buena fiabilidad. Su tiempo de polimerización es corto y su manejo es fácil. Su viscosidad permite la reproducción con exactitud de las estructuras bucales y la posición de los implantes y se desinfecta fácilmente sin alterar sus propiedades. Tiene resistencia al desgarramiento y buena elasticidad.

Es el material que presenta menores propiedades tóxicas o irritativas para los tejidos, considerándose buena su biocompatibilidad.

Es menos rígido que el poliéster, con un sabor y olor razonable para el paciente y su coste es mayor que el de las siliconas de condensación.^{44, 45}

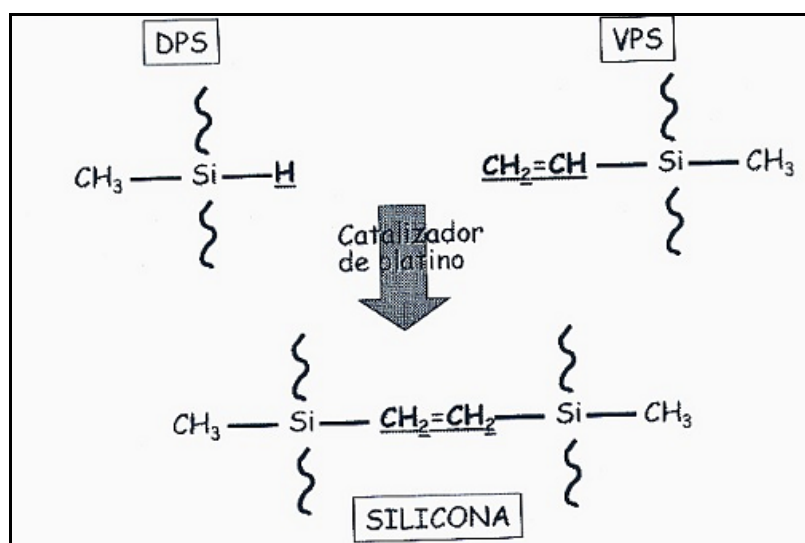


Figura 8. Producto final.



Su naturaleza hidrofóbica era una de sus desventajas, acarreado inconvenientes tanto en la toma de impresión como en el momento del vaciado. Cuando la zona a reproducir tiene humedad la silicona puede no fluir convenientemente sobre ella para reproducirla, así la impresión no tiene la fidelidad de reproducción requerida. También puede tener dificultad la mezcla de yeso con agua para fluir sobre la superficie de una impresión de silicona.

Por ello últimamente se han ido desarrollando siliconas hidrofílicas que permitan su empleo en el medio oral húmedo. Casi todas las siliconas modernas, especialmente las de adición, tienen incorporadas en su composición sustancias tensoactivas. Éstas generan cierta afinidad con el agua en la superficie y con ello se mejora la capacidad de reproducir los detalles y transferirlos a un modelo de yeso (Chee y cols.46).

Aún así, hay que afirmar que las siliconas de adición convencionales son extremadamente estables dimensionalmente, sufren cambios del 0.1% en las primeras 24 horas y después de este tiempo el material permanece estable a lo largo del tiempo.

Forrester-Baker y cols.² evaluaron en su estudio la exactitud dimensional de tres siliconas de adición y los modelos obtenidos de las mismas. Se emplearon dos siliconas hidrofílicas y una convencional o hidrofóbica. Se analizó primero las impresiones y posteriormente los modelos. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de siliconas de adición (hidrofilas e hidrófobas).⁴⁷

Junto con los poliéteres, son los dos materiales más utilizados para la toma de impresión en prótesis sobre implantes.

1.5.2.2.4. Poliéter.

Es un polímero, cuyo uso para la toma de impresiones en Odontología surgió en la las década de 1960. La base es el polímero de un éter con grupos

terminales cíclicos, grupos iminos. Contiene también los rellenos y reguladores de consistencia necesarios.

El reactor que genera la ruptura de los anillos, y así la polimerización y entrecruzamiento, es un sulfonato alquílico. La reacción de fraguado del poliéter es una reacción de adición porque no se forman productos colaterales (figura 9).

Presenta una contracción de polimerización muy baja y una excelente estabilidad dimensional, lo que lo convierte en un material bastante exacto y preciso. Su polimerización es rápida pudiendo considerarlo como una ventaja para el paciente, pero en ocasiones el tiempo de trabajo es demasiado corto. Tiene una gran rigidez siendo una característica fundamental para evitar movimientos de los transfers de impresión, aunque a veces puede originar problemas al retirar la impresión de la boca pudiendo hacer que se desgarre o causar problemas en dientes periodontales.

Su coste es elevado en comparación con otros materiales elásticos pero ofrece muy buenos resultados como material de impresión. Es el más utilizado en prótesis sobre implantes junto con las siliconas de adición.

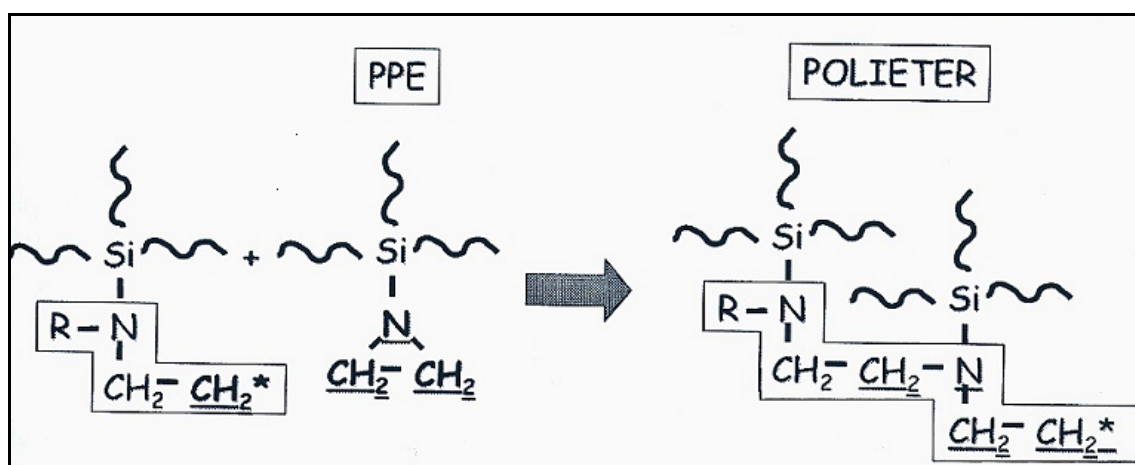


Figura 9. Reacción de fraguado del poliéter



1.6. CUBETAS DE IMPRESIÓN

Una cubeta de impresión tiene la finalidad de llevar el material de impresión a la cavidad bucal y permitir la adaptación del mismo sobre las superficies del campo operatorio a reproducir.

Las primeras cubetas metálicas datan de 1820 en Francia de la mano de Cristote Delabarre, siendo mejoradas en Estados Unidos en 1857 por Charles Stent. Las primeras cubetas individuales descritas en 1851 por Nelson Goodyear eran de caucho vulcanizado y fueron progresivamente reemplazadas por las de resinas acrílicas a partir de 1940.⁴⁸

Las cubetas se pueden clasificar en función del material en el que están fabricadas o en función de si se encuentran o no, especialmente adaptadas para el sustrato sobre el que van a actuar. Se pueden, por tanto, distinguir en dos tipos:

- Cubeta estándar.
- Cubeta individual.

1.6 1. CUBETA ESTANDAR

Son cubetas comercializadas en diversos tamaños. Su uso está especialmente indicado para la toma de impresión en casos de rehabilitaciones fijas totales o parciales, siempre que se utilicen cofias de reposicionamiento; no se emplean en general cuando se realizan prótesis mucosoportadas.

Las cubetas metálicas estándar presentan gran rigidez y son muy retentivas lo que contribuye a la estabilidad de la impresión. Se esterilizan en autoclave permitiendo su empleo muchas veces y con diferentes pacientes (figura 10). En cambio, la cantidad de material de impresión a utilizar es siempre mayor con el consiguiente gasto económico.

Dentro de este tipo de cubetas también podemos incluir las cubetas estándar de material plástico (llamadas por algunos autores como individualizables), son cubetas prefabricadas de diversos tamaños y que su material de confección permite que puedan ser perforadas (figura 11). Esto hace que sea posible su uso en casos en los que se utilicen cofias de transferencia directas, también son retentivas pero no presentan tanta rigidez como las metálicas.⁴⁹

En los últimos años se han diseñado unas cubetas metálicas, también en diversos tamaños, con diversas piezas desmontables para poder tomar impresión sobre implantes con cofias de transferencia directa; sin tener que perforar la cubeta y pudiendo emplear cubetas metálicas (figura 12).



Figura 10. Cubetas metálicas.



Figura 11. Cubetas de plástico.



Figura 12. Cubeta metálica con piezas desmontables.

1.6.2. CUBETA INDIVIDUAL

Son cubetas fabricadas específicamente para cada caso. Se emplean, en general, para la toma de impresión en rehabilitaciones mucoimplantosoportadas y siempre que se usen cofias de arrastre al tomar la impresión, pues será necesario perforar la cubeta por lugares determinados. También se pueden utilizar en cualquier tipo de rehabilitación fija con cofias de reposicionamiento si es la preferencia del profesional.

Para su elaboración es necesario un modelo primario elaborado a partir de una impresión de alginato, sobre el que se diseña y confecciona la cubeta individual, generalmente de resina acrílica auto o fotopolimerizable. Es importante que las cubetas tengan suficiente rigidez para evitar deformaciones del material de impresión (grosor de resina de 2-3 mm). Al construir la cubeta debe prepararse un alojamiento para los transfers de impresión que se colocan sobre los implantes y el espacio libre que debe quedar para el material de impresión entre la cubeta y los dientes o las cofias de impresión debe ser de 2 a 3mm. La cubeta debe de tener suficiente extensión para recoger bien todos los tejidos pero sin aplastar o modificar los mismos. A este tipo de cubetas se le exige otra serie de requisitos como que su proceso de elaboración sea lo más sencillo posible y que permita poder ser recortada y perforada fácilmente con una fresa. Es importante no olvidar que los bordes y las superficies deben de ser suaves y romas para evitar molestias en el paciente (figura 13).

La cubeta individual mejora la precisión de las impresiones con materiales elásticos. Limita el volumen de material utilizado y reduce por tanto dos fuentes de error: la contracción debida a la polimerización y la contracción térmica. Al reducir el material de impresión se reducen los gastos derivados. Éstas cubetas son de un solo uso.^{31, 50}



Figura 13. Cubeta individual.

A priori se piensa que el empleo de una cubeta a medida puede dar lugar a impresiones más precisas. Se ha comprobado que una inadecuada capa de material elastómero en una cubeta puede reducir la exactitud de la impresión. Por esto, Burns y cols.⁵¹ elaboraron un estudio para determinar si las cubetas individuales eran más precisas que las estándar. Para ello, se utilizaron cubetas prefabricadas de policarbonato e individuales de acrílico adaptadas a un modelo previo creando el mismo espacio en ambas para el material de impresión. Se obtuvo que las medidas de exactitud de las impresiones fueron menores con las cubetas prefabricadas que con las individuales. El estudio determinó mejores resultados con las cubetas individuales con el mismo grosor de material de impresión.

Christensen en sus estudios de 1992 y 1994^{52, 53} ya opinaba que el uso de cubetas individuales aportaba buenos resultados ya que están adaptadas al



paciente y requieren menos gasto de material de impresión. Su confección con resinas fotopolimerizables es rápida y sencilla permitiendo confeccionar una cubeta en escasos minutos y eliminar los inconvenientes de las resinas autopolimerizables. La reducción de material de impresión reduce gastos haciendo en muchos casos que resulten más baratas que las prefabricadas.

Orozco Varo y cols. en 2006 ⁴⁸, realizaron un estudio comparativo entre las distintas cubetas que se pueden emplear en implantoprótesis y concluyeron que las cubetas mejor valoradas fueron las individuales diseñadas por el clínico en acrílico auto o fotopolimerizable.

Mientras algunos autores (como Thongthammachat y cols o Frank y cols en 2002) ^{54, 55} piensan que influye más el material de impresión utilizado que la propia cubeta en sí, otros (Ceyhan en 2003) ⁵⁶ por el contrario encuentran que el material y el tipo de cubeta utilizado influyen conjuntamente para obtener unos modelos lo más exactos posibles.

1.7. MODELOS EN IMPLANTES

El modelo obtenido de la impresión pasaría a ser el modelo maestro sobre el que se va a elaborar la prótesis sobre implantes en el laboratorio, por lo que también se debe prestar interés al mismo.

Se clasifican empleando distintos criterios. Según el tipo de análogo que lleve incorporado el modelo de yeso podemos tener un modelo con implantes o modelos con pilares.

Al ser la emergencia de los implantes casi siempre submucosa, será necesaria la elaboración de un modelo de tejidos blandos que reproduzca en algún material elástico la morfología de los tejidos periimplantarios; esta parte debe ser retirada del modelo permitiendo el acceso directo a los análogos.

Los modelos, según su composición de materiales, se pueden dividir en dos: modelo estándar o duro (exclusivamente de yeso) y modelo de tejidos blandos o de encía blanda (figuras 14 y 15).



Figura 14. Modelo estándar o de escayola.



Figura 15. Modelo de tejidos blandos.

1.7.1. MODELO ESTÁNDAR

Es un modelo constituido exclusivamente de yeso, también se denomina modelo duro. La secuencia de vaciado es la siguiente:

1. En caso de prótesis mucosoportada se encofrará la impresión para delimitar y respetar el sellado periférico, y facilitar las maniobras de vaciado.
2. Colocación de los análogos de laboratorio. En el caso de que se usen cofias de reposicionamiento, se recolocarán los complejos cofias-análogos en la impresión prestando especial atención a que se



recoloque adecuadamente en la huella de la impresión, y garantizando la estabilidad dentro de la misma. Si se usan cofías de arrastre, se fijarán los análogos a las cofías que quedaron incorporadas en la impresión con sus tornillos correspondientes.

3. Inmovilización del análogo.
4. Vaciado en escayola piedra mejorada y obtención del modelo con los análogos incorporados en el yeso.

1.7.2. MODELO DE TEJIDOS BLANDOS

Es un modelo de yeso que tiene incorporados los análogos y que reproduce los tejidos periimplantarios con un material elástico, generalmente silicona. En prótesis fija convencional se conoce con el nombre de máscara gingival o modelo de encía blanda y puede ser retirada del modelo para facilitar la manipulación de pilares y permite el control del perfil de emergencia.

Hay dos técnicas distintas para la confección de estos modelos:

- **TÉCNICA DIRECTA (CLÍNICA).**

1. Posicionamiento del análogo según la técnica de impresión utilizada e inmovilización del mismo.
2. Vaciado en material elástico de la mucosa periimplantaria. Se encofra con una matriz que limite la zona específica, se aplica separador que impida la unión de la silicona que hace de encía blanda con el material de impresión y a continuación se aplica el material de vaciado de encía blanda.
3. Vaciado del resto de la impresión con escayola piedra.
4. Finalmente, obtenemos un modelo con los análogos incorporados en el yeso y con la mucosa que los rodea vaciada en material blando y retirable.



▪ **TÉCNICA INDIRECTA (LABORATORIO).**

1. Preparación de un modelo estándar.
2. Elaboración de una llave de silicona pesada de la zona que se desea reproducir con material de tejidos blandos.
3. Recortado de la zona que se desea sustituir por la máscara gingival.
4. Aplicación de separador.
5. Perforación de la llave de silicona pesada para introducir el material.
6. Inyección del material de réplica de tejidos blandos una vez adaptada la llave al modelo.
7. Recortado de los excesos.
8. Obtención de un modelo con los análogos y la réplica desmontable de los tejidos blandos periimplantarios.

El correcto vaciado de la impresión en escayola es un paso que suele ser a menudo menospreciado en el procedimiento de la obtención de un buen modelo de implantes.

La escayola empleada en el vaciado de modelo para prótesis sobre implantes debe tener la menor expansión posible y ser muy resistente para evitar deterioros durante los procedimientos de laboratorio. Hussaini ²⁶ comprobó en su estudio, que el vaciado es un paso fundamental y que son útiles ciertas modificaciones para conseguir mejores resultados. Su técnica consistía en que aplicaba escayola alrededor de los análogos y una vez fraguada cortaba y eliminaba la unión de escayola entre las réplicas para volver añadir escayola y así unir de nuevo las zonas de separación. Observó que los análisis de las estructuras fabricadas sobre modelos obtenidos con estos vaciados eran más exactos (ajustes en las estructuras de 20-30 μ m frente a 82-139 μ m de las técnicas convencionales).



Se ha estudiado de manera repetida que el vaciado, la técnica empleada y el sistema de individualización de modelos permiten encontrar diferencias en cuanto a la exactitud de los mismos. Wee ⁵⁷ evaluó tres sistemas de individualización de modelos y obtención de elementos removibles, Vigolo ⁵⁸ evaluó tres y Serrano y cols., ⁵⁹ otros cuatro. Las secciones realizadas en los modelos para disminuir la expansión de la escayola sólo la reducía en 0.056% y el empleo de sistemas para individualizar elementos protésicos da buenos resultados, pero los sistemas removibles son unos mejores que otros.

Debido a las expansiones y distorsiones de la escayola, Wise y cols. ²² determinaron que a distancias entre réplicas de 41-23 mm se producen diferencias en el modelo con el original de 28-38µm, y que a mayor distancia las discrepancias pueden ser mayores, lo que hace que la expansión de la escayola produzca inexactitudes respecto a los originales. Propuso un estudio en el que se pretendía evaluar in Vitro el ajuste de una estructura sobre implantes en función de utilizar una escayola convencional (con una expansión de 0.08%) y una de mínima expansión (de 0.02%). Los resultados fueron que con la escayola de mínima expansión se obtenían menores discrepancias.

Willers y cols., ⁶⁰ afirmaron que los materiales convencionales para modelos, los yesos, pueden cambiar dimensionalmente durante la fase de preparación de la estructura sobre implantes. La elaboración de la estructura lleva días y en este tiempo actúan diferentes temperaturas y medios sobre el modelo de implantes. Por ello, realizaron un estudio comparativo entre cinco materiales para evaluar la estabilidad del modelo. Los materiales utilizados fueron: yeso natural, yeso natural reforzado con resina, yeso sintético, resina epóxica combinada con yeso reforzado y bloque de metal melotte con base de yeso reforzado.

Concluyeron que el yeso natural reforzado presentaba mayor estabilidad que los yesos naturales y sintéticos puros. Por lo tanto, Willers y cols. ⁶⁰ recomiendan para la elaboración de pequeñas estructuras sobre implantes,



modelos de yeso reforzado con resina y para mesoestructuras y supraestructuras, modelos de resina epóxica en secciones de yeso natural reforzado.

CAPÍTULO 2

JUSTIFICACION Y OBJETIVOS



2.1. JUSTIFICACIÓN.

Los implantes suponen hoy en día una alternativa de elección para la rehabilitación del paciente total o parcialmente edéntulo. Un aspecto básico para el éxito con prótesis sobre implantes es el ajuste pasivo. El ajuste pasivo es siempre importante y es más difícil de lograr con estructuras atornilladas que con cementadas.

