



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA EFICACIA
DE CEMENTOS PARA PRÓTESIS FIJA SOBRE
IMPLANTES”**

TESIS PARA ACCEDER AL TÍTULO DE DOCTOR EN ODONTOLOGIA DE LA
UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

DOCTORANDO

PROF. MG. GEORGINA VALERIA SANTANGELO

DIRECTOR

PROF. DR. CÉSAR LUCHETTI

CODIRECTORA

PROF. DRA. ALICIA KITRILAKIS

AÑO 2017

“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA EFICACIA DE CEMENTOS PARA PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES”

**“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA EFICACIA
DE CEMENTOS PARA PRÓTESIS FIJA SOBRE
IMPLANTES”**

A mis padres que me dieron la vida

A mis hijos, que son la razón de mi existir

A mi esposo que es mi gran apoyo

AGRADECIMIENTOS

- A la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata, porque es aquí donde me formé no sólo como profesional sino como persona, docente, investigadora y clínica.
- A mi familia que es mi apoyo constante y la motivación permanente para crecer cada día un poco más, especialmente por la paciencia y la confianza que pusieron en mí. Sin ellos, nunca habría llegado a ser quien soy, ni a estar donde estoy.
- A mi director y co- directora de Tesis, Dr. César Luchetti y Dra. Alicia Kitrilakis, quienes fueron mi guía en todo momento desde el primer día hasta el último. Su capacidad de escuchar para luego dar sus consejos, sus palabras de aliento y su manera de hacer frente a los imprevistos, junto con muchas otras virtudes.
- A mi madrina académica, la Dra María Mercedes Medina, que desde el primer día me alentó con su ejemplo y capacidad de trabajo a superarme siempre, aconsejándome y motivándome en el camino de la formación docente, académica y de investigación.
- Un agradecimiento especial al Laboratorio de Investigaciones de Metalurgia “Ing. Gregorio Cusminski” de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata, liderado por su Director el Ing. Carlos Llorente quien en todo momento estuvo dispuesto a colaborar con la investigación facilitándome las instalaciones , las maquinarias y el personal para realizar los ensayos. Al Ing. Magister Daniel Culcasi que con toda amabilidad y compromiso se ocupó de los procedimientos técnicos y procesamiento de datos. A Adriana Lemos Barboza que colaboró con el mantenimiento de las muestras.
- Pido disculpas a todos los que se vieron afectados por mis ausencias, especialmente a mi familia, gracias por intentar comprender y soportar con una sonrisa mis quejas sobre todo en este último período.

A todos ellos, muchas gracias.

INDICE GENERAL

Título	2
Agradecimientos	4
Índice	5
Resumen	6
Introducción	10
Marco Teórico	14
Objetivos	49
Material y Métodos	50
Resultados	70
Discusión	78
Conclusiones	86
Bibliografía	88

RESUMEN

El éxito de la rehabilitación oral de pacientes con implantes depende no sólo de la oseointegración de los mismos, sino del mantenimiento de la conexión de la superestructura protésica a los implantes a largo plazo.

Objetivos:

Evaluar los cementos de Fosfato de Zinc (Harvard), Resina Compuesta (SmartCem 2) y Resina sin Eugenol Semipermanente (Premier) con relación a sus propiedades mecánicas de resistencia a la tracción y a la compresión, y su efecto en Implantología Oral, determinando la resistencia al despegamiento de las coronas y la capacidad de amortiguar fuerzas de cada uno de ellos.

Hipótesis I: Los cementos Harvard y Smart Cem 2 poseen mayor resistencia al despegamiento que el cemento Premier

Hipótesis II: El cemento Premier posee mayor capacidad de amortiguación de las cargas que los cementos Harvard y Smart Cem 2, disminuyendo el riesgo de aflojamiento del tornillo del pilar.

Material y Métodos:

Se utilizaron 60 implantes montados sobre una plataforma diseñada especialmente para las pruebas a realizar. Treinta se utilizaron para las pruebas de tracción y treinta para las pruebas de compresión, efectuadas con una Máquina Universal para ensayos mecánicos de 30kN, marca EMIC, modelo DL3.000

A cada implante se le colocó un pilar con su correspondiente tornillo ajustado con torquímetro a 32 Ncm y se le confeccionó un casquete metálico haciendo los fines de corona para las pruebas a realizar.

Para cada una de las pruebas (tracción y compresión) se dividieron los implantes con sus pilares en 3 grupos de 10 cada uno, sobre los cuales se cementaron los casquetes con tres cementos diferentes: Grupo 1: Cemento

Harvard (Fosfato de Zinc), Grupo 2: Cemento SmartCem 2 (Resina Compuesta de Curado Dual) y Grupo 3: Cemento Premier (Resina sin Eugenol semipermanente)

En las pruebas de tracción, se midió la fuerza necesaria para el despegamiento del casquete con respecto al pilar, con el fin de conocer la resistencia adhesiva de cada uno de los cementos.

En las pruebas de compresión, se midió la fuerza necesaria para el aflojamiento del tornillo que ajusta el pilar al implante, con el fin de conocer la capacidad de amortiguación de fuerzas de cada uno de los cementos.

Resultados:

Se utilizaron 10 muestras para cada uno de los tres cementos evaluados. A ellas se les realizaron pruebas de tracción, para evaluar la fuerza necesaria para que se desprenda el casquete cementado sobre el pilar, con el fin de evaluar la resistencia adhesiva de cada uno de ellos; y pruebas de compresión, para evaluar la fuerza necesaria para que se afloje el tornillo del pilar, con el fin de evaluar la capacidad de amortiguación de fuerzas de cada uno de los cementos.