Para conseguir finalmente este ajuste pasivo es vital transferir la posición tridimensional del implante al modelo de trabajo, jugando, por tanto, un papel fundamental las impresiones.

Existen múltiples estudios acerca de la fiabilidad de los modelos obtenidos en función de la técnica de impresión empleada. Incluso se han ido introduciendo modificaciones de las mismas, como ferulización de las cofias de transferencia con acrílico o con escayola en la técnica directa. Todo ello, con el objetivo primordial de transmitir de la manera más exacta posible la posición de los implantes, evitando distorsiones durante la técnica de impresión y así conseguir un ajuste pasivo, que conlleve al éxito en nuestras prótesis sobre implantes.

Como ya se dicho anteriormente, existe una gran controversia sobre qué técnica de impresión es más fiable. Debido a que no hay consenso entre los distintos autores, no podemos afirmar cual es la técnica de impresión que aporta mayor fiabilidad.

Consideramos que la toma de impresión es un paso fundamental y por ello, es necesario realizar un estudio comparativo para determinar la fiabilidad de las técnicas de impresión sobre implantes.



Los estudios in Vivo permiten aproximarse lo máximo posible a la realidad pero introducen una serie de variables que no pueden ser controladas y estandarizadas. Con los estudios in Vitro se pierde información y no se valoran todos los aspectos que pueden influir en la práctica clínica pero permiten estandarizar parámetros, realizar comprobaciones y aumentar el número de muestras. Por eso, la mayoría de los estudios sobre este tema son in Vitro.

En nuestro caso, se propuso la realización de un estudio in Vitro a partir de un modelo maestro de prácticas de implantología confeccionado en materiales plásticos y con encía artificial. Esto nos permitió establecer comparaciones a partir de los resultados obtenidos, con el resto de estudios in Vitro realizados a lo largo de los años, que además son la mayoría de los disponibles en la literatura científica.

Debido al auge de los tratamientos sobre implantes hay multitud de marcas en el mercado, sin embargo, los mecanismos para la toma de impresión son similares. Un aspecto importante, es simplificar los procedimientos en cuanto a las prácticas clínicas, ya que a mayor sencillez y menor número de pasos, menor será la posibilidad de introducir errores.

Numerosas casas de implantes utilizan el transportador de implantes como aditamento que tiene como única misión facilitar la manipulación e inserción quirúrgica del implante en el lecho óseo. Sin embargo, algunas casas comerciales consideran que realizar un transportador de implante que integre otras funciones como servir de transfer de impresión, tornillo de cicatrización, pilar provisional o incluso como pilar protésico, es un procedimiento que facilita la implantología y ahorra costos^{61, 62}. Por esta razón decidimos utilizar el sistema Zimmer (Zimmer Dental, Carlsbad. U.S.A) de implantología, que integra en un solo elemento un transportador de implante que sirve sin mayores modificaciones como transfer de impresión de cubeta cerrada e incluso de cubeta abierta, siendo además tallable y utilizable como pilar protésico. La



utilización básica de un mismo diseño de transfer para las técnicas de impresión nos permitirá evaluar en igualdad de condiciones, la idoneidad de su diseño para diversas técnicas de distinta filosofía.

En este estudio se determinó comparar cuatro técnicas de impresión, empleando el mismo transfer pero con distintas modificaciones, para determinar si alguna de ellas daba como resultado modelos de implantes más exactos para la confección de nuestras prótesis implantosoportadas con ajuste pasivo. Las técnicas de impresión fueron: cubeta cerrada o técnica indirecta; técnica de cubeta abierta o directa; técnica de cubeta abierta con ferulización de los transfers con acrílico autopolimerizable y técnica de cubeta abierta con ferulización con F.R.I. Cada una de ellas se explicará con más detalle en el próximo capítulo.

Por otro lado, se consideró que la angulación y profundidad de los implantes podrían ser factores importantes a tener en cuenta en las técnicas de impresión. De modo que la profundidad influirá en tener más o menos porción de transfer sumergido en el material de impresión, y por tanto podría condicionar movimientos del mismo. Y de otro lado, la inclinación podría dificultar tanto el posicionar los transfers correctamente, como la necesidad de modificar los mismos por su enfrentamiento y dificultades en el adecuado paso del material de impresión y consiguiente reproducción de estructuras. Debido a todo esto, en este estudio se determinó valorar la influencia de la angulación y la profundidad. Por ello, se dispusieron los implantes en el modelo maestro en diversas posiciones respecto a la encía y diferentes angulaciones. Cada una de ellas se explicará con detalle en el próximo capítulo.

2.2. OBJETIVOS.

El objetivo general del presente estudio es determinar qué técnica de impresión es la más fiable y por tanto, la más adecuada para su uso en clínica.



La fiabilidad es entendida como la **exactitud** (la capacidad de una técnica de lograr que los modelos obtenidos reproduzcan fielmente la posición de los implantes del modelo maestro) y la **precisión** (capacidad para que en cada uno de los modelos de cada técnica empleada no difiera el uno del otro) del procedimiento.

Para ello se realizó una valoración objetiva de cuatro técnicas de impresión para prótesis sobre implantes: técnica indirecta o de cubeta cerrada, técnica directa o de cubeta abierta, técnica directa con ferulización y técnica F.R.I.

Por otra parte, se propuso una valoración subjetiva de dicha fiabilidad por parte de dos operadores distintos, mediante la verificación del ajuste pasivo de una estructura metálica realizada a partir del propio modelo maestro.

Dichos objetivos generales quedan matizados en los siguientes objetivos específicos:

1. Determinar la posición espacial de los implantes medida en los ejes X, Y y Z para el modelo maestro y para los modelos obtenidos de cada una de las técnicas de impresión y convertir los valores X, Y y Z obtenidos en un valor de distancia entre dos implantes, mediante el uso de una fórmula euclídea.
2. Comparar la fiabilidad intra-técnica. Es decir, que los resultados obtenidos para cada modelo dentro de una misma técnica, muestran valores similares.
3. Comparar la fiabilidad inter-técnica. Es decir, el grado de coincidencia en los valores obtenidos por cada una de las técnicas entre sí, así como su coincidencia con los valores obtenidos por el modelo maestro.



4. Evaluar si la inclinación o profundidad a la que se encuentran situados los implantes, es un factor que pudiera influir sobre la fiabilidad de las distintas técnicas de impresión utilizadas.
5. Analizar los datos obtenidos mediante la evaluación subjetiva realizada por los dos operadores. Valorando su grado de acuerdo intra e interoperador, así como su correspondencia con los datos obtenidos mediante la fórmula euclídea.

2.3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.

Los objetivos anteriormente expuestos se expresaron en las siguientes hipótesis nulas (H_0):

- Los cinco modelos obtenidos con cada una de las cuatro técnicas presentan valores de posición espacial similares, existiendo fiabilidad dentro de cada una de las cuatro técnicas de impresión, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre cada uno de los modelos.
- No existen diferencias estadísticamente significativas entre el modelo maestro y las cuatro técnicas de impresión empleadas.
- No existen diferencias estadísticamente significativas al comparar las cuatro técnicas de impresión entre sí.
- No existen diferencias estadísticamente significativas en la fiabilidad de reproducción espacial de cada uno de los implantes en función de su angulación o profundidad.
- No existe diferencias estadísticamente significativas del ajuste de la estructura metálica en los modelos de cada una de las cuatro técnicas de impresión según la valoración de los dos operadores.

CAPÍTULO 3

MATERIAL Y METODO



3.1. CONFECCIÓN DEL MODELO EXPERIMENTAL.

Se utilizó como modelo un tipodonto para prácticas implanto-protésicas (Implant Bone, Argentina), un maxilar parcialmente desdentado fabricado en resina y con 3mm de encía blanda. La localización de los dientes remanentes era en posición 27 y 28. En él se distribuyeron 6 implantes Screw-Vent® (Zimmer Dental, Carlsbad. U.S.A). Dos de ellos con una angulación de 0°, otros dos con una angulación de 15° y los dos últimos con una de 30° (figuras 16, 17 y 18).

Las fijaciones se instalaron mediante la utilización de una guía metálica adaptada a la zona vestibular del maxilar, que ayudaba a conseguir las angulaciones requeridas. Esta guía fue desarrollada por Paulo Maló para Nobel Biocare⁶³⁻⁶⁷, al efecto de emplearla en su técnica de colocación de implantes a 30° de inclinación. De esta manera, las marcas paralelas permiten colocar implantes totalmente paralelos mientras que las diagonales que se forman entre dichas marcas, permiten colocar implantes a 30° de divergencia (figura 19).

Además de la distinta angulación, la cabeza de los implantes se situó a diferente profundidad con respecto a la situación de la encía (figura 20).

La siguiente tabla muestra las características espaciales finales de cada implante colocado:

NÚMERO	LOCALIZACIÓN	INCLINACIÓN	SITUACIÓN RESPECTO ENCÍA
1	A nivel del 22	0°	3mm subgingival
2	A nivel del 24	15° hacia mesial	1mm subgingival
3	A nivel del 26	30° hacia mesial	0mm
4	A nivel del 12	0°	3mm subgingival
5	A nivel del 15	15° hacia mesial	1mm subgingival
6	A nivel del 17	30° hacia mesial	0 mm

Tabla 1. Características espaciales finales.

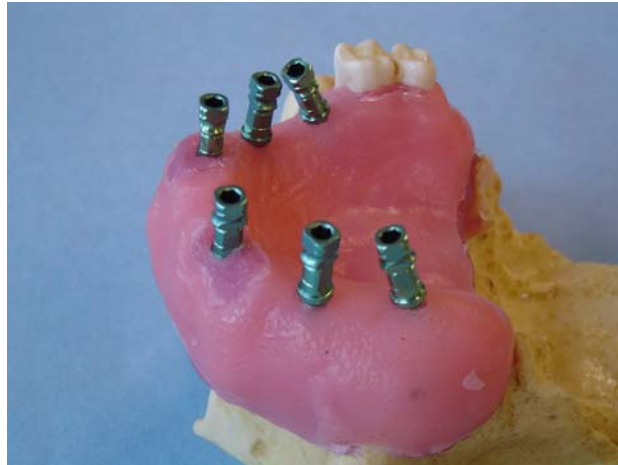


Figura 16. Visión lateral del modelo maestro donde se aprecian las diferentes angulaciones de los transportadores

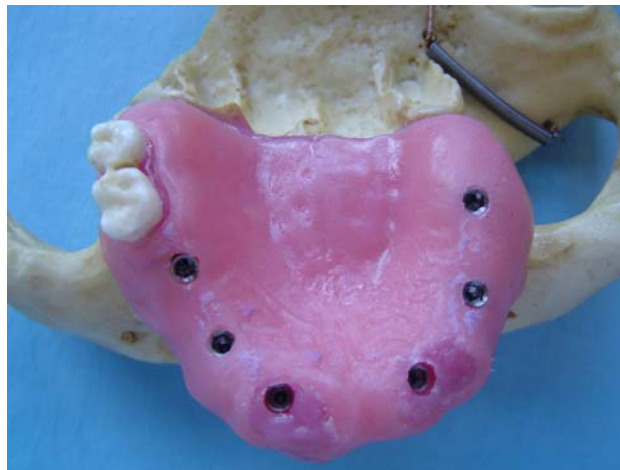


Figura 17. Visión oclusal del modelo

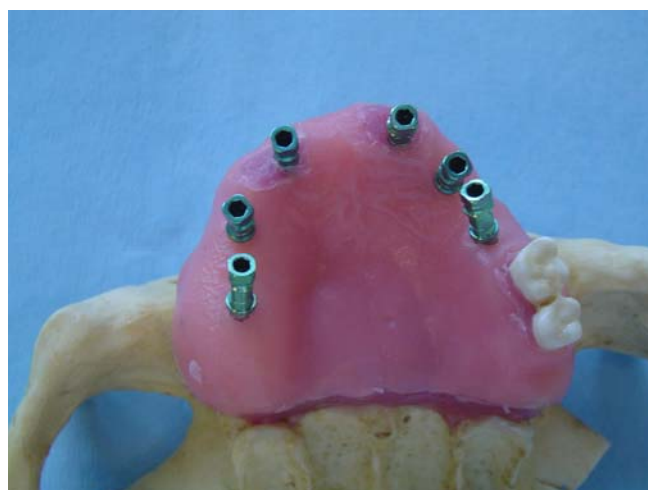


Figura 18. Visión oclusal con transportadores.

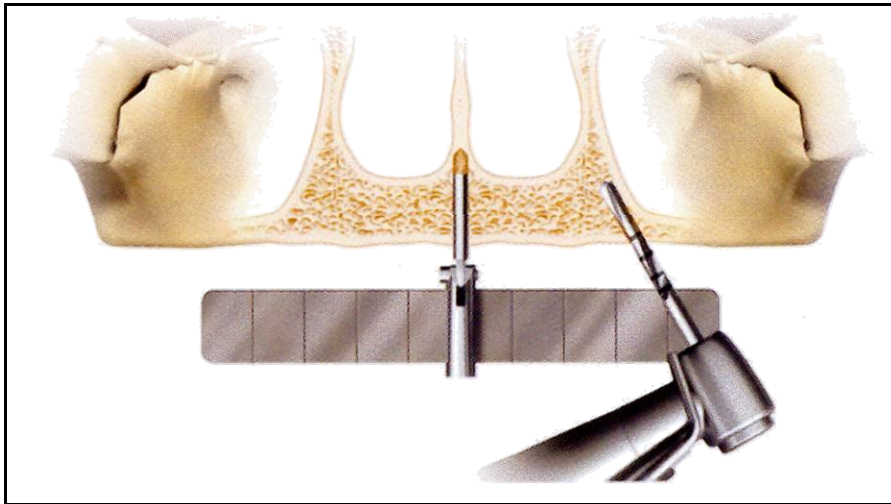


Figura 19. Técnica de Maló.

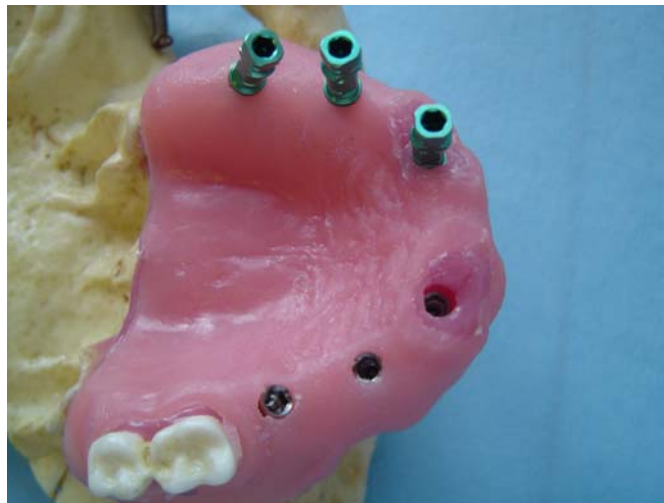


Figura 20. Detalle de las distintas profundidades de los implantes.

3.2. ELECCIÓN DE LAS CUBETAS.

Se emplearon cubetas “Position®” de 3M ESPE® (Minnesota, EEUU) de tamaño medio, que era el más adecuado para nuestro modelo (figura 21). Al ser de plástico, dichas cubetas permitían ser perforadas para su empleo en la técnica de cubeta abierta. Estas cubetas fueron elegidas porque a pesar de ser de material plástico y permitir su perforación, presentan una elevada rigidez y capacidad de retención del material, para su uso en cualquier técnica de impresión sobre implantes. Aún así, se utilizó adhesivo para mejorar la unión del material de impresión con la cubeta.

El empleo de dichas cubetas pretendía evitar sesgos, es decir, no establecer ningún elemento diferenciador entre los elementos empleados en las técnicas de impresión, para que las posibles diferencias entre ellas sean inherentes a la propia técnica, y no a elementos externos. Así, las cubetas utilizadas en el estudio eran las mismas pero se perforaban o no según la técnica de impresión que se fuera a realizar. Los orificios de acceso de la cubeta se realizaron con una fresa de carburo de tungsteno y pieza de mano en el laboratorio.



Figura 21. Cubeta con adhesivo

3.3. TOMA DE IMPRESIÓN.

Se eligió como material de impresión un poliéter de nueva generación de consistencia regular (Impregum®, 3M ESPE). Dicho material presenta como características:

- Tixotropía.
- Buen tiempo de trabajo y fraguado.
- Retirada sencilla.
- Rigidez.
- Buen sabor.
- Flexibilidad.



Para su mezcla se utilizó un dispensador automático (Pentamix®, 3M ESPE) con el objetivo de poder estandarizarlas todas. El poliéter se inyectó alrededor de los transfers de impresión con una jeringa y se aplicó en la cubeta con el mismo dispensador. Se mantuvo el material de impresión cinco minutos, según las recomendaciones del fabricante antes de retirar la impresión del modelo maestro.

Previamente a cada impresión se aplicó saliva artificial (Kin Hidrat® Spray Laboratorios Kin S.A. y Xerostom® Spray Bucal Laboratorios Biocosmetics) sobre el tipodonto para simular lo máximo posible la situación bucal. Uno de los problemas de la toma de impresiones es que la boca es un medio húmedo y la presencia de saliva puede alterar la reproducción de detalles e impedir que el material de impresión fluya correctamente por todas las superficies bucales.

Se propuso la realización de 4 técnicas de impresión distintas y se efectuaron 5 impresiones por técnica. Las técnicas de impresión empleadas fueron tres técnicas de cubeta abierta con diferentes modificaciones (sin ferulización, ferulización con resina y ferulización con escayola) y una de cubeta cerrada. La tabla 2. muestra la denominación utilizada para cada grupo.

TÉCNICA BÁSICA	FERULIZACIÓN	MATERIAL UTILIZADO	DENOMINACIÓN FINAL
Cubeta cerrada	No		c. cerrada (cc)
Cubeta abierta	No		c. abierta (ca)
Cubeta abierta	Si	Duralay	Duralay (D)
Cubeta abierta	Si	Escayola	F.R.I. (F.R.I.)

Tabla 2. Denominación de cada grupo.

Sistemática de obtención de cada uno de los grupos:

- **Cubeta cerrada (cc).** En la cubeta sin modificar se depositó el material de impresión distribuyéndolo de manera uniforme y progresiva con el dispensador. Se aplicó también material alrededor de las cofias de transferencia con una jeringa preparada para tal fin. Se situó la cubeta sobre el modelo maestro con sus transfers de impresión con tornillo corto (es decir, el tornillo que viene con el transportador que empleamos como cofia de transferencia). Una vez fraguado el material, se retiró la impresión y se desenroscaron los transfers del modelo maestro. Se atornillaron las réplicas a los mismos y se reposicionaron en conjunto dentro de la impresión (figuras 22, 23, 24 y 25). En esta técnica no es necesario ninguna adaptación del transfer; se atornilla al implante y se toma al impresión, luego se retira, se acopla a su análogo y se reposiciona. Se obturan las cabezas de los transfers para evitar que penetre a ese nivel el material de impresión y facilitar posteriormente el reposicionamiento del complejo transfer-análogo. El ajuste del transfer al implante, en el caso del implante Screw-Vent®, se mantiene de la misma manera con el análogo del mismo y su reposicionamiento, debido a su morfología, es muy sencillo.

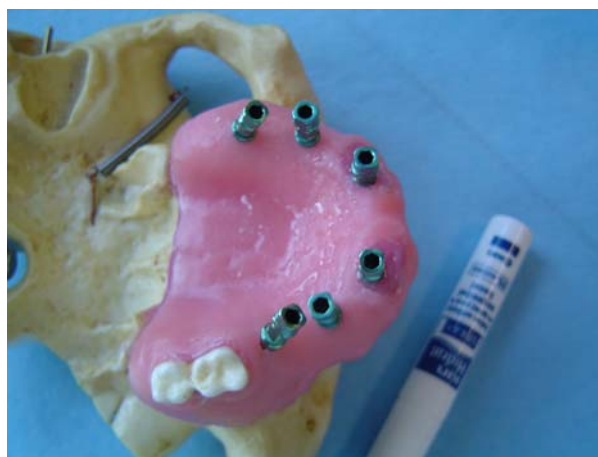


Figura 22. Técnica cubeta cerrada.



Figura 23. Impresión con técnica "cc". Huellas de los transfers.



Figura 24. Unión del transfer con su análogo.



Figura 25. Transfers reposicionados.

- **Cubeta abierta (ca).** En el modelo maestro se posicionaron las cofias de transferencia con tornillos largos. Se perforó la cubeta por las zonas de emergencia de dichos tornillos. Se aplicó el material de impresión en la cubeta y alrededor de las cofias de transferencia, igual que en el caso anterior. Una vez fraguado el material, se procedió a desenroscar los tornillos de los transfers de impresión a través de los orificios realizados en la cubeta para tal fin (figuras 26 y 27). Se retiró la impresión con los transfers incorporados en la misma y se atornillaron las réplicas de los implantes a través de los orificios de la cubeta (figura 28). Es necesario pedir tornillos de trabajo largos, diferentes al corto que viene incorporado en el transportador para la realización de esta técnica.

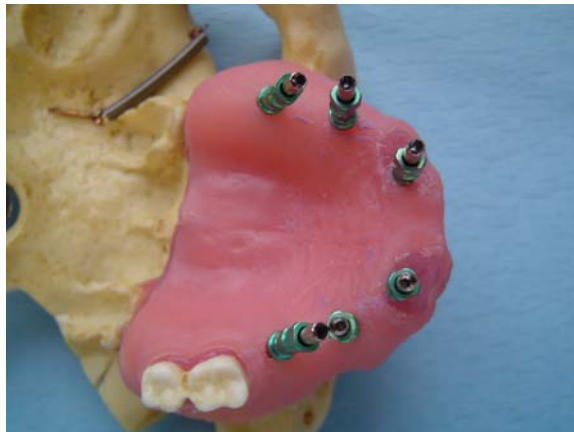


Figura 26. Transfers con tornillo largo para técnica "ca".



Figura 27. Cubeta perforada para técnica "ca".



Figura 28. Transfers arrastrados con la impresión. Se atornillan análogos.

- **Técnica de ferulización con Duralay®** (Dental Mfg. Co. Worth, Illinois)(D). Se situaron sobre el modelo maestro las cofias de transferencia con tornillo largo, para la técnica de cubeta abierta. Se unieron todas las cofias entre sí con hilo dental. A continuación se aplicó el acrílico sobre la matriz que formaba la seda dental y que enlazaba todas cofias de impresión entre sí. Una vez polimerizado el acrílico, se tomó la impresión de la misma manera que en el grupo anterior pero teniendo cuidado para que el material de impresión se introdujera por debajo de la ferulización de Duralay® (figuras 29, 30 y 31). Una vez fraguado el material, se aflojaron los tornillos de los transfers a través de la cubeta y se arrastraron todas las cofias de impresión unidas entre sí con un material rígido e incluido en el material de impresión. El resto del procedimiento se realizó de manera idéntica que en el grupo denominado “cubeta abierta”.



Fig. 29. Transfers unidos con hilo dental.

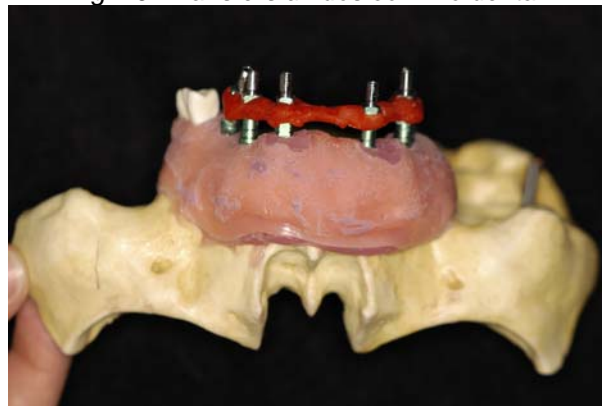


Figura 30. Ferulización con Duralay.

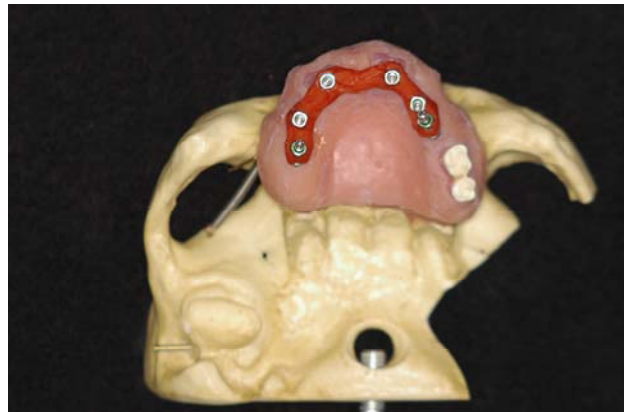


Figura 31. Ferulización con Duralay desde oclusal.

- **Técnica F.R.I. (Férula Rígida de Impresión).** Para la confección del F.R.I. se tomó una primera impresión del modelo maestro con los aditamentos para la técnica directa y una vez vaciada y creado un modelo inicial, se elaboró una estructura metálica cilíndrica individual para cada implante, alrededor de cada transfer de impresión de dicho



implante. Los cilindros de la estructura metálica se fabricaron en cobre, adaptados a cada uno de los aditamentos de impresión. Posteriormente fueron unidos entre sí con soldadura de metal fusible constituyendo una férula rígida que rodeaba a todos los transfers. En esta estructura completa y formada por cilindros metálicos unidos, los transfers de impresión quedaban centrados en relación con cada uno de los cilindros (figura 32). A continuación en el modelo inicial se unió uno de los transfers a su estructura cilíndrica correspondiente con escayola de fraguado rápido. En el modelo maestro se colocaron el resto de los aditamentos de impresión y por último el que va unido a la estructura metálica. Se fueron uniendo los demás a la misma con escayola, obteniendo una ferulización de todos los aditamentos de impresión entre sí con una estructura y un material rígidos (figuras 33 y 34). Se controló la aplicación de escayola, dejándola perfectamente adaptada a la estructura cilíndrica tanto en su zona oclusal como gingival, eliminando así el uso del dique de goma. Para ello, se fue aplicando cuidadosamente la escayola en cada uno de los cilindros de la estructura metálica prefabricada sin obturar los tornillos de los transfers y una vez endurecida se tomó una impresión de arrastre de igual modo que en la técnica “cubeta abierta”.

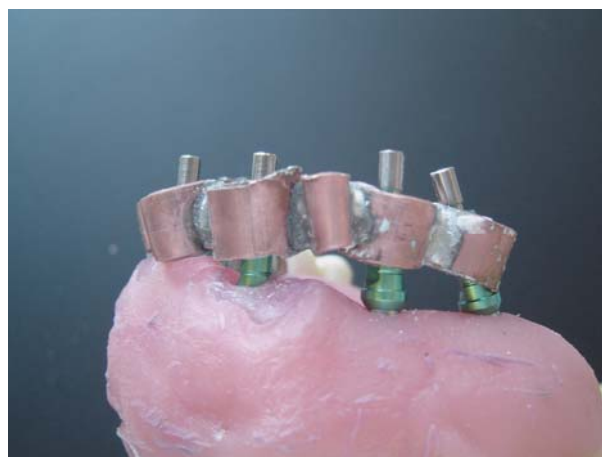


Figura 32. FRI sobre el modelo. Visión lateral.



Figura 33. FRI unido con escayola. Visión oclusal.

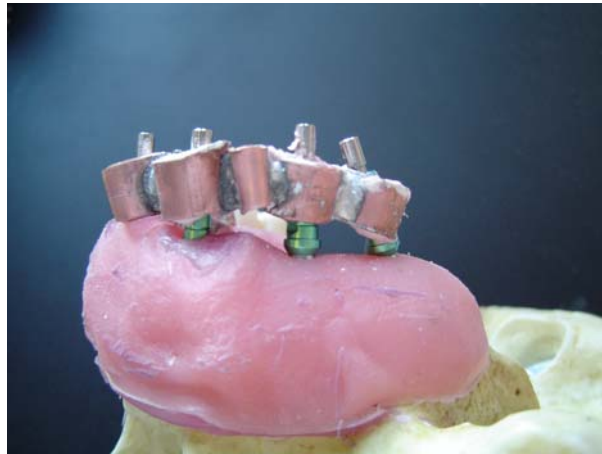


Figura 34. F.R.I unido con escayola. Visión lateral.

3.4. OBTENCIÓN DE MODELOS.

Cada impresión se vació con escayola dental tipo IV (GC Fujirock®) siguiendo las instrucciones del fabricante. Para la obtención de la escayola se utilizó una mezcladora automática al vacío (Whip-mix) durante 1 minuto (figura 35). Una hora después del vaciado se retiró el modelo, desatornillando los transfers antes de la retirada de la impresión en los casos de cubeta abierta. En los casos de cubeta cerrada se procedió a desatornillar los transfers una vez retirada la impresión.



Seguidamente, se procedió a recortar la escayola dejando un modelo redondeado, sin bordes que pudieran interferir en posteriores mediciones y adaptado a la zona bucal que queríamos reproducir. Con una base recta, adecuada para posicionar el modelo en la maquinaria medidora. (figura 36).

Se decidió no vaciar con encía blanda alrededor de los implantes para evitar posibles movimientos durante el procedimiento de vaciado y posteriormente, facilitar los procedimientos de medición.



Figura 35. Mezcladora automática de escayola.



Figura 36. Modelo de escayola.

3.5. MEDICIÓN DE LOS MODELOS.

Los 20 modelos obtenidos (cinco de cada una de las cuatro técnicas) fueron sometidos a análisis mediante la utilización de un sistema de medición tridimensional de 3 ejes (Carl Zeiss SMT, Alemania). Consistente en una máquina con un brazo móvil y en su extremo, una bola palpadora. Dicha bola, mediante unos controles, se aproximaba y entraba en contacto con la cabeza del implante sucesivas veces. En todos los modelos se introdujo un tornillo guía en cada uno de los implantes, dicho tornillo se utilizó para facilitar la acción del palpador, ya que si entraba en contacto con alguna otra zona podría dar lugar a mediciones erróneas (figuras 37, 38, 39 y 40).

Dichos contactos determinaban la posición en el espacio (coordenadas X, Y, Z) de cada uno de los implantes.

Para realizar el análisis estadístico que evaluaba el factor inclinación y profundidad se procedió a numerar cada implante y aplicarle una denominación. La tabla 3 muestra dicha asignación.



Implante	Posición	Nivel gingival	Angulación	Denominación
1	22	3mm subgingival	0°	profundo
2	24	1mm subgingival	15°	Normal
3	26	yuxtagingival	30°	Inclinado
4	12	3mm subgingival	0°	Profundo
5	15	1mm subgingival	15°	Normal
6	17	yuxtagingival	30°	Inclinado

Tabla 3. Asignaciones.

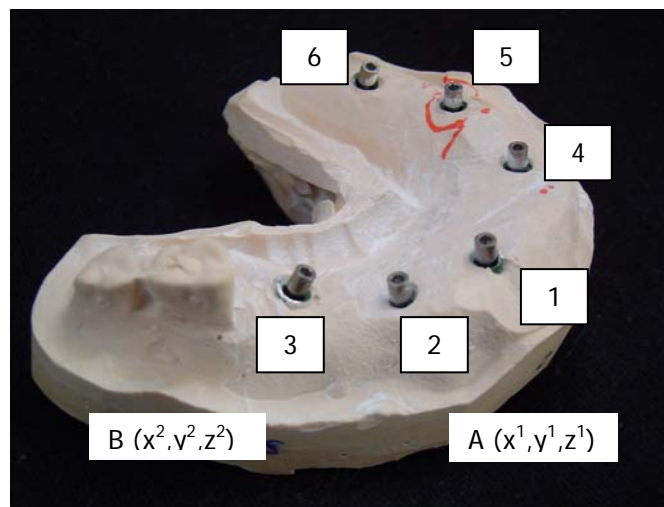


Figura 37. Modelo con tornillos guía.

Se estableció como referencia que las coordenadas del implante 1 en cada uno de los modelos fueran (0, 0, 0) y a partir de ahí se fue midiendo el resto de coordenadas.

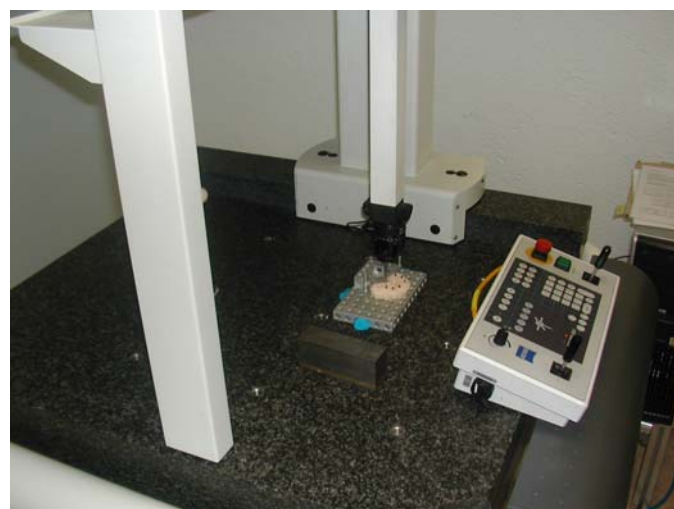


Figura 38. Medidora de coordenadas.

Los datos de las coordenadas (X, Y, Z) espaciales nos permitieron calcular las distancias entre los implantes. Para ello, convertimos los valores X, Y y Z obtenidos en un valor de distancia entre 2 implantes. Para la realización de dicho cálculo se empleó la fórmula de la distancia euclídea⁶⁸⁻⁷⁹, que es la longitud del segmento de recta que une dos puntos del espacio A(x₁, y₁, z₁) y B (x₂, y₂, z₂):

$$D = \sqrt{[(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2]}$$

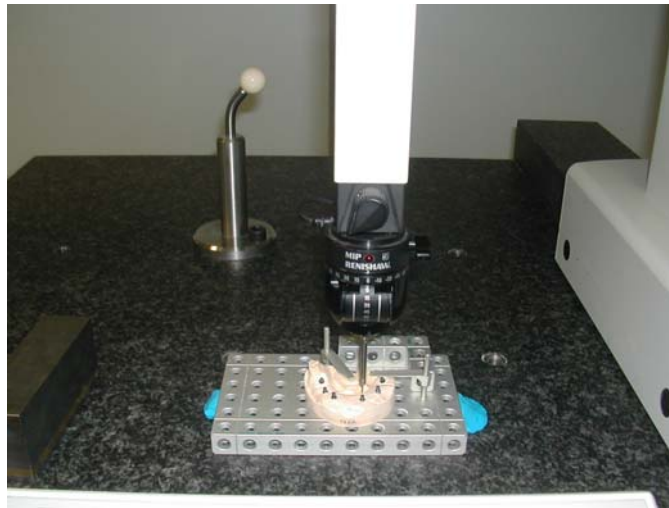


Figura 39. Máquina medidora. Extremo con bola palpadora.



Figura 40. Medidora de coordenadas midiendo modelo.

Así pues, a partir de las coordenadas, se calcularon las distancias entre el implante 1 y el 2, 3, 4, 5, y 6, entre el implante 2 y el 3, 4, 5 y 6, entre el implante 3 y el 4, 5, y 6, entre el implante 4 y el 5 y 6 y entre el implante 5 y 6. El procedimiento se realizó en el modelo maestro y para cada uno de los modelos de las cuatro técnicas de impresión (figura 41).

Se obtuvieron 120 coordenadas y 100 distancias en milímetros, que a continuación fueron analizadas como factor para determinar si diferían unas de otras en función del modelo o de la técnica. De esta manera se podría evaluar la fiabilidad de cada una de las técnicas de manera objetiva.

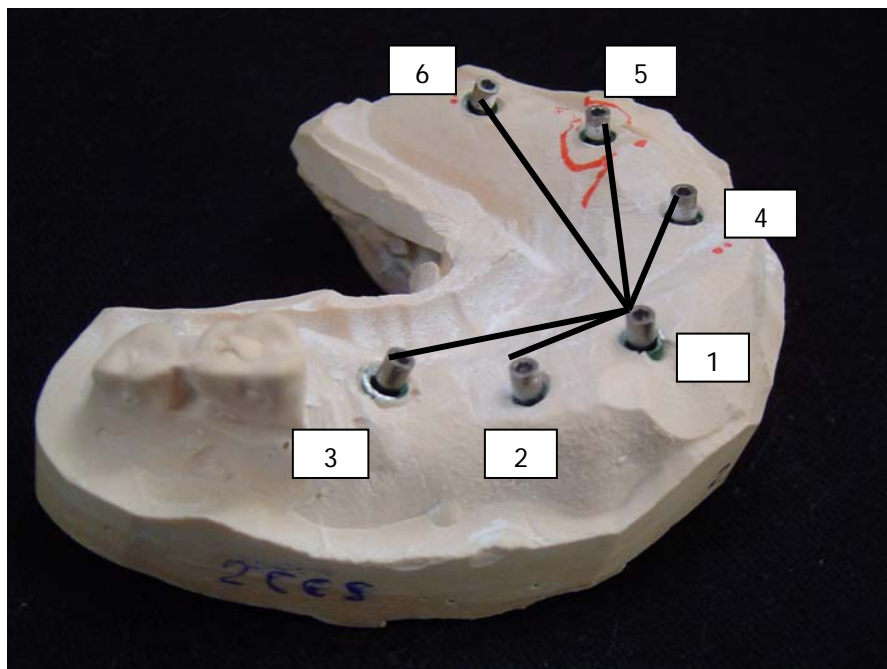


Figura 41. Distancias entre implantes.

3.6. EVALUACIÓN DE LOS MODELOS POR PARTE DE LOS OPERADORES.

Con vistas a realizar un control del ajuste pasivo de los modelos obtenidos con cada técnica, de una manera lo más parecida posible a como se realiza finalmente en la clínica diaria, se planteó la fabricación de una estructura perfectamente ajustada sobre el modelo maestro. Dicha estructura fue probada por dos operadores sobre cada uno de los 20 modelo obtenidos, aplicando en todos los casos los criterios de valoración del ajuste pasivo



contemplados en la literatura científica: prueba del tornillo único, test de resistencia del tornillo, etc.⁸⁰

Para la realización de la estructura se procedió en primer lugar a seleccionar los pilares transepiteliales adecuados para compensar tanto la situación subgingival de los implantes como su angulación.

Así pues, se midió la encía respecto al implante para dejar los pilares yuxta o supra-gingivales y se pidió pilares atornillados con la angulación y altura gingival adecuada a cada situación (2 pilares cónicos de 20° de diámetro 4,5 y altura 2mm (SCA1); 2 pilares cónicos de diámetro 4,5 y altura 3mm(TAC3); 1 pilar cónico de diámetro 4,5 y altura 2mm(TAC2); 1 pilar cónico de 4,5 de diámetro y 0,75mm de altura(TAC1)), facilitando así la confección de la estructura por parte del protésico.

Una vez colocados los pilares se confeccionó un encerado de estudio de los dientes y a continuación se tomó un molde del frente con silicona pesada. En referencia a este frente se confeccionó la barra en cera, respetando el espacio para los tejidos blandos y los futuros dientes.

Una vez modelada la estructura, se cortó y se volvió a unir con cera antes de colarla para evitar futuras tensiones. A continuación se dejó en un contenedor cerrado durante 24 horas para que la cera se estabilizara.

A la estructura estabilizada se le colocaron los jitos y las nodrizas adecuadas para que se nutriera bien del material de colado y no quedara porosa. Se introdujo en el cilindro de colado y se revistió. Seguidamente se metió en un horno de precalentamiento modelo Kavo 5645, a una temperatura adecuada para el metal de colado.



La estructura se fabricó en Pontor 2 (Metalor. Ibérica s.a.), es una aleación de oro y su composición exacta es: 63% oro, 20% plata, 12% cobre, 3% paladio, 0.5% platino, 1% resto de metales.

Dicha aleación se calentó con soplete y se coló en una centrifuga; una vez enfriado el cilindro, se eliminó el revestimiento mediante chorreado en seco, protegiendo las zonas de apoyo en los pilares, y se cortaron los jitos con cuidado de no producir tensiones (figura 42) .

Por último, se comprobó sobre el modelo maestro que no existían tensiones ni desajustes. Mediante una lupa de 40 aumentos Olympus® se evidenciaron valores menores de 20 micras en los sitios de máximo desajuste, por lo que se descartó la realización de cortes y soldaduras láser correctoras.



Figura 42. Estructura metálica.

La estructura fue entregada al operador nº 1, a la vez que se le proporcionaron los 20 modelos de forma “ciega” y en el orden establecido por un proceso de randomización generado mediante un listado de números aleatorios de Excel® (Versión 2003).

Dicho operador debía realizar las comprobaciones enumeradas a continuación:

- ✓ evaluar la estructura sin atornillar y con presión digital.
- ✓ visión directa y explorando los márgenes con una sonda de exploración.

- ✓ atornillar el tornillo distal y valorar el ajuste en el resto de los implantes.
- ✓ atornillando todos los tornillos para ver la resistencia del tornillo, es decir, el número de vueltas de rosca de cada tornillo antes de ofrecer resistencia.

Una vez realizadas dichas comprobaciones, el operador debía calificar el ajuste como adecuado o inadecuado para cada modelo (figuras 43 y 44).

El mismo procedimiento fue realizado por el operador nº 2.



Figura 43. Estructura metálica sobre modelo.



Figura 44. Estructura metálica. Detalle del ajuste.

3.7. PROCESADO DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Las coordenadas espaciales y las distancias euclídeas de los implantes de cada uno de los 20 modelos, fueron introducidas en una hoja de cálculo de



Excel Versión 2003 (Microsoft USA) y a continuación se importó dicha información al programa de análisis estadístico SPSS 15.0 para Windows (SPSS, USA) al objeto de poder proceder tanto a su análisis descriptivo como a su análisis inferencial.

Las pruebas estadísticas que se utilizaron fueron las siguientes:

- Para analizar la fiabilidad intratécnica se utilizó el *Coficiente de correlación intraclase*.
- Para analizar la fiabilidad intertécnica se empleó un *Análisis de la varianza (ANOVA) de medidas repetidas*.
- Para analizar la influencia de la profundidad y la inclinación de los implantes en la fiabilidad de las técnicas se empleó una *Prueba T de Student* con las medias de las distancias de todos los grupos de técnicas de impresión.
- Para analizar la coincidencia de los dos operadores en el análisis del ajuste pasivo de la estructura se empleó un *Análisis de la concordancia*.⁸¹

CAPÍTULO 4

RESULTADOS



4.1. CONSIDERACIONES PREVIAS.

La estadística se define como “el conjunto de métodos que permiten recoger, clasificar, representar y resumir datos con el fin de obtener conclusiones científicas”⁸¹. Por lo tanto, el análisis estadístico es esencial para poder responder con certeza al problema planteado en una investigación. En nuestro estudio, el objetivo era valorar la **fiabilidad**, entendida como la capacidad de repetibilidad de la posición espacial de seis implantes colocados en un modelo artificial, de diferentes técnicas de impresión; y la **precisión**, entendida como la capacidad de que cada uno de los modelos no difiera el uno del otro. Es decir, comparar las cuatro técnicas de impresión empleadas con respecto a un modelo maestro para poder determinar si alguna es más fiable y precisa a la hora de reproducir la situación de los implantes en la boca del paciente.

La presentación de los principales resultados obtenidos para este trabajo se dividirá en tres partes:

1. Estadística descriptiva.

Mostrará los principales estimadores de tendencia central, dispersión y forma de cada una de las muestras.

2. Estadística inferencial:

- ❖ Análisis de la fiabilidad intra-técnica: comparación de los resultados obtenidos para cada uno de los 5 modelos de escayola de cada una de las cuatro técnicas (cubeta cerrada (cc); cubeta abierta sin ferulización(ca); ferulización con duralay (duralay); ferulización con FRI (fri)) entre ellos. Esta comparación se realiza en paralelo, es decir, se analiza el valor obtenido para cada una de las mediciones concretas (distancia 1-2; distancia 1-3; distancia 2-3; distancia 3-4.... Distancia 4-5; etc.) en cada uno de los cinco modelos. Si la técnica es fiable debería de ocurrir que los valores para cada una de las



distancias en los 5 modelos fueran muy similares o exactas. El estadístico que se utiliza para el análisis cuando los valores son de tipo cuantitativo es el **coeficiente de correlación intraclase**. Dicho coeficiente varía entre 0, cuando no existe coincidencia entre valores de los distintos evaluadores (en este caso de los distintos modelos) y 1 cuando existe un acuerdo perfecto entre los valores obtenidos por los distintos modelos. Su realización se basa en el modelo de análisis de la variancia de los distintos modelos.

- ❖ Análisis de la fiabilidad inter-técnica: comparación de los resultados obtenidos para cada una de las distancias entre implantes, entre cada una de las técnicas globalmente (para lo cual se calculan las medias obtenidas por cada uno de los cinco modelos de cada técnica). Dicho análisis se llevó a cabo mediante un **Anova de medidas repetidas**.

- ❖ Análisis de la influencia de la inclinación y profundidad del implante en la técnica de impresión: se compara la distancia entre cada uno de los implantes (distancia 1-2, 1-3, 1-4, 2-3, 2-4, 2-5, 3-4, 3-5, 3-5,.....4-5, 5-6) en todas las técnicas para valorar en cuales de esas distancias están las posibles diferencias y si se correlacionan con la situación espacial de los implantes en el maxilar. El análisis se llevó a cabo mediante la **Prueba T de Student para medidas repetidas**.

- ❖ Análisis de la concordancia interoperador en el ajuste pasivo de la estructura metálica. Presentación a 2 operadores distintos y mediante un proceso aleatorio y ciego de la estructura metálica fabricada. Aceptación o rechazo de la adaptación (ajuste pasivo) de dicha estructura sobre cada uno de los modelos obtenidos con distintas técnicas de impresión. Tras la valoración individualizada de cada uno de los modelos, se procedió a comparar los resultados obtenidos por



uno y otro operador mediante una prueba de **análisis de concordancia (índice Kappa)**.

3. Apéndice estadístico.

Se adjuntará un apéndice en soporte CD, que incluirá los archivos completos del análisis de los datos en formato sav. y spo.

4.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA. DISTANCIA POR TÉCNICA

implante		Modelo maestro	Cubeta cerrada	Cubeta abierta	F.R.I	Duralay
1-2	Media	17,82	17,97	17,95	17,91	17,85
1-3	Media	25,76	25,77	25,82	25,71	25,48
1-4	Media	32,25	32,29	32,40	32,17	32,04
1-5	Media	13,24	13,47	13,46	13,32	13,25
1-6	Media	23,49	23,92	23,84	23,51	23,48
2-3	Media	10,50	10,28	10,43	10,34	10,21
2-4	Media	19,35	19,18	19,44	19,12	19,17
2-5	Media	28,45	28,73	28,72	28,52	28,47
2-6	Media	35,40	35,81	35,78	35,42	35,48
3-4	Media	9,33	9,42	9,47	9,22	9,39
3-5	Media	33,50	33,68	33,64	33,43	33,26
3-6	Media	37,60	37,96	37,86	37,55	37,52
4-5	Media	37,17	37,31	37,31	37,09	36,97
4-6	Media	38,62	38,88	38,82	38,61	38,58
5-6	Media	11,26	11,46	11,38	11,16	11,19
Total	Media	24,92	25,07	25,09	24,87	24,82
	N	15	15	15	15	15
	D.E	10,712	10,798	10,763	10,729	10,698



En la estadística descriptiva podemos observar la media y la desviación estándar en las distancias entre cada uno de los implantes en las cuatro técnicas de impresión. Como se observa, no encontramos diferencias estadísticamente significativas.

Lo que nos va a aportar realmente resultados son los datos de la estadística inferencial.

4.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL. ANÁLISIS DE LA FIABILIDAD INTRATÉCNICA.

4.3.1. ANÁLISIS DE FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE CUBETA CERRADA (GRUPO CC).

ANOVA^a

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas	8163,010	14	583,072		
Intra-personas					
Inter-elementos	,356	4	,089	1,972	,111
Residual	2,530	56	,045		
Total	2,886	60	,048		
Total	8165,896	74	110,350		

Media global = 25,07952

a. Se ha calculado la matriz de covarianzas y se utiliza en el análisis.

Coefficiente de correlación intraclass

	Correlación intraclass ^a	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	1,000 ^b	,999	1,000	12908,237	14,0	56	,000
Medidas promedio	1,000 ^c	1,000	1,000	12908,237	14,0	56	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

- Coefficientes de correlación intraclass de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se excluye de la varianza del denominador.
- El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.
- Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

Con el Anova se obtiene una $F = 1,972$ y una significación de $p \geq 0,111$ por lo tanto, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los



distintos modelos resultados con la técnica de cubeta cerrada. El coeficiente de correlación intraclase obtiene un valor de 1 y una significación de $p \leq 0,0001$; por lo tanto existe una elevada repetibilidad para la técnica de cubeta cerrada.

4.3.2. ANÁLISIS DE FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE CUBETA ABIERTA (GRUPO CA).

ANOVA(a)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas	8109,556	14	579,254	1,292	,284
Intra-personas Inter-elementos	,179	4	,045		
Residual	1,940	56	,035		
Total	2,119	60	,035		
Total	8111,674	74	109,617		

Media global = 25,09355

a Se ha calculado la matriz de covarianzas y se utiliza en el análisis.

Coeficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase ^a	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	1,000 ^b	,999	1,000	16723,484	14,0	56	,000
Medidas promedio	1,000 ^c	1,000	1,000	16723,484	14,0	56	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

- a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se excluye de la varianza del denominador.
- b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.
- c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

El Anova obtiene una $F=1,292$ y una significación de $p \geq 0,111$ por lo tanto, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos modelos resultados con la técnica de cubeta abierta. El coeficiente de correlación intraclase obtiene un valor de 1 y una significación de $p \leq 0,0001$; por lo tanto existe una elevada repetibilidad para la técnica de cubeta abierta.



4.3.3. ANÁLISIS DE FIABILIDAD PARA LA TÉCNICA CON DURALAY® (GRUPO DURALAY).

ANOVA(a)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas	8011,758	14	572,268		
Intra-personas					
Inter-elementos	,574	4	,143	2,582	,047
Residual	3,111	56	,056		
Total	3,684	60	,061		
Total	8015,442	74	108,317		

Media global = 24,8262

a Se ha calculado la matriz de covarianzas y se utiliza en el análisis.

Coefficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase ^a	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	1,000 ^b	,999	1,000	10302,816	14,0	56	,000
Medidas promedio	1,000 ^c	1,000	1,000	10302,816	14,0	56	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

- a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se excluye de la varianza del denominador.
- b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.
- c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

La conclusión que podemos obtener valorando que el coeficiente de correlación intraclase es 1 y la significación es de $p \leq 0,0001$; es que existe una repetibilidad elevada para la técnica con Duralay.

4.3.4. ANÁLISIS DE FIABILIDAD PARA LA TÉCNICA F.R.I. (GRUPO F.R.I.).

ANOVA(a)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-personas	8058,604	14	575,615		
Intra- personas					
Inter-elementos	,067	4	,017	,518	,723
Residual	1,807	56	,032		
Total	1,874	60	,031		
Total	8060,477	74	108,925		

Media global = 24,8819

a Se ha calculado la matriz de covarianzas y se utiliza en el análisis.



Coefficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase ^a	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	1,000 ^b	,999	1,000	17840,878	14,0	56	,000
Medidas promedio	1,000 ^c	1,000	1,000	17840,878	14,0	56	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

- a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se excluye de la varianza del denominador.
- b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.
- c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

El resultado de las pruebas es el mismo que en los casos anteriores, con el Anova se obtiene una $F = ,518$ y una significación de $p \geq 0,111$ por lo tanto, no existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos modelos resultados con la técnica de F.R.I. El coeficiente de correlación intraclase obtiene un valor de 1 y una significación de $p \leq 0,0001$; lo que significa que también existe una elevada repetibilidad para la técnica F.R.I.

La conclusión que podemos obtener de valorar la fiabilidad intratécnica es que las cuatro técnicas de impresión son fiables en sí mismas, porque presentan índices de repetibilidad elevados.



4.4. ESTADÍSTICA INFERENCIAL. ANÁLISIS DE LA FIABILIDAD INTERTÉCNICA.

4.4.1. ANOVA DE MEDIDAS REPETIDAS PARA COMPARAR MODELO MAESTRO VS. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN.

Pruebas de contrastes intra-sujetos

Medida: MEASURE_1

Fuente	distan	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación
distan	Lineal	,248	1	,248	42,067	,000
	Cuadrático	,431	1	,431	35,775	,000
	Cúbico	,172	1	,172	27,620	,000
	Orden 4	,025	1	,025	4,605	,050
Error(distan)	Lineal	,082	14	,006		
	Cuadrático	,169	14	,012		
	Cúbico	,087	14	,006		
	Orden 4	,076	14	,005		

El estadístico de contraste F ofreció el siguiente resultado $F= 42,067$ y $p \leq 0,0001$. Por lo tanto, existen diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes técnicas de impresión y el modelo maestro. Así pues, se procedió a la comparación por pares, para detectar entre que grupos se producían dichas diferencias.

4.4.2. PRUEBA T DE STUDENT PARA MEDIDAS REPETIDAS.

Se procedió a comparar el modelo maestro con cada una de las cuatro técnicas; es decir, modelo maestro con cubeta cerrada, modelo maestro con cubeta abierta, modelo maestro con F.R.I y modelo maestro con Duralay.

Por otro lado, se comparó cubeta cerrada con cada una de las otras tres técnicas y cubeta abierta con cada una de las dos restantes, así sucesivamente, formando todas las asociaciones posibles.



Estadístico descriptivo de muestras relacionadas

	Media	Desviación estándar
Modelo maestro vs Cubeta cerrada	24,92105 25,07931	10,712064 10,798801
Modelo maestro vs Cubeta abierta	24,92105 25,09355	10,712064 10,763401
Modelo maestro vs F.R.I.	24,92105 24,8767	10,71206 10,72911
Modelo maestro vs Duralay	24,92105 24,8262	10,712064 10,69826
Cubeta cerrada vs Cubeta abierta	25,07931 25,09355	10,798801 10,763401
Cubeta cerrada vs F.R.I.	25,07931 24,8767	10,798801 10,72911
Cubeta cerrada vs Duralay	25,07931 24,8262	10,798801 10,69826
Cubeta abierta vs F.R.I.	25,09355 24,8767	10,763401 10,72911
Cubeta abierta vs Duralay	25,09355 24,8262	10,763401 10,69826
F.R.I. vs Duralay	24,8767 24,8262	10,72911 10,69826



Prueba de muestras relacionadas

	T	95% intervalo de confianza		Significación (bilateral)
		inferior	Superior	
Modelo maestro vs Cubeta cerrada	-3,266	-,262192	-,054330	,006
Modelo maestro vs Cubeta abierta	-5,934	-,234847	-,110157	,000
Modelo maestro vs F.R.I.	1,933	-,004854	,093482	,074
Modelo maestro vs Duralay	2,928	,025366	,164303	,011
Cubeta cerrada vs Cubeta abierta	-,563	-,068542	,040059	,583
Cubeta cerrada vs F.R.I.	5,571	,124588	,280563	,000
Cubeta cerrada vs Duralay	6,945	,174935	,331255	,000
Cubeta abierta vs F.R.I.	9,100	,165716	,267917	,000
Cubeta abierta vs Duralay	11,158	,215947	,318726	,000
F.R.I. vs Duralay	1,948	-,00511	,10615	,072

Del análisis de las pruebas, podemos concluir que sólo la técnica de F.R.I. consigue unos resultados no significativos con respecto al modelo maestro ($p= 0,074$). El resto de las técnicas presentan diferencias significativas entre el modelo maestro y ellas.

No se detectan diferencias significativas entre utilizar la técnica de cubeta cerrada Vs. la abierta. Tampoco se detectan diferencias estadísticamente significativas entre la técnica de F.R.I. Vs. Duralay.

Si se detectan diferencias estadísticamente significativas entre la cubeta cerrada y abierta Vs. Duralay o F.R.I.



4.5. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LA POSICIÓN DEL IMPLANTE (INCLINACIÓN Y PROFUNDIDAD) EN LA FIABILIDAD DE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN.

Se procedió a comparar las distancias entre cada uno de los implantes en cada una de las técnicas respecto al modelo maestro, con el objetivo de evaluar si dichas distancias podrían estar influenciadas por la técnica de impresión utilizada. De manera especial, en función de la inclinación y la profundidad a la que se encontraba el implante. Para ello, se realizaron pruebas con la T de Student.

Implante	Posición	Nivel gingival	Angulación	Denominación
1	22	3mm subgingival	0°	Profundo
2	24	1mm subgingival	15°	Normal
3	26	yuxtagingival	30°	Inclinado
4	12	3mm subgingival	0°	Profundo
5	15	1mm subgingival	15°	Normal
6	17	yuxtagingival	30°	Inclinado

Prueba T para posición 1-2

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión	Media	Desviación típ.
Modelo maestro distancia (mm.)	17,8250	.
cubeta cerrada distancia (mm.)	17,9706	,17990
cubeta abierta distancia (mm.)	17,9562	,12105
FRI distancia (mm.)	17,9100	,10198
Resina (duralay) distancia (mm.)	17,8540	,20792

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.



Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 17.83	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	1,748	,155
cubeta abierta	distancia (mm.)	2,331	,080
FRI	distancia (mm.)	1,754	,154
Resina (duralay)	distancia (mm.)	,258	,809

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación

No se observaron diferencias estadísticamente significativas en ninguna técnica de impresión para la distancia entre el implante 1 (profundo) y 2 (normal) respecto del modelo maestro.

Prueba T para posición 1-3

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	25,7620	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	25,7812	,10385
cubeta abierta	distancia (mm.)	25,8236	,07411
FRI	distancia (mm.)	25,7960	,15307
Resina (duralay)	distancia (mm.)	25,4820	,17094

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 25.76	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	,456	,672
cubeta abierta	distancia (mm.)	1,919	,127
FRI	distancia (mm.)	,526	,627
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-3,637	,022

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación



Sólo hay diferencias estadísticamente significativas entre el modelo maestro y la técnica de ferulización con duralay en la distancia entre el implante 1 (profundo) y el 3 (inclinado).

Prueba T para posición 1-4

Estadísticos para una muestra(a)

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	32,2540	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	32,2934	,18830
cubeta abierta	distancia (mm.)	32,4010	,22775
FRI	distancia (mm.)	32,1780	,09834
Resina (duralay)	distancia (mm.)	32,0480	,17978

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 32.25	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	,515	,633
cubeta abierta	distancia (mm.)	1,483	,212
FRI	distancia (mm.)	-1,637	,177
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-2,512	,066

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación

No hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna técnica de impresión para la distancia 1-4 (implantes profundos).



Prueba T para posición 1-5

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	13,2500	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	13,4732	,13596
cubeta abierta	distancia (mm.)	13,4686	,14147
FRI	distancia (mm.)	13,3240	,25056
Resina (duralay)	distancia (mm.)	13,2560	,15110

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 13.25	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	3,671	,021
cubeta abierta	distancia (mm.)	3,455	,026
FRI	distancia (mm.)	,660	,545
Resina (duralay)	distancia (mm.)	,089	,934

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación

Hay diferencias estadísticamente significativas en la técnica de cubeta abierta y cerrada pero no hay diferencias estadísticamente significativas en la ferulización con duralay ni en la técnica de F.R.I. para la distancia 1-5 (implante profundo y normal respectivamente).

Prueba T para posición 1-6

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	23,4990	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	23,9200	,16657
cubeta abierta	distancia (mm.)	23,8446	,05620
FRI	distancia (mm.)	23,5140	,15159
Resina (duralay)	distancia (mm.)	23,4780	,28683

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.



Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 23.50	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	5,638	,005
cubeta abierta	distancia (mm.)	13,710	,000
FRI	distancia (mm.)	,207	,846
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-,172	,872

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación

Para la distancia 1-6 (implante profundo e inclinado) hay diferencias estadísticamente significativas en las técnicas de cubeta abierta y cerrada. No hay diferencias estadísticamente significativas para las técnicas con duralay y F.R.I.

Prueba T para posición 2-3

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	10,5010	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	10,2810	,26369
cubeta abierta	distancia (mm.)	10,4364	,16540
FRI	distancia (mm.)	10,3480	,17683
Resina (duralay)	distancia (mm.)	10,2120	,25753

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 10.50	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	-1,857	,137
cubeta abierta	distancia (mm.)	-,860	,438
FRI	distancia (mm.)	-1,922	,127
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-2,501	,067

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.



No hay diferencias estadísticamente significativas en las cuatro técnicas de impresión respecto al modelo maestro para la distancia 2-3 (normal e inclinado respectivamente).

Prueba T para posición 2-4

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	19,3540	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	19,1832	,22632
cubeta abierta	distancia (mm.)	19,4444	,33097
FRI	distancia (mm.)	19,1240	,19932
Resina (duralay)	distancia (mm.)	19,1700	,30332

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 19.35	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	-1,648	,175
cubeta abierta	distancia (mm.)	,638	,558
FRI	distancia (mm.)	-2,535	,064
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-1,327	,255

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

No hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las cuatro técnicas de impresión para distancia 2-4 (normal y profundo respectivamente).



Prueba T para posición 2-5

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	28,4550	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	28,7378	,30572
cubeta abierta	distancia (mm.)	28,7276	,22074
FRI	distancia (mm.)	28,5220	,19917
Resina (duralay)	distancia (mm.)	28,4700	,15313

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 28.46	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	2,032	,112
cubeta abierta	distancia (mm.)	2,711	,053
FRI	distancia (mm.)	,696	,525
Resina (duralay)	distancia (mm.)	,146	,891

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

Sólo hay diferencias estadísticamente significativas en la técnica de cubeta abierta para la distancia 2-5 (normales).

Prueba T para posición 2-6

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	35,4070	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	35,8106	,30175
cubeta abierta	distancia (mm.)	35,7888	,07028
FRI	distancia (mm.)	35,4320	,18512
Resina (duralay)	distancia (mm.)	35,4780	,16754

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.



Prueba para una muestra(a)

Técnica de impresión		Valor de prueba = 35.41	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	2,969	,041
cubeta abierta	distancia (mm.)	12,053	,000
FRI	distancia (mm.)	,266	,804
Resina (duralay)	distancia (mm.)	,908	,415

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

Hay diferencias estadísticamente significativas para la distancia 2-6 (normal e inclinado respectivamente) para las técnicas de cubeta abierta y cerrada.

Prueba T para posición 3-4

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	9,3370	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	9,4226	,19422
cubeta abierta	distancia (mm.)	9,4800	,41811
FRI	distancia (mm.)	9,2260	,10644
Resina (duralay)	distancia (mm.)	9,3940	,34875

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 9.34	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	,951	,395
cubeta abierta	distancia (mm.)	,749	,496
FRI	distancia (mm.)	-2,395	,075
Resina (duralay)	distancia (mm.)	,346	,747

A No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.



No hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las cuatro técnicas de impresión para la distancia 3-4 (inclinado y profundo respectivamente).

Prueba T para posición 3-5

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	33,5020	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	33,6874	,23991
cubeta abierta	distancia (mm.)	33,6496	,13500
FRI	distancia (mm.)	33,4320	,14973
Resina (duralay)	distancia (mm.)	33,2620	,20142

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 33.50	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	1,747	,156
cubeta abierta	distancia (mm.)	2,478	,068
FRI	distancia (mm.)	-1,015	,367
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-2,642	,057

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

Sólo hay diferencias estadísticamente significativas para la distancia 3-5 (inclinado y normal) en la técnica de ferulización con duralay.



Prueba T para posición 3-6

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	37,6060	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	37,9648	,32269
cubeta abierta	distancia (mm.)	37,8668	,07407
FRI	distancia (mm.)	37,5560	,20070
Resina (duralay)	distancia (mm.)	37,5260	,22255

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 37.61	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	2,459	,070
cubeta abierta	distancia (mm.)	7,753	,001
FRI	distancia (mm.)	-,602	,580
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-,844	,446

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

Hay diferencias estadísticamente significativas para la distancia 3-6 (inclinados) en la técnica de cubeta abierta.

Prueba T para posición 4-5

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	37,1760	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	37,3180	,11964
cubeta abierta	distancia (mm.)	37,3134	,12677
FRI	distancia (mm.)	37,0900	,08124
Resina (duralay)	distancia (mm.)	36,9760	,28676

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.



Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 37.18	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	2,579	,061
cubeta abierta	distancia (mm.)	2,353	,078
FRI	distancia (mm.)	-2,477	,068
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-1,591	,187

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

No hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las cuatro técnicas de impresión para la distancia 4-5 (profundo y normal).

Prueba T para posición 4-6

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión		Media	Desviación típ.
Modelo maestro	distancia (mm.)	38,6270	.
cubeta cerrada	distancia (mm.)	38,8878	,20971
cubeta abierta	distancia (mm.)	38,8222	,12511
FRI	distancia (mm.)	38,6180	,14822
Resina (duralay)	distancia (mm.)	38,5800	,40945

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión		Valor de prueba = 38.63	
		t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada	distancia (mm.)	2,749	,051
cubeta abierta	distancia (mm.)	3,435	,026
FRI	distancia (mm.)	-,181	,865
Resina (duralay)	distancia (mm.)	-,273	,798

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.



Hay diferencias estadísticamente significativas en las técnicas de cubeta cerrada y abierta para la distancia 4-6 (profundo e inclinado).

Prueba T para posición 5-6

Estadísticos para una muestra

Técnica de impresión	Media	Desviación típ.
Modelo maestro distancia (mm.)	11,2620	.
cubeta cerrada distancia (mm.)	11,4612	,18367
cubeta abierta distancia (mm.)	11,3802	,11575
FRI distancia (mm.)	11,1660	,29938
Resina (duralay) distancia (mm.)	11,2000	,20137

a No puede calcularse T porque la suma de las ponderaciones de los casos es menor o igual a 1.

Prueba para una muestra(a)

técnica de impresión	Valor de prueba = 11.26	
	t	Sig. (bilateral)
cubeta cerrada distancia (mm.)	2,450	,070
cubeta abierta distancia (mm.)	2,322	,081
FRI distancia (mm.)	-,702	,521
Resina (duralay) distancia (mm.)	-,666	,542

a No se han calculado estadísticos para uno o más archivos de segmentación.

No hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las técnicas de impresión para la distancia 5-6 (normal e inclinado respectivamente).

Una vez analizado las distancias, así como la inclinación y/o la profundidad de los implantes, no parece que dichas variables sean capaces de afectar a la fiabilidad de las técnicas de impresión.



4.6. ANÁLISIS DE LA CONCORDANCIA INTEROPERADOR EN EL AJUSTE PASIVO DE LA ESTRUCTURA METÁLICA.

Como ya se ha nombrado anteriormente, se confeccionó una estructura metálica sobre el modelo maestro y se evaluó el ajuste pasivo en todos los modelos obtenidos con las cuatro técnicas de impresión. El análisis fue llevado a cabo por dos operadores y la distribución de los modelos fue mediante un proceso aleatorio y ciego.

TIPO DE IMPRESIÓN (MODELO)	OPERADOR 1	OPERADOR 2
CC		
1cc	Rechazada	Rechazada
2cc	Rechazada	Rechazada
3cc	Rechazada	Aceptada
4cc	Rechazada	Rechazada
5cc	Rechazada	Aceptada
CA		
1ca	Rechazada	Rechazada
2ca	Rechazada	Aceptada
3ca	Rechazada	Rechazada
4ca	Rechazada	Rechazada
5ca	Rechazada	Aceptada
DURALAY		
1duralay	Aceptada	Aceptada
2duralay	Aceptada	Aceptada
3duralay	Aceptada	Aceptada
4duralay	Aceptada	Aceptada
5duralay	Aceptada	Aceptada
F.R.I		
1Fri	Aceptada	Aceptada
2Fri	Aceptada	Aceptada
3Fri	Aceptada	Aceptada
4Fri	Aceptada	Aceptada
5Fri	Aceptada	Aceptada

Se someten los datos a un análisis de la concordancia, que permite evaluar tanto la repetibilidad como la variabilidad interoperadores.



Resumen del procesamiento de los casos

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Operador 1 * Operador 2	20	100,0%	0	,0%	20	100,0%

Tabla de contingencia Operador 1 * Operador 2

			Operador 2		Total
			Rechazada	Aceptada	
Operador 1	Rechazada	Recuento	6	4	10
		Frecuencia esperada	3,0	7,0	10,0
	Aceptada	Recuento	0	10	10
		Frecuencia esperada	3,0	7,0	10,0
Total		Recuento	6	14	20
		Frecuencia esperada	6,0	14,0	20,0

Medidas simétricas

		Valor	Error típ. asint.(a)	T aproximada(b)	Sig. aproximada
Medida de acuerdo	Kappa	,600	,164	2,928	,003
N de casos válidos		20			

Resumen del procesamiento de los casos

	Casos					
	Válidos		Perdidos		Total	
	N	Porcentaje	N	Porcentaje	N	Porcentaje
Operador 1 * Operador 2 * Técnica de impresión	50	100,0%	0	,0%	50	100,0%



Tabla de contingencia Operador 1 * Operador 2 * Técnica de impresión

Técnica de impresión				Operador 2		Total
				Rechazada	Aceptada	Rechazada
Cubeta cerrada	Operador 1	Rechazada	Recuento	3	2	5
			Frecuencia esperada	3,0	2,0	5,0
	Total		Recuento	3	2	5
			Frecuencia esperada	3,0	2,0	5,0
Cubeta abierta	Operador 1	Rechazada	Recuento	6	4	10
			Frecuencia esperada	6,0	4,0	10,0
	Total		Recuento	6	4	10
			Frecuencia esperada	6,0	4,0	10,0
Duralay	Operador 1	Aceptada	Recuento		15	15
			Frecuencia esperada		15,0	15,0
	Total		Recuento		15	15
			Frecuencia esperada		15,0	15,0
FRI	Operador 1	Aceptada	Recuento		20	20
			Frecuencia esperada		20,0	20,0
	Total		Recuento		20	20
			Frecuencia esperada		20,0	20,0

Así pues, según los resultados obtenidos son, Kappa= a 0,60. Lo que significa que obtenemos una concordancia **Moderada** entre operadores.

Valor de k	Fuerza de la concordancia
< 0.20	Pobre
0.21 – 0.40	Débil
0.41 – 0.60	Moderada
0.61 – 0.80	Buena
0.81 – 1.00	Muy buena

Podemos concluir que, ambos operadores aceptan como válido el ajuste pasivo de la estructura en las técnicas de impresión que se han realizado con ferulización. En cambio, en las otras dos técnicas hay variedad de criterios.

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN



5.1. INTRODUCCIÓN.

En la actualidad, es necesario asegurar a los pacientes un éxito a largo plazo de los tratamientos sobre implantes, debido a un aumento en la prevalencia del edentulismo y la elevada esperanza de vida de la población. Para garantizar ese éxito a largo plazo las estructuras deben estar correctamente diseñadas y con un buen ajuste pasivo, evitando problemas que puedan dar lugar a fracasos en nuestras prótesis implantosoportadas. Además, la tendencia a realizar cargas tempranas hace todavía más necesario conseguir un buen ajuste pasivo que nos proporcione una adecuada respuesta de los tejidos.⁸⁰

Estudios in Vitro han demostrado que discrepancias en la supraestructura pueden originar estrés y fracasos en la prótesis sobre implantes. Balshi en 1989⁸⁰ ya describía fracasos mecánicos y los asociaba a trabajos de laboratorio realizados sobre modelos inexactos. Jemt y Rubenstein^{82, 83} en el mismo año sugirieron que el ajuste entre la prótesis y el pilar es un parámetro clave para evitar cargas elevadas en el tornillo de unión que conducen a fracasos protésicos, como ya determinaron posteriormente Karl y cols.⁸⁴

A lo largo de los años se han llevado a cabo diversos métodos para valorar el ajuste pasivo de las estructuras sobre implantes: presión digital, visión directa y sensación táctil, radiografía, test de Sheffield (consiste en la colocación de la prueba de metal en boca y apretar, por ejemplo uno de los tornillos distales sin que haya desajuste de la supraestructura del otro extremo) y el test de la resistencia del tornillo (vueltas de rosca que da el tornillo antes de ofrecer resistencia). Sin embargo diversos autores han afirmado que estos métodos, siendo algunos poco precisos y subjetivos, son capaces de detectar tan sólo niveles elevados de desajuste.^{22, 23, 85- 87} Por eso, se han descrito otras técnicas para la medición del desajuste como la visiografía por láser, la fotogrametría y la medición del desajuste por microscopía. Estos últimos



métodos son capaces de detectar a nivel in vitro valores de ajuste muy precisos.⁸⁸ Pero detallar cada uno de estos métodos para la valoración del ajuste pasivo no es el objeto de este estudio.

Como ya se describió anteriormente, para la obtención de modelos sobre los que podamos construir estructuras con ajuste pasivo, la toma de impresión es un paso fundamental. En la literatura hay controversia sobre cuál es la técnica de impresión más fiable.

Spector (1990), Carr (1992, 1996) y Barret (1993) comparan la técnica de cubeta abierta y cerrada y no encuentran diferencias significativas entre ambas.¹⁰⁻¹²

Humphries (1990) y Burawi (1997) destacan como mejor técnica la de cubeta cerrada.^{8, 9} Mientras Phillips (1994), Sheridan (1995) y Assif (1996) se decantan por la técnica de cubeta abierta.^{20, 89, 90.}

Con la intención de evitar movimientos de los aditamentos dentro del material de impresión se han descrito múltiples métodos de ferulización. La mayoría, pretenden unir los transfers entre sí y para ello emplean diversos materiales como acrílicos autopolimerizables (duralay® o picku plast® (Bredent, Senden. Germany), etc.), estructuras metálicas, escayola, etc.⁹¹

Son múltiples los estudios que analizan estas uniones, quizá por eso hay mayor número de estudios acerca de la técnica de cubeta abierta que cerrada, ya que cuando hacemos ferulización la técnica de impresión a elegir es la directa.

Las distintas variaciones de ferulización con la técnica de cubeta abierta (acrílico, escayola, adhesivo, estructuras metálicas, etc.) también produce controversia^{6, 20, 24, 25, 92-98}. Nissan y cols.³ señalaron que el estrés desfavorable



y alteraciones en los ajustes se minimizaban empleando técnicas de impresión con ferulización.

Un aspecto a considerar en los estudios acerca de las técnicas de impresión, es la variabilidad de implantes, materiales de impresión, número de implantes, ubicación de los mismos y métodos de medición utilizados. Esta disparidad en los protocolos y en la metodología hace que los resultados y conclusiones que derivan de ellos, nos dificulten su comparación y extrapolación a la hora de realizar revisiones sistemáticas.

Los estudios de investigación in Vitro (como nuestro caso), siempre están más controlados y excluyen cierto tipo de sesgos. Sin embargo, siempre deben ser confirmados con trabajos clínicos, ya que la simulación de un procedimiento intrabucal fuera de dicho entorno obvia una serie de variables fundamentales a tener en cuenta. MacCartney ⁹⁹, por ejemplo, refleja entre otros: el grado de apertura bucal del paciente, espacio disponible con la arcada antagonista para los aditamentos, condiciones de temperatura, humedad, la presencia de saliva, mala visibilidad o tiempo de trabajo. Desafortunadamente hay pocos estudios in vivo por ello, cabe destacar el estudio de Cheshire y Hobkirk ¹⁰⁰ en 1996, que investigaron el ajuste de las supraestructuras directamente en pacientes, siendo uno de los pocos estudios in vivo existentes en la literatura. Evaluaron el nivel de ajuste de las estructuras mandibulares de 5 pacientes. Para ello, se introdujo polivinil siloxano de consistencia ligera entre los pilares y los cilindros de las supraestructuras y se tomó una impresión de arrastre con polivinil siloxano de consistencia media. Las impresiones se seccionaron y analizaron en el microscopio. Obtuvieron discrepancias clínicamente aceptables en cuanto al análisis del ajuste.

En la presente investigación, se optó por evaluar cuatro técnicas de impresión a partir de la medición de los modelos obtenidos de cada una de ellas. Y por otro lado, se evaluó con procedimientos clínicos y mediante dos operadores la aceptación del ajuste pasivo de una estructura sobre los mismos



modelos. De esta manera, obtuvimos medidas objetivas y comparables. Por otra parte, determinamos que como finalmente en la práctica diaria el clínico decide de forma directa y subjetiva, si la estructura que está probando es o no aceptable, era interesante evaluar también las técnicas de impresión de manera subjetiva a través de una estructura probada en los modelos obtenidos.

Una de los factores que nos planteamos al diseñar la metodología de este trabajo fue el número de muestras para comprobar nuestras hipótesis. La revisión bibliográfica no nos aclaró, ya que las muestras variaban y en cada estudio se analizaban unas técnicas de impresión distintas. Finalmente, se efectuó una media tomando los datos aportados por 20 estudios y se efectuó un cálculo del tamaño muestral, determinando que 5 impresiones de cada una las técnicas era suficiente para comprobar la capacidad de repetibilidad de la técnica en cuestión y tener datos para comparar con el resto de técnicas y el modelo maestro.

El número de implantes a emplear, es otra variable fundamental y nos resultó importante; ya que a mayor número de fijaciones, más problemas surgen a la hora de elaborar nuestras restauraciones sobre implantes. Por ello, se decidió colocar seis implantes en el modelo maestro como tratamiento clásico de una rehabilitación múltiple sobre implantes.

Otro dato a destacar, fue la orientación, posición, profundidad e inclinación de los implantes. En varios estudios ^{101, 102}, se observó que estos factores podían tener influencia e interés en el resultado final, ya que nos dificulta o facilita la técnica de impresión en la práctica clínica. Debido a ello, los seis implantes de nuestro modelo maestro se colocaron a distinta profundidad e inclinación y en diversas posiciones para ver su influencia en nuestros resultados.

Por último, otro aspecto importante al diseñar la metodología del presente estudio es emplear un método de medición tridimensional para evitar



perder información. De ahí, la utilización de una medidora tridimensional de coordenadas que permite describir la posición de los implantes en los tres ejes del espacio y no olvidar ninguna variación de posición de los mismos durante las técnica de impresión; ni en sentido antero-posterior, ni mesio-distal ni gingivo-oclusal. Sin embargo, esto nos complica a la hora de interpolar las coordenadas X, Y, Z. Por ello transformamos estas coordenadas en distancias entre implantes, para facilitar su comparación.

La cualidad más importante en un estudio de investigación, es su capacidad para responder de manera rigurosa a las hipótesis planteadas en él. En este sentido, la metodología empleada en el presente estudio, aunque con limitaciones, nos permitió establecer inferencias y relaciones entre las técnicas de impresión.

5.2. ANÁLISIS CRÍTICO DE LOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN PROPUESTOS EN LA BIBLIOGRAFÍA.

Los estudios siempre hay que valorarlos desde un punto de vista crítico y objetivo ya que los métodos de análisis son muy dispares entre los artículos analizados.

Respecto a estos métodos de análisis, mientras Akca y cols.¹⁰³ medían posiciones de implantes con una medidora de coordenadas, Vigolo y cols.^{6, 7, 58, 104, 105} utilizaban un proyector de perfiles y Naconecy¹ realizaba una férula metálica adaptada al modelo maestro. Burawi y cols.⁹ empleaban una estructura de oro seccionada axial y longitudinalmente que se unía a la cabeza de los implantes, las variaciones de la estructura en sentido antero-posterior y mesio-distal representaban las variaciones en el plano X e Y. Daoudi y cols.^{4, 5} fabricaron un plano de referencia de aluminio que asentaba sobre el modelo maestro y Herbst y cols.¹³ determinaron ocho posiciones en el modelo maestro y con microscopio reflex fueron midiendo las distancias de los implantes respecto a las ocho referencias.



El empleo de métodos que ofrecen datos bidimensionales, determina pérdida de parte de la información ⁷⁷. En este estudio se ha pretendido solventar el problema mediante el empleo de una medidora tridimensional de coordenadas, que describe la posición de los implantes en los tres ejes del espacio. El sentido antero-posterior corresponderá con el eje X, el mesio-distal con el eje Y, y la altura a la que se encuentra el implante corresponderá con el eje Z. Sólo en el estudio de Kim y cols.¹⁰⁶ en 2006 emplean este sistema donde también determinan las coordenadas X, Y, Z y parten sus mediciones de un implante al que se le asigna de coordenadas 0, 0, 0 (del mismo modo que nosotros).

En nuestro estudio, el empleo de la fórmula de la distancia euclídea, nos permite convertir, mediante una fórmula matemática, las coordenadas del espacio en distancias para poder establecer mayores comparaciones y no depender de los 3 ejes del espacio. Y también poder obtener resultados y extrapolaciones entre las cuatro técnicas de impresión sin utilizar ningún modelo como maestro.

El número de implantes es un factor a tener en cuenta. Las posibilidades de obtener un buen ajuste pasivo se reducen proporcionalmente en función de lo que va aumentando el número de implantes. No es lo mismo valorar los resultados de un estudio en el que el modelo maestro tenga uno o dos implantes, que valorar la exactitud de las posiciones de cinco o seis implantes, es ahí donde reside el problema para la obtención de estructuras ajustadas, por eso las conclusiones y valoraciones de los estudios se hicieron según el número de implantes que empleaban y por eso en nuestro estudio el modelo maestro presentaba seis implantes.

El implante utilizado parece también un factor a considerar ya que la bibliografía recoge variación en los estudios en función del sistema de implantes utilizado: Nobel Biocare ^{1, 4, 5, 97, 107, 108}(USA, LLC); ITI ^{36- 38, 103, 109}(Straumann, Waldenburg, Switzerland) Frialit ^{14, 77}(Friatec S.A, Barcelona) En



nuestro estudio, como ya se ha dicho anteriormente, se utilizaron implantes Zimmer. El tipo de implante puede influir según las características de sus aditamentos (transfers, análogos), sus conexiones, etc. Pero en general, los diversos sistemas de implantes acreditan buenos aditamentos y conexiones. Por lo que el tipo de implante no debería resultar una variable a considerar en este tipo de estudios y no debería haber diferencias estadísticamente significativas entre el empleo de un tipo u otro.

A pesar de ello, entendemos y asumimos que, obviamente los resultados obtenidos sólo serían aplicables con el 100% de fiabilidad, al sistema de implantes utilizado. Pudiendo existir variaciones sobre todo, debidas a la utilización de marcas de implantes poco contrastadas.

5.3. MATERIALES DE IMPRESIÓN.

En cuanto al material de impresión, como ya se ha descrito anteriormente, debe ser lo suficientemente rígido para evitar micromovimientos, especialmente durante la reposición de los transfers o el atornillado de los análogos. Los materiales de impresión utilizados para la realización de prótesis sobre implantes deben cumplir una serie de requisitos ya expuestos en apartados posteriores. De tal manera que los materiales que cumplen mejor todas las características ideales son las siliconas de adición y los poliéteres.

Analizar los materiales de impresión y compararlos para así poder emplear el que permita obtener mejores resultados, es fundamental. A este nivel, no existe controversia entre los autores y todos ellos en sus estudios determinan las mismas conclusiones¹¹⁰⁻¹¹².

Así, Lorenzoni¹⁴ comparó la exactitud de tres materiales de impresión evaluando la posición espacial de los implantes de los distintos modelos obtenidos con los tres materiales. Se emplearon poliéter, silicona de adición de alta y baja consistencia e hidrocoloide. Los resultados obtenidos fueron que el poliéter y la silicona de adición son los materiales de elección para las



impresiones sobre implantes empleando la técnica indirecta ya que son los más exactos y con los que se obtienen mejores resultados.

En el estudio de Wee y cols.³⁵ que analiza la rigidez de los materiales de impresión y el torque necesario que habría que dar con el destornillador al unir los análogos en la técnica de impresión directa, determinaron que el mayor torque se encuentra al emplear poliéter seguido de las siliconas de adición. Por esta razón, el uso de poliéteres se recomienda en esta técnica y en pacientes desdentados ya que la rigidez de los mismos puede producir dificultades a la hora de retirar la impresión en pacientes parcialmente desdentados

Tanto Akca y cols.¹⁰³ como Barrett y cols.¹², al comparar varios materiales de impresión (hidrocoloides, polisulfuros, siliconas, poliéteres) afirmaron que los mejores resultados siempre se obtenían en los modelos elaborados a partir de siliconas de adición y poliéteres, encontrando en éstos los menores valores de distorsión.

Hay que pensar en el tiempo que tardan las impresiones en llegar al laboratorio y por eso, se han de emplear materiales con gran estabilidad dimensional como las siliconas de adición y los poliéteres. Los polisulfuros y siliconas de condensación han de vaciarse antes de tres horas y los hidrocoloides antes de treinta minutos por lo que introduciremos alteraciones dimensionales desde el primer momento.⁵²

El tiempo en vaciar la impresión juega un papel fundamental en la exactitud del modelo de implantes y no puede dejar de ser considerado como factor que afecta a la exactitud del mismo. Al evaluar las variaciones de las impresiones a la hora, dos horas, seis horas, 24 y 48 horas en un estudio realizado por Holst¹¹³, indicó que el tiempo de vaciado a nivel de las siliconas de adición y los poliéteres no tiene tanto valor.



La tabla muestra un resumen del comportamiento de los distintos materiales descritos.

	Poliéteres	Siliconas de condensación	Siliconas de adición	Polisulfuros
Precisión	+++	++	++++	+
Resistencia a deformación	++	+++	++++	+
Resistencia al desgarro	+	++	+++	+++
Reproducción de detalles	++++	+++	++++	+
Estabilidad dimensional	++++	+	++++	++
Olor-sabor	++	+++	++++	+

Tabla de comparación de materiales de impresión.¹¹⁴

El poliéter empleado en este estudio, de nueva generación y consistencia regular (Impregum®, 3M ESPE), se escogió por su rigidez, fácil manejo, reproducción de detalles, estabilidad dimensional, mezclado automático y homogéneo. Al ser el modelo maestro una edentación casi total y debido a la presencia de encía blanda, se consideró mejor reproducción con un poliéter. No se empleó siliconas de adición para facilitar la toma de impresión por parte de un solo operador, asegurar la presencia de un material único y poder disminuir costes.

5.4. TÉCNICAS DE IMPRESIÓN

En primer lugar, antes de comparar unas técnicas de impresión con otras, nos resulta importante valorar la fiabilidad de la técnica de impresión propiamente dicha (independientemente de que tipo sea), entendiéndola como la capacidad de reproducir fielmente la posición espacial de los implantes. Así como la precisión, entendiéndola como la capacidad de que cada uno de los modelos no difiera el uno del otro. Por ello, en nuestro estudio, se tomaron



varias impresiones con cada una de las técnicas y se evaluó cada una de ellas en sí misma y con el resto de técnicas respecto al modelo maestro. Observamos que las medidas de los 5 modelos de cubeta cerrada son muy parecidas y que lo mismo ocurre para las de cubeta abierta, ferulización con duralay y técnica con F.R.I. Por lo tanto, con las cuatro técnicas se obtienen valores similares y homogéneos, es decir, todas ellas logran modelos de trabajo repetibles. Podemos decir que las cuatro técnicas son precisas ya que tienen capacidad de repetibilidad.

Sin embargo, el que las cuatro técnicas de impresión sean precisas en sí mismas no quiere decir que reproduzcan fielmente la posición de los implantes de un modelo maestro o de la boca de un paciente, ya que dicha repetibilidad podría incluir algún tipo de inexactitud sistemática. Por esta razón, hay que comparar los modelos obtenidos con cada técnica con el modelo maestro. Al comparar las cuatro técnicas con el modelo maestro aparecieron diferencias significativas y para comprobar cual de todas las técnicas era más fiable, se comparó cada técnica con el modelo maestro por separado.

De dicha comparación obtuvimos que solamente la técnica de F.R.I. obtenía unos resultados no significativos con respecto al modelo maestro ($p=0,074$). Mientras que el resto de las técnicas presentaban diferencias significativas entre el modelo maestro y ellas. Por lo tanto, se puede afirmar que la técnica de F.R.I. fue la más exacta al compararla con el modelo maestro, mientras que las otras técnicas no presentaban tanta exactitud. Si extrapolamos estos datos con los de otros autores de la bibliografía, encontramos una similitud de resultados: la ferulización realizada de manera estricta y controlada optimiza la toma de impresión. No obstante, el problema es que son muy escasos los estudios que utilizan el F.R.I. como elemento de ferulización debido a que es un método complicado y que requiere más tiempo en la clínica. Además su empleo como técnica de impresión es más reciente, por lo tanto, menos citada en la literatura científica.



A pesar de ello, sí observamos que hay estudios que utilizan la escayola como material de ferulización^{20, 24, 94, 97, 115}. Es un material fácil de manipular, poco costoso y aporta la rigidez necesaria para la ferulización de los aditamentos implantológicos. Se emplea bien uniendo los transfers entre sí directamente o bien uniéndolos a la cubeta de impresión^{93, 116} aparte de su uso en la férula rígida de impresión (FRI).

Nuestro objetivo, como el de muchos autores consultados en la literatura, es poder afirmar cual de las técnicas de impresión es la mejor, para poder transmitir la información de los implantes lo más fielmente posible y conseguir prótesis con un buen ajuste pasivo. De acuerdo con los resultados anteriores podemos concluir que dicha técnica es la F.R.I.

Así mismo, en nuestro estudio se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre las técnicas que empleaban ferulización y las que no. Las técnicas que no empleaban ferulización no presentan diferencias entre sí (cubeta abierta y cerrada). Las técnicas que ferulizaron los transfers de impresión tampoco presentan diferencias entre sí (F.R.I. y duralay). Sin embargo, al comparar cualquiera de las dos que no ferulizaban con cualquiera de las dos que si presentaban ferulización, si encontramos diferencias significativas. Es decir, los modelos son más exactos si empleamos técnicas de impresión con ferulización, destacando entre ellas la técnica F.R.I.

A la hora de ferulizar se puede emplear diversos materiales: resinas autopolimerizables, fotopolimerizables, composites y escayola. Uno de los inconvenientes de la resina es su contracción de polimerización, por ello es importante intentar limitarla.

Muchos autores que han analizado exclusivamente la técnica directa como Wee^{35, 57}, Lorenzoni¹⁴, Dumbrigue⁹⁵, Swallow²⁵, etc., se han ido centrando en diversos aspectos de análisis en sus estudios como los materiales de impresión, materiales de ferulización, etc. Dumbrigue⁹⁵ (2000)



determinó que los resultados obtenidos con la ferulización eran mejores pero distancias grandes entre las copias de impresión podían dar lugar a distorsiones debido a la contracción del material de unión, que era la resina. Naconecy y cols.¹, Vigolo y cols.^{6, 7, 58, 104, 105} también coinciden en que los modelos son más exactos cuando proceden de una técnica en la que los transfers son ferulizados que si no lo son, al igual que nosotros.

Invanhoe y cols.⁹⁶, ya en 1991 ferulizaban los transfers de impresión con resina. En el mismo año, Goll y cols.⁹¹ trabajaban con una técnica similar, elaboraban una estructura en acrílico y probaban su ajuste en boca y en el modelo para comprobar la exactitud del mismo de tal modo que, si el ajuste no era bueno se seccionaba en boca y se volvía a unir y luego sobre esa estructura modificada se acoplaban los análogos y se recolocaban sus posiciones en el modelo. Una vez que el ajuste era correcto se colaba la estructura con un perfecto ajuste pasivo.

En 1992, Assif y cols.¹¹⁵ evaluaron el ajuste pasivo de una supraestructura sobre modelos obtenidos con cuatro técnicas de impresión (abierta, cerrada, ferulización con acrílico e impresión con alginato, ferulización con acrílico e impresión con poliéter). Los resultados fueron mejores en los modelos obtenidos con técnicas de ferulización.

Un año más tarde, Inturregui y cols.⁹⁷ volvieron a evaluar el ajuste pasivo de estructuras pero empleando una técnica de impresión nueva. Consistía en unir los tornillos de los transfers entre sí con escayola. Comienza el uso de la escayola como alternativa al acrílico para eliminar posibles distorsiones debido a la contracción de polimerización del último, fenómeno que no ocurre con la escayola. Concluyeron que no observaron diferencias entre la ferulización con acrílico o con escayola.

Precisamente en 1994, Shiau y cols.⁹⁸ describieron una técnica donde ferulizaban los transfers con acrílico a partir de un modelo previo, cortaban



dichas uniones y posteriormente volvían a ferulizar en la boca del paciente, para evitar distorsiones del material de unión. Con el mismo objetivo de disminuir al máximo las posibles alteraciones dimensionales del material acrílico, Assif y cols.⁹⁴, en el mismo año y ya habiendo realizado estudios previos, unían los transfers a la cubeta de impresión, en lugar de los transfers entre sí y empleaban también acrílico. Según los autores se facilitaba la técnica de impresión, ya que al unir el acrílico de la cubeta con el que une los transfers se establecía una unión más fuerte (unión acrílico- acrílico), se reducía el tiempo de clínica y se minimizaba la contracción de polimerización del acrílico al aplicar menor cantidad de material. Sus consideraciones finales fueron que la unión de las cofias de transferencia con hilo dental y acrílico como realizamos en el presente estudio, complicaba la técnica desde el punto de vista clínico y el tiempo del paciente en el sillón aumentaba.

Aunque la mayoría de los autores iban logrando cierto grado de acuerdo, Phillips y cols (1994)⁸⁹ demostraron una mayor exactitud de la técnica directa en su estudio pero también determinaron que la conexión de los transfers no variaba significativamente la precisión de la impresión.

Sin embargo, Assif y cols.²⁰ continuaron realizando estudios de técnicas de impresión y en 1996 a partir de un estudio nuevo, concluyeron que se obtenían mejores resultados ferulizando los transfers entre sí con acrílico en lugar de trasladar esta unión a la cubeta. De esta manera se evitaban movimientos de los aditamentos de impresión y las uniones eran más fuertes y seguras si se unían los elementos entre sí en lugar de unir solamente el extremo oclusal a la cubeta. Nosotros coincidimos con Assif y cols., y en el presente trabajo utilizamos la ferulización con acrílico bajo un entramado de seda dental para facilitar esa unión en el grupo Duralay.

Hussaini (1997)²⁶, en su intento de ser lo más exacto posible en la técnica de impresión directa, añadió particularidades como ferulizar los transfer con acrílico y en el vaciado añadir escayola en varios pasos para disminuir las



posibles modificaciones que tiene este material. Kohavi en 1997¹⁰⁷ también prefería la técnica directa y el empleo de cubeta individual pero introdujo una modificación en la toma de impresión de casos parciales diferenciando entre dientes e implantes, debido a su distinta capacidad de intrusión. Para ello, realizaba una impresión con silicona pesada sólo en la zona dentaria, a continuación rellenaba la impresión con fluida en la zona implantaria y para asegurar la inmovilización de los transfers de impresión los unía con escayola a la cubeta. Pretendía hacer una técnica de impresión con presión selectiva diferenciando la distinta intrusión de dientes e implantes debido a su diferente unión al hueso. Kohavi coincide con otros autores en el uso de la escayola como material de ferulización en implantes¹¹⁷. Assif y cols. (1999)²⁴ aconsejan también su uso, pero sólo en pacientes edéntulos debido a su gran rigidez.

Como refleja Wee^{35, 57}, uno de los inconvenientes que puede presentar la técnica directa es la posibilidad de rotar el transfer de impresión al atornillar el análogo del implante. Esto se evita con el empleo de materiales de impresión con suficiente rigidez para evitar movimientos pero que también reproduzcan perfectamente la posición del implante en la boca. Para evitar estas rotaciones surgieron las ferulizaciones o uniones de los aditamentos. Pero además de las ferulizaciones; el tácto, la habilidad y la experiencia del profesional ayudan a controlar estos movimientos y reducirlos considerablemente.

Vigolo es uno de los autores que más ha estudiado de manera continua las técnicas de impresión en implantes. La mayoría de sus estudios se refieren a la técnica directa y destaca que al incorporar en dicha técnica algún elemento que contribuya a la inmovilización de los transfers (erosión de los mismos y adhesivo para garantizar la unión con el material de impresión o ferulización con acrílico) se obtienen mejores resultados y modelos más exactos, disminuyendo la posibilidad de rotación y contribuyendo a la fabricación de estructuras más ajustadas. Coincidiendo con los resultados obtenidos de nuestro estudio. Según Vigolo, dicho principio es válido incluso si se emplea



como transfer de impresión un pilar UCLA, no existiendo diferencias entre el transfer y el pilar.^{6, 7, 58, 104, 105}

Así pues, la literatura consultada coincide con los resultados obtenidos en el presente estudio. Las técnicas en las que se realiza ferulización producen mejores resultados. Sin embargo, un volumen grande de acrílico para unir los transfers puede dar lugar a distorsiones por la contracción de polimerización. Por esta razón, se han propuesto modificaciones en esta técnica, como el empleo de barras de duralay prefabricadas o una vez unidos los transfers realizar separaciones con discos y unir de nuevo añadiendo acrílico, con el fin de disminuir la contracción de polimerización^{96- 98}. A mayor distancia entre implantes mayor cantidad de acrílico para ferulizar y mayor puede ser la distorsión, por eso unir los implantes con barras ya prefabricadas de acrílico hace que sea más sencillo porque ya vienen confeccionadas y sólo hay que ir cortando la distancia necesaria disminuyendo las posibilidades de contracción.

Se ha observado que la contracción de polimerización del acrílico puede llegar a ser entre el 6,5% y el 7,9% en las primeras 24 horas y el 80% de la contracción se produce durante los primeros 17 minutos tras la mezcla. Por ello, sería aconsejable que la toma de impresión cuando se realice ferulización con duralay se lleve a cabo pasado 24 horas. Esto obviamente, en un paciente no es posible.^{95, 118}

Swallow y cols.²⁵, Assif y cols.^{20, 24, 94, 115} analizaron la ferulización de los aditamentos con dos tipos de acrílico y concluyeron que se obtenían mejores resultados al ferulizar con acrílico autopolimerizable en lugar de fotopolimerizable. En este último parece que el 25- 45% de las uniones dobles del acrílico permanecen sin reaccionar pasadas 24 horas, pudiendo haber, por tanto, mayores distorsiones.

Además de la contracción de polimerización, el acrílico genera una reacción exotérmica. Esta reacción varía de 33°-45°, pudiendo alcanzar los 54°



en algunas resinas. Es importante detenerse a analizar si esas temperaturas pueden transmitirse y afectar a la interfase implante-hueso. Distintos estudios^{119, 120} determinan que el hueso es sensible a temperaturas mayores de 47°. Investigaciones en hueso de conejo concluyeron que temperaturas de 47° durante 5 minutos producían reabsorciones del 30-40%. Por todo esto, Ormianer y cols.¹²¹ elaboraron un estudio en el que sobre un implante con su pilar correspondiente insertado en una mandíbula de acrílico, se posicionaban bloques de diferentes acrílicos con distintos grosores y con tres sondas de temperatura se medía el aumento de temperatura que se transmitía al implante. El máximo aumento de temperatura a nivel cervical fue de 6° y podría ser suficiente para causar daño en el hueso a ese nivel. Sin embargo, el acrílico que se aplica sobre los transfers no es un bloque lo suficientemente grueso para provocar esos aumentos de temperatura y por lo tanto transmite poca temperatura al implante. Podemos considerar que los daños causados por la reacción exotérmica de los acrílicos afectan de manera mínima a la interfase hueso-implante.

A pesar de que hay multitud de autores que analizan exclusivamente la técnica directa, hay muchos estudios que comparan las técnicas de cubeta directa o abierta e indirecta o cerrada. Así, nuestros resultados no hayan diferencias entre la técnica de cubeta abierta y cerrada, mientras Phillips y Goto¹²² compararon ambas y determinaron mejores resultados con la técnica abierta. Phillips y Goto¹²² observaron mayor precisión cuando la técnica directa o abierta llevaba ferulización. En cambio, el mismo año De la Cruz y cols.⁹² afirmaron que la ferulización no aportaba resultados más precisos sino que creaba una distorsión mayor en el resultado final y que comparando ambas técnicas, la de cubeta abierta producía mayores distorsiones a nivel vertical.

Herbst y cols.¹³ en su estudio en el año 2000 compararon cuatro técnicas de impresión: cubeta cerrada, cubeta abierta, cubeta abierta y ferulización con acrílico y por último cubeta abierta y transfers con extensiones laterales metálicas pero sin ferulizar. No obtuvieron diferencias



estadísticamente significativas entre las técnicas, concluyendo que la ferulización no mejora el resultado. Estos resultados pueden ser debidos a su método de valoración que consistía en medir con un microscopio la posición de cada implante respecto a 8 posiciones marcadas en el modelo maestro.

Naconecy y cols.¹ (2004) evaluaron y compararon tres técnicas de impresión (directa, indirecta y directa con ferulización) y al igual que Vigolo y cols.^{6, 7, 58, 104, 105} dedujeron que la técnica directa con ferulización aportaba resultados estadísticamente mejores y con menor deformación; a diferencia de Herbst¹³ o De la Cruz⁹². Pero Naconecy y cols.¹ no encontraron diferencias significativas entre la técnica directa sin ferulizar y la indirecta, mostrando valores y mediciones similares, coincidiendo con los resultados de nuestro estudio. Igualmente le ocurre a Heckmann y cols. (2004)¹²³, que no hayaron diferencias significativas entre la técnica de cubeta abierta simple y la de cubeta cerrada. Y Akca y cols.¹⁰³ en el mismo año y en su estudio determinaron una exactitud similar entre ambas técnicas, no pudiendo afirmar si una era mejor que otra.

Douidi y cols.^{4, 5} en su estudio de comparación para determinar que técnica de impresión es más exacta concluyeron, que la técnica directa de ferulización con duralay es más exacta que la indirecta y directa sin ferulización, pudiendo ocasionar éstas últimas alteraciones y modificaciones rotacionales.

Son más escasos los estudios que se dedican al análisis de las técnicas de impresión a implante con cubeta cerrada. Daoudi y cols.⁴ analizaron en 2003 los modelos obtenidos a partir de impresiones con técnica indirecta. El mismo modelo fue reproducido por estudiantes de postgrado, dentistas experimentados y técnicos de laboratorio. Se hallaron diferencias axiales y rotacionales en la posición de los implantes de los modelos obtenidos, sin embargo gran parte de estas diferencias se debieron fundamentalmente a la habilidad y conocimientos del operador.⁴



En nuestro estudio, como todas las impresiones fueron realizadas por el mismo operador no existen diferencias en los modelos obtenidos por la técnica de impresión indirecta. Demostrando la fiabilidad de la misma.

Por otro lado, se analizó subjetivamente la fiabilidad de éstas técnicas de impresión mediante la valoración del ajuste pasivo de una estructura colada en oro realizada sobre el modelo maestro. Así no sólo se aporta un punto de vista objetivo desde nuestro método de medición sino también uno subjetivo para poder aproximarnos a la realidad de la práctica diaria. Y los resultados de la valoración del ajuste pasivo parece que se corresponden con los resultados objetivos. Ambos operadores coincidieron en afirmar que el mejor ajuste se logró en los modelos obtenidos con una técnica de impresión basada en la ferulización.

Una de las mejores maneras de estudiar el ajuste pasivo es analizar las estructuras al microscopio electrónico, en nuestro estudio se pretendía aceptar o rechazar una estructura sobre un modelo dado, como si fuese una de nuestras pruebas en la clínica ya que en la práctica diaria no disponemos de microscopios ni otros sistemas de medición y debemos determinar si nuestras estructuras presentan un buen ajuste, discrepancias aceptables o inaceptables.

Se han ido incorporando técnicas para conseguir el deseado ajuste pasivo como la erosión de las supraestructuras para corregir errores en el ajuste que Eisenmamn y cols.¹⁰⁸ analizaron en su estudio. Confeccionaron 12 estructuras de oro y titanio y las analizaron con microscopio electrónico y análisis de estrés fotoelástico antes y después del tratamiento de erosión. Obtuvieron que las estructuras de oro mostraron menores discrepancias y que después del tratamiento, las diferencias disminuyen aunque siguen siendo mejor las estructuras de oro. Concluyeron que la técnica que erosiona las supraestructuras es recomendable para mejorar el ajuste, permite el refinamiento del metal sin afectar sus propiedades físicas y así consigue corregir errores de ajuste.



Otra técnica para conseguir el ajuste pasivo es el doble colado de las estructuras como describieron Luk y cols.⁸⁵ en su estudio. Elaboraban una primera estructura que se seccionó y se abrasionó con partículas de aire creando espacio. Se añadió cera al armazón original por la zona de las secciones y abrasiones, y se volvió a colar para obtener la estructura definitiva.

5.5. SITUACIÓN DE LOS IMPLANTES (ANGULACIÓN Y PROFUNDIDAD).

Las posiciones de los implantes nos van a determinar en gran parte de los casos el tipo de técnica de impresión. Un ejemplo típico, es la existencia de inclinaciones adversas en implantes situados muy cercanos ya que estas situaciones limitan las técnicas y obligan a introducir modificaciones, fundamentalmente ferulizaciones para asegurar la inmovilización de los transfers. Ya que no siempre se permite el correcto espesor del material de impresión o incluso los transfers se pueden interferir dando lugar a alteraciones de la impresión.

La bibliografía nos muestra soluciones de compromiso en estos casos como la de Chaimattayampol y cols.¹²⁴ que describieron en su estudio la necesidad de emplear un transfer metálico de titanio en uno de los implantes y otro de plástico en el implante adyacente ya que por angulaciones adversas era imposible posicionar los dos transfers iguales y el tallado de uno de ellos sería tan agresivo el tallado que afectaría a su tornillo. Así, modificaciones en el transfer de plástico eran más fáciles. Aunque destacaban la necesidad de unir ambos con resina para mejorar la precisión de la impresión.

Michalakis y cols.¹²⁵ describieron una técnica con modificaciones parecidas. Emplearon transfers de titanio y técnica directa, modificaban uno de ellos cambiando su tornillo largo por uno corto evitando interferencias entre ellos. Cuando comprobaban que estaban correctamente posicionados, ferulizaban ambos y así se podía quitar el tornillo corto y arrastrar ambos. Con



una cubeta individual perforada por el tornillo largo se tomaba la impresión y se arrastraban ambas cofias.

Guirguis ¹²⁶ describió otras modificaciones en la técnica de impresión. Tomaba la impresión de uno de los implantes y se creaba un modelo. Con el modelo de la posición del primer implante se fabricaba una estructura y se llevaba a boca. Con resina se creaba una llave adaptada a dicha estructura y a los dientes adyacentes en boca. A continuación quitaba la llave de la boca y tomaba impresión al implante adyacente obteniendo otro modelo con un solo implante (el segundo). En este último modelo, se creaba espacio a nivel del primer implante y se llevaba la llave previamente fabricada con el análogo correspondiente, uniendo el conjunto a dicho modelo. Se obtenía así, un modelo con la posición de ambos implantes tomada de manera separada. Se fabricaba sobre él la estructura final que une ambos implantes y se comprobaba su ajuste en boca.

A veces las modificaciones no son debidas a la dificultad en la posición de los implantes sino por comodidad y para asegurarnos evitar movimientos a la hora de insertar el material de impresión en la boca. Por esta razón, Matsuhita y cols. ¹²⁷ describieron una técnica que consistía en cargar la cubeta con silicona pesada a nivel de los dientes y posicionarla en boca. Al llevar sólo un material el autor refiere que se posicionaba mejor. Una vez posicionada correctamente, se inyectaba silicona fluida por unas perforaciones laterales realizadas en la cubeta hasta que rebasa por la zona de acceso a los tornillos de las cofias de transferencia. Esta técnica ya había sido descrita del mismo modo por Sheridan y cols en 1995. ⁹⁰

MacCartney ⁹⁹ ya en 1992 hacía referencia a que una buena posición de los implantes en la zona posterior era difícil debido a la limitación de la apertura, accesibilidad, difícil visibilidad, proximidad al nervio dentario o al seno maxilar. Lo cual hace que las posiciones, inclinaciones y distancias de las fijaciones no sean siempre lo más adecuadas teniendo que usar en una misma



impresión transfers de un tipo y otro; combinando cubeta abierta y cerrada; cilindros de oro ferulizados, cambios de tornillos, etc

Como no siempre vamos a encontrar implantes con inclinaciones y posiciones favorables, en nuestro estudio decidimos analizar diversos factores y su influencia en las técnicas de impresión: inclinación de los implantes, profundidad de las implantes y distancias entre ellos.

En cuanto a la inclinación, el modelo maestro presentaba dos implantes con una inclinación más marcada (30°) y quisimos analizar si influía esta inclinación en la fiabilidad y precisión de las técnicas de impresión. Cuando evaluamos las técnicas de impresión y comparamos las distancias entre implantes en cada una de las técnicas, pretendíamos encontrar diferencias entre las técnicas en aquellas distancias en las que estaban implicados los implantes inclinados. Tras el análisis estadístico, observamos que aquellas distancias en las que sólo intervenía un implante inclinado, no existía diferencias estadísticamente significativas en la mayor parte de los casos. Se encontraron diferencias en el grupo de cubeta abierta y cerrada en relación con el implante 6 y en el grupo de técnica con duralay® en relación con el implante 3, pero no de manera sistemática. Sin embargo, en la distancia entre los dos implantes inclinados (implante 3 y 6), si existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de cubeta abierta. No obstante, hay que tener en cuenta que ésta era una de las mayores distancias entre implantes (37 mm) y este dato también influye.

Por lo tanto, podemos afirmar que la inclinación no es un factor tan importante para la eficacia, precisión y fiabilidad de las técnicas de impresión como presumiblemente creíamos antes del estudio. Lo que si podemos concluir sin embargo, es que la técnica F.R.I no presentó en ningún caso diferencias estadísticamente significativas por lo que se reafirma como mejor técnica a pesar de inclinaciones desfavorables.



Otro factor a considerar que pudiera influir en estos resultados es el tipo de conexión de los implantes. Choi y cols.¹⁰² en 2007, afirma que los implantes con conexiones externas hacen que las uniones a los aditamentos de impresión sean pequeñas y puedan dar lugar a mayores distorsiones. En cambio, las conexiones internas con largas paredes paralelas hacen que las distorsiones en la técnica de impresión sean menores, incluso con inclinaciones desfavorables. En su estudio, evaluó si aparecían diferencias en la toma de impresión en implantes paralelos y en implantes divergentes 8°, utilizando fijaciones Astra® (conexión interna). Comprobó que no había diferencias estadísticamente significativas ni en los implantes paralelos ni en los inclinados y tampoco encontró ninguna diferencia si ferulizaba o no en la toma de impresión.

La mayoría de los estudios evalúan las técnicas de impresión con implantes paralelos.^{6-8, 10, 12, 20, 24, 58, 94, 104, 105, 115, 128}

En cambio, Carr¹¹ evaluó las técnicas de impresión con implantes no paralelos, pero no hace una comparación entre implantes divergentes o convergentes. Su estudio sólo se basó en implantes divergentes y llegó a la conclusión de que con la presencia de implantes divergentes, la técnica de cubeta abierta obtenía mejores resultados, en cambio se producían muchas inexactitudes con la técnica de cubeta cerrada.

Por esta razón, Conrad y cols. (2007)¹⁰¹ elaboraron un estudio en el que pretendían discriminar diferencias en las técnicas de impresión con implantes convergentes o divergentes y en distintas angulaciones. Para ello, confeccionaron siete modelos con tres implantes situados de manera triangular. En todos ellos el implante central era perpendicular al modelo y los otros dos variaban en cada modelo con una convergencia de 5, 10 y 15° o con una divergencia de 5, 10, 15° respecto al implante central. En el modelo control los tres implantes eran paralelos entre sí. Se tomó cinco impresiones con cubeta abierta y cinco con cubeta cerrada en cada uno de los modelos utilizando como



material de impresión una silicona de adición. En los modelos obtenidos se midieron las posiciones de los implantes con las coordenadas X, Y, Z. Los resultados demostraron que no existe diferencias estadísticamente significativas entre ambas técnicas al reproducir los implantes de 5° y 10° de angulación (bien divergente o convergente). Pero si se encontró diferencias cuando se evaluaba la posición de los implantes más angulados (15°). A pesar de ello, no llegaron a una conclusión clara de si influía más la posición divergente o convergente, no hallando diferencias entre ambas posiciones.

En nuestro estudio in Vitro, se pretendía simular lo máximo posible la situación bucal por ello, el modelo maestro llevaba encía artificial y los implantes se situaron a distintas profundidades, lo que determinó la cantidad de material de impresión que rodeaba al transfer. El perfil de emergencia del implante, es un parámetro a tener en cuenta. Cuanto más subgingival se encuentre, menor cantidad de elastómero abrazará el transfer dentro de la cubeta al quedar menos embutido en el material de impresión y mayor será su inestabilidad. En nuestro estudio, había tres posiciones diferentes en cuanto a la profundidad respecto a la encía, y otro de nuestros objetivos era evaluar si esta profundidad podría influir en las técnicas de impresión.

Para ello, realizamos pruebas estadísticas como en el caso anterior, valorando si en las distancias entre implantes donde aparecen diferencias estadísticamente significativas estaban implicados los implantes más profundos y así poder establecer inferencias y relaciones. Sin embargo, no hay diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las técnicas. En aquellas distancias en las que aparecen los implantes profundos juntos; sólo hay diferencias cuando aparecen implicados junto con alguno de los inclinados habiendo diferencias estadísticamente significativas sólo en las técnicas de cubeta abierta y cerrada. Es decir, la profundidad por sí sola no parece influir en nuestras impresiones pero unido a una inadecuada inclinación, nos obliga a tomar impresiones con ferulización.



No encontramos diferencias para las dos técnicas ferulizadas. Lo que nos indica que la profundidad del implante no parece ser un factor determinante que genere errores en las técnicas de impresión. No encontramos un patrón para afirmar que la profundidad altere la fiabilidad y precisión de las técnicas. Pero la profundidad junto con la inclinación si genera errores en las técnicas que no presentan ferulización.

Otra variable a considerar es la distancia entre implantes, ya que a mayores distancias mayores son las posibles distorsiones. En nuestro estudio, en las distancias pequeñas (9, 10, 11 mm) no se detectaron diferencias entre las técnicas, pero tampoco hay un patrón claro ya que en distancias de 32 y 37mm tampoco se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre las cuatro técnicas.

Un factor que puede condicionar los resultados es el diseño de las cofias de impresión. Su geometría no debe ser completamente simétrica respecto a su eje central para facilitar su reposición en el material de impresión en la técnica de cubeta cerrada. Los empleados en este estudio presentaban una parte plana que posibilitaba la reubicación del complejo réplica- cofia en su posición original en la técnica de cubeta cerrada y permitía buena retención dentro del material de impresión en la técnica de cubeta abierta. Lo que aporta buenos resultados con ambas técnicas. No hayamos diferencias estadísticamente significativas entre los grupos cubeta cerrada y abierta.

Por otro lado, todas las investigaciones realizadas a lo largo de los años parten de medir los modelos obtenidos con las técnicas de impresión ¹²⁹. Los materiales, las técnicas y las particularidades en el vaciado de las impresiones son un factor a tener en cuenta. El empleo de escayolas de baja expansión mejora los resultados al igual que vaciado en varias fases o la confección de modelos seccionados reduce las posibles expansiones y modificaciones del material.^{59, 130}



Kim y cols.¹⁰⁶ determinaron cuatro posibles distorsiones en la obtención de un modelo sobre implantes:

- Desplazamiento del transfer sobre el implante.
- Desplazamiento del transfer en la técnica de impresión o por el material utilizado.
- Desplazamiento de las réplicas sobre los transfers colocados en la cubeta de impresión.
- Desplazamiento de las réplicas durante el procedimiento de vaciado y por los cambios dimensionales de la escayola.

Al analizar varios modelos, observaron que muchas distorsiones se producían por el desplazamiento de los transfers o réplicas durante la conexión de los componentes, creando alteraciones en la toma de impresión, vaciado y obtención del modelo definitivo. Muchos autores en sus trabajos se preocupan de los transfers, su ubicación y de evitar desplazamientos durante la toma de impresión. Pero durante la obtención del modelo, se producen también distorsiones si los análogos no están bien posicionados o alteraciones durante el vaciado. Al analizar sus resultados, obtuvieron mejores modelos con menores distorsiones durante la fase de vaciado si la impresión estaba ferulizada. Por lo tanto, no sólo es importante la ferulización durante la toma de impresión sino también durante el vaciado.

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES



Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio in Vitro, se pueden extraer de sus resultados las siguientes conclusiones:

1. Las cuatro técnicas de impresión presentan precisión dando lugar a modelos repetibles al realizar varias impresiones con la misma técnica.
2. De las cuatro técnicas de impresión utilizadas, se muestra como la más fiable la técnica F.R.I.
3. Se evidencian diferencias entre utilizar la técnica de cubeta abierta Vs la cerrada. Sin embargo en todos los casos, las técnicas que usan ferulización obtienen mayor fiabilidad que las que no lo usan.
4. La inclinación y profundidad de los implantes pueden dificultar la ejecución de la propia técnica en sí. Pero a la vista de los resultados obtenidos, no se puede inferir que influya sobre la exactitud de la impresiones. Sin embargo, cuando ambos factores aparecen simultáneamente, se obtienen mejores resultados con técnicas de impresión con ferulización.
5. La evaluación mediante métodos subjetivos del ajuste pasivo obtenido por una estructura implantosoportada parece ser un procedimiento suficientemente fiable. Ya que mostró un grado de acuerdo entre los operadores “moderado” y coincidió con los resultados obtenidos con las pruebas objetivas.

CAPÍTULO 7

BI BLI OGRAFI A



1. Naconecy M., Teixeira E., Shinkai R., Frasca L., Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 (2): 192-198.
2. Forrester- Baker L., Seymour K.G., Samarawickrama D., Zou L., Cherukara G., Patel M. A comparison of dimensional accuracy between three different addition cured silicone impression materials. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2005; 13 (2): 69-74.
3. Nissan J., Gross M., Shifman A., Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence and different operators. *J Prosthet Dent* 2001; 86 (1): 20-3.
4. Daoudi M., Setchell D., Searson L. A laboratory investigation of the accuracy of the repositioning impression coping technique at the implant level for single tooth implants. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2003; 11 (1): 23-28.
5. Daoudi M., Setchell D., Searson L. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2004; 12 (1): 9-14.
6. Vigolo P., Majzoub Z., Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (2): 186-92.
7. Vigolo P., Fonzi F., Majzoub Z., Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 470-6.
8. Humphries RM., Yaman P., Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5: 331-6.
9. Burawi G., Houston F., Byrne D., Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the bone-lock implant system. *J Prosthet Dent* 1997; 77:68-75.
10. Spector MR., Donovan TE., Nicholls J. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 444-7.
11. Carr AB., Comparison of impression techniques for a two implant 15 degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 468-75.



12. Barrett MG., Rijk WG., Burgess JO. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 1993; 2: 75-82.
13. Herbst D., Nel J.C., Driessen C.H., Becker P.J. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 555-61.
14. Lorenzoni M., Pertl C., Penkner K., Polansky R., Sedaj B., Wegscheider A. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *J Oral Rehabilitation* 2000; 27: 629-638.
15. Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two years report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14: 404-19.
16. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-7.
17. Morgan MJ, James DF. Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. *J Biomechanics* 1995; 28:1103-9.
18. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago. Quintessence 1985: 117-28.
19. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prothesis placement to the first annual ckeckup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 270-6.
20. Assif D., Marshak B., Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11 (2): 216-222.
21. Ruiz E., Pessanha G., Ruiz S., Arruda M. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88:567-72.
22. Wise M. Fit of implant-supported fixed prostheses fabricated on master cast made from a dental stone and dental plaster. *J Prosthet Dent* 2001; 86 (5): 532-8.
23. Hecker D., Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003; 89:346-51.



24. Assif D., Nissan J., Varsano I., Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14 (6): 885-888.
25. Swallow S.T. Technique for achieving a passive framework fit: A clinical case report. *J Oral Implantology* 2004; 30 (2): 83-91.
26. Hussaini S., Wong T. One clinical visit for a multiple implant restoration master cast fabrication. *J Prosthet Dent* 1997; 78 (6): 550-53.
27. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 151-8.
28. Wirz J., Tschirky R. Impresiones y elaboración del modelo para prótesis sobre implante, Quintessence (ed. Esp.) 1998; 11(2): 112-119.
29. Celemin A., Encinas L., del Río Highsmith L., del Río Highsmith J. Impresiones en implantoprótesis. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2003; 5 (2): 104-117.
30. Corral Pazos I. *Implantología basada en la calidad total*. Ed Avances 2002.
31. Herrero Climent M., Herrero Climent F. *Atlas de Procedimientos Clínicos en Implantología Oral*. TRP Ediciones 1995.
32. Bartlett D., Greenwood R., Howe L. The suitability of head of implant and conventional abutment impression techniques for implant-retained three unit bridges: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 2002; 10 (4): 163-66.
33. Kupeyan H., Lang B. The role of the implant impression in abutment selection: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10 (4): 429-433.
34. Grossmann Y., Pascuita M., Finger I. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 2006; 95 (3): 258-61.
35. Wee A.G. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (3): 323-31.
36. Murat C., Akca K. Técnicas de impresión y tensiones inducidas por mal ajuste en las superestructuras con soporte implantario: estudio in Vitro. *Revista Internacional de Odontología Restauradora y Periodoncia* 2006; 10(4): 387-93.



37. Kaiser D., Jones J. New impression system for ITI solid abutment cementable restoration. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (3): 276-78.
38. Jones J.D., Kaiser D. A new gingival retraction impression system for a one-stage root-form implant. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 371-3.
39. Donovan TE, Chee WL. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin N Am* 2004: 445-70.
40. Gardner K, Loft GH. An intraoral coping technique for making impressions of multiple preparations. *J Prosthet Dent* 1981; 45: 570.
41. Breeding LC, Dixon DL. Accuracy of casts generated from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 403.
42. Macchi R. *Materiales Dentales*. Ed. Panamericana 2007.
43. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice?. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 1026-8.
44. Massad J, Cagna DR. Vinyl Polysiloxano impression material in removable prosthodontics. Part 3: Implant and external impressions. *Compendium* 2007; 28: 554-61.
45. Federick DR, Caputo A. Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. *J Am Dent Assoc* 1997; 128: 183-8.
46. Chee W., Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 728.
47. Beier US, Grunet I, Kulmer S, Dumfahrt H. Quality of impressions using hydrophilic polyvinyl siloxane in a clinical study of 249 patients. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 270-74.
48. Orozco Varo A, Martínez de Fuentes R, Dominguez Cardoso P, Cañadas Rodríguez D, Jiménez Castellanos E. Estudio piloto comparativo entre cubetas individuales en implantoprótesis. *Av. Odontoestomatol* 2006; 22: 211-216.
49. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B. Dimensional accuracy of 2-stage putty-wash impressions: influence of impression trays and viscosity. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 573-575.
50. Nevado MJ, Celemín A, Del Río J. Cubetas individuales. *Revista Europea de Odontoestomatología* 2003; 15 (4): 175-184.



51. Burns J., Palmer R., Howe L., Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *J Prosthet Dent* 2003; 89 (3): 250-55.
52. Christensen GJ. Complex fixed and implant prosthodontics: making nearly foolproof impressions. *JADA* 1992; 123:69-70.
53. Christensen GJ. Now is the time to change to custom impression tray. *JADA* 1994; 125:619-20.
54. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material and time. *J Prosthodont* 2002; 11 (2): 98-108.
55. Frank RP, Thielke SM, Johnson GH. The influence of tray type and other variables on the palatal depth of casts made from irreversible hydrocolloid impressions. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (1): 15-22.
56. Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impression. *J Prosthet Dent* 2003; 90 (2): 143-9.
57. Wee A., Cheng A., Eskridge R. Accuracy of 3 conceptually different die system used for implant cast. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (1): 23-9.
58. Vigolo P., Millstein P. Evaluation of master cast technique for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1993; 8 (4): 439-446.
59. Serrano GJ., Lepe X., Townsend J., Johnson G., Thielke S. An accuracy evaluation of four removable die system. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (5):575-86.
60. Willers H., Rubeling G., Popall K. Masas de yeso. Yesos para modelos de implantes de estabilidad formal. Estudio comparativo. *Quintessence Técnica* (Ed. esp 2005; 16 (1): 1-13.
61. Salmerón D., Clavo Guirado JL., Hernández ML, Carrón del Valle MJ, Sáez Yuguero MR. Importancia del transportador de implantes en las fases quirúrgica y protética de implantes dentarios. *Revista Europea de Odontoestomatología* 2003; 15 (5): 225-32.
62. Mc Ardle BF., Clarizio LF. An alternative method for restoring single tooth implants. *J Am Dent Assoc* 2001; 132 (9): 1269-73.



63. Maló P., Rangert B., Nobre M. "All-on-four" immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5 Suppl 1: 2-9.
64. Maló P., Nobre M., Rangert B. Short implants place one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007; 9 (1): 15-21.
65. Maló P., Nobre M., Petersson U., Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8 (4): 223-32.
66. Maló P., Rangert B., Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous maxillae: a 1 year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7: 588-94.
67. Rocci A., Martignoni M., Gottlow J. Immediate loading in the maxilla using flapless surgery, implants placed in predetermined positions, and prefabricated provisional restorations: a retrospective 3 years clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003; 5 suppl 1: 29-36.
68. Merino L., Santos E. Álgebra lineal con métodos elementales. Ed. Thomsom, 2006.
69. Rojo j., Martin I. Ejercicios y problemas de Álgebra lineal. Ed. MacGraw Hill, 1994.
70. Romero Sarabia. Álgebra lineal y Geometría I. Ed. La Madraza, 1991.
71. Arvesú J., Álvarez R., Marcellan F. Álgebra lineal y aplicaciones. Ed. Síntesis, 1999.
72. Castellet M., Llerena I. Álgebra lineal y Geometría. Ed. Reverté, 1991.
73. Wolfram S. Mathematica, a system for doing Mathematics by computer. Ed. Addison-Wesley, 1991.
74. Hernández E. Álgebra y Geometría. Ed. Addison-Wesley, 1994.
75. Rodríguez-Sanjurjo J.M., Ruiz J.M. Geometría proyectiva. Ed Addison-Wesley, 1998.
76. Jennings G.A.. Modern Geometry with appliations. Ed. Springer-Verlag, 1994.



77. Wenz H., Reuter H., Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with a internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2008; 23: 39-47.
78. Ragnemalm I. The Euclidean distance transform in arbitrary dimensions. *Image Processing and its applications, International Conference on.* 1992, 290-293.
79. D. E. Joyce: *Euclid's Elements*, en <http://aleph0.clarku.edu/~djoyce/java/elements/elements.html>.
80. Marin M., Salván E., Figueras O. Ajuste pasivo. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica* 2006; 8 (4): 417-424.
81. Martín A., Luna JD. *Bioestadística para ciencias de la salud*. Madrid. Ed. Norma, 1995.
82. Jemt T., Rubenstein JE., Carlsson L, lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 314-325.
83. Rubenstein JE., Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast framework. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 491-495.
84. Karl M., Winter W., Taylor T., Heckmann S. In vitro study on passive fit in implant-supported 5 unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 30-37.
85. Luk H., Mphill H., Edmond H., Pow E., McMillan A., Hui C. A double casting technique to minimize distorsion when constructing fixed partial dentures on implants. *J Prosthet Dent* 2004; 91:93-6.
86. Helldén L., Derand T., Johansson S., Lindberg A. The CrescoTi Precision method: Description of simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 487-91.
87. Longori S., Sartori M., Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw- retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent* 2004; 91:595-8.
88. Riedy S., Lang B., Lang B. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent* 1997; 78:596-604.



89. Phillips KM., Nicholls J., Ma T., Rubenstein J. The accuracy of three implants impression technique: a three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 533-40.
90. Sheridan P., Koka S. Complete skating o fan implant impression doping. *J Prosthet Dent* 1995; 73 (3):322-4.
91. Goll GE. Production of accutarely fitting full-arch implant framework: Part I-Clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991; 66:74-84.
92. De la Cruz J., Funkenbusch P., Ercoli C., Moss M., Graser G., Tallents R. *J Prosthet Dent* 2002; 88 (3): 329-36.
93. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *J Prosthet Dent* 2004; 92 (6): 575-7.
94. Assif D., Marshak B., Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994; 71:589-91.
95. Dumbrigue H., Gurun D., Javid N. Prefabricated acrylic resin bars for splitting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000; 84 (1): 108-10.
96. Ivanhoe R., Adrian E., Krantz W. An impression technique for osseintegrated implants. *J Prosthet Dent* 1991; 66 (3): 410-11.
97. Inturregui J., Aquilino S. Evaluation of three impresión techniques for osseointegated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69 (5): 503-9.
98. Shiau J., Chen L., Wu C. An accutare impression method for implant prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent* 1994; 72 (1):23-5.
99. MacCartney J. Management of implant malalignment precluding transfer coping placement .*J Prosthet Dent* 1992; 67 (3):423-25.
100. Cheshire P.D and Hobkirk J.A. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *Journal Oral Rehabilitation* 1996; 23: 782-789.
101. Conrad HJ., Pesun IJ., DeLong R., Hodges J. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97 (6): 349-356.
102. Choi J., Lim Y., Yim S., Kim C. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 761-768.



103. Akca K., Cehreli M. Accuracy of 2 impression technique for ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 517-523.
104. Vigolo P., Majzoub Z., Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (5): 562-6.
105. Vigolo P., Fonzi F., Majzoub Z., Cordioli G. Master cast accuracy in single-tooth implant replacement cases : an in vitro comparison. A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2005; 20 (3): 455-460.
106. Kim S., Nicholls JI., Han CH., Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 746-755.
107. Kohavi D. Técnica de impresión combinada para una restauración parcial implantosoportada fija-desmontable. Quintessence (ed. Esp.)1998; 11(1): 21-25.
108. Eisenmann E., Mokabberi A., Walter M., Freesmeyer W. Improving the fit of implant supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 810-818.
109. Peng Y., Kuo S., Shen Y., Hong H. Use of impression cap to retract peri-implant mucosa before cementation of ITI abutment. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 422.
110. Craig R., O'Brien W., Powers J. *Materiales Dentales*. Ed Mosby, 1996.
111. Jiménez Planas A., Ábalos Labruzzo C., Martín Hernández J. *Manual de materiales odontológicos*. Universidad de Sevilla. Secretariado de publicaciones. Sevilla, 2008.
112. Cova Natera JL. *Biomateriales Dentales*. Ed. Amolca, 2004.
113. Holst S., Blatz M., Bergler M., Goellner M., Wichmann M. Influence of impression material and the time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 2007; 38: 67-73.
114. Vega del Barrio JM. *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos*. Ed. Avances Médicos-Dentales, S.L. 1996.
115. Assif D., Fenton A., Zarb G., Schimtt A. Comparative accuracy of implant impression procedures. *Int J Periodont Rest Dent* 1992; 12 (2): 113-21.



116. MacCartney J., Pearson R. Segmental framework matrix: Master cast verification, corrected cast guide and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71:197-200.
117. Landa Suescum I., Aldalur Arrigorriale M., Ávila Seco A. Una técnica clínica sencilla para realizar impresiones de implantes en casos de edentulismo completo. *Maxilares* 2004; 68: 84-90.
118. Mallat Callis E. Puntos de interés en la toma de impresiones en prótesis fija sobre implantes. *Labor Dental* 2007; 8 (1): 7-16.
119. Driscoll Cf., Woolsey G., Ferguson WM. Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restoration. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 504-506.
120. Eriksson AR., Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
121. Ormianer Z., Laufer B., Nissan J., Gross M. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 837-842.
122. Phillips K and Goto Y. Alternative implant impression techniques. *Compendium* 2002; 23 (2): 170-4.
123. Heckmann S., Karl M., Wichmann M., Winter W., Graef F., Taylor T. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. *Clin Oral Implant Res* 2004; 15: 466-473.
124. Chaimattayampol N., Arbree N., Wong S. A simple method of making an implant-level impression when presented with limited space, unfavourable implant positions or problematic implant angulations. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (6): 684-7.
125. Michalakis K., Kalpidis C., Kang K., Hirayama H. A simple impression technique for dental implants placed in close proximity or adverse angulations. *J Prosthet Dent* 2005; 94 (3): 293-5.



126. Guirguis M.N. Key transfer technique for restoring implants with extreme cervix proximity in the esthetic zone: A case report. *J Oral Implantology* 2005; 31(3): 139-44.
127. Matsuhita Y., Kihara M. A modified implant impression technique. *J Prosthet Dent* 2002; 87 (3): 343-44.
128. Al-Abbas H., Al-Ajmi M., Pipko DJ. A positioning jig to verify the accuracy of implant abutments. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 115-116.
129. Calesini G., Scipionii A., Micarelli C., Canalis R. Más fácil y mejor: prevención de fallos en la prótesis sobre implantes. *Quintessence técnica* (ed. esp.) 2006; 17 (5): 250-267.
130. Cosenza PA., Esperón MC. Pasividad, clave de la prótesis implantoasistida. *Rev. Esp. Odontoestomatológica de Implantes* 2003; 11 (4): 235-248.

CAPÍTULO 8

ANEXO ESTADÍSTICO