En las pruebas de tracción, medidas en newtons, se observaron las siguientes fuerzas necesarias para el despegue de los casquetes:

Harvard: 399,43 (92,16), SmartCem 2: 466,56 (111,78) y Premier: 210,66 (62,36)

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Análisis de Varianza en Rangos: $P < 0,001$) y en las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias entre Harvard y SmartCem 2, pero si ambos mostraron diferencias con respecto a Premier. (Comparaciones Múltiples Apareadas de Tukey: $P < 0,05$)

Harvard y SmartCem 2 mostraron mejor resistencia a la tracción que Premier para evitar el despegamiento de la corona.

En las pruebas de compresión, medidas en newtons, se observaron las siguientes fuerzas necesarias para el aflojamiento de los tornillos de los pilares:

Harvard: 4.826,77 (682,33), SmartCem 2: 4.868,40 (764,72) y Premier: 6.197,51 (592,09)

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Análisis de Varianza: $P < 0,001$) y en las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias entre Harvard y SmartCem 2, pero si ambos mostraron diferencias con respecto a Premier. (Comparaciones Múltiples Apareadas de Tukey: $P < 0,05$)

Premier mostró mejor capacidad de amortiguación de las fuerzas, soportando mayor fuerza hasta que se aflojaron los tornillos con respecto a Harvard y SmartCem 2, que no mostraron diferencias entre ellos.

Conclusiones:

Dentro de los límites del presente estudio in vitro podemos concluir lo siguiente:

- 1) En las pruebas de tracción, tal como era de esperarse, se observó una mayor resistencia al despegamiento de las coronas con los cementos definitivos (Harvard y SmartCem 2) con respecto al cemento provisional, semipermanente, Premier.
- 2) En las pruebas de compresión, se observó que el cemento provisional, semipermanente, Premier fue más eficaz en amortiguar las fuerzas de carga que los cementos definitivos (Harvard y SmartCem 2)
- 3) Los tornillos de los pilares se aflojaron más fácilmente cuando estuvieron cementados con cementos definitivos, y menos con el cemento provisional, semipermanente evaluado.

4) El aporte más importante del presente trabajo es demostrar la capacidad de amortiguación de fuerzas del cemento Premier.

Esto respalda la utilización del mismo como primera elección en prótesis fija cementada sobre implantes.

5) La menor retención con respecto a los cementos definitivos podría mejorarse realizando un arenado de la superficie del pilar, para mejor la adhesión y disminuir las posibilidades de despegamiento.

6) En determinados casos, en donde por estética sea necesario evitar cualquier riesgo de despegamiento, se podría cementar con cementos definitivos, pero teniendo en claro que la capacidad de amortiguación de fuerzas será menor y el riesgo de aflojamiento de tornillos mayor.

7) En este último caso, teniendo en cuenta que el cemento Harvard y el SmartCem 2 no presentaron diferencias tanto en la resistencia al despegamiento como en su capacidad de amortiguar fuerzas, y si bien no fue evaluado en el presente trabajo, la primera elección debería ser el Harvard por su mayor facilidad de remoción de los excesos durante el cementado.

INTRODUCCION

El éxito de la rehabilitación oral de pacientes con implantes depende no sólo de la oseointegración de los mismos, sino del mantenimiento de la conexión de la superestructura protésica a los implantes a largo plazo.

Existen básicamente dos formas de conexión: Atornillada o Cementada.

En la primera, se atornilla un pilar al implante y luego una corona se atornilla al pilar, es decir que se usan dos tornillos para la estructura protética. Esto luego se simplificó con un solo tornillo que ajusta el complejo pilar-corona al implante directamente.

En la segunda, se atornilla un pilar al implante y luego se cementa la corona sobre el pilar.

En los inicios de la implantología las prótesis se realizaban de manera atornilladas y luego se buscó simplificar la terapéutica y hacerla de manera cementada similar a como se realizan en los dientes naturales.(1)

Además, al seguir los mismos principios que la prótesis fija convencional, simplificaba la formación de los profesionales que realizaban las prótesis sobre implantes, lo cual hizo que la opción cementada fuera ganando cada vez más popularidad.

Esta opción tiene la ventaja de no tener un canal de acceso en el centro de la cara oclusal y evita tener que sellarlo luego con una resina compuesta. De esta manera se logra una superficie oclusal mucho más natural y contactos oclusales más estables.

Las ventajas de la prótesis atornillada son la facilidad de desmontar la estructura en caso de ser necesario, el fácil reajuste de tornillos en caso de

aflojamiento y evitar usar cementos que en caso de no ser removidos correctamente pueden derivar en periimplantitis.(2)

Las desventajas son básicamente los canales de acceso a los tornillos, que pueden afectar la estética, si estos accesos emergen en caras vestibulares, y a su vez afectar la función, dado que los contactos oclusales pueden verse comprometidos por el desgaste con el tiempo de las resinas compuestas que se usan para sellar dichos canales de acceso.

Las ventajas de la prótesis cementada son la simplicidad de tratamiento, similar a realizar coronas sobre dientes naturales. Permite lograr mejor estética y contactos oclusales más estables, elemento clave para la supervivencia de los implantes a largo plazo. Es, además, más económico para el paciente.

La principal desventaja es cierta dificultad de desmontar en caso de ser necesario, dependiendo del cemento utilizado, y los riesgos de periimplantitis por excesos de cemento no removidos.

En cualquier caso, analizando los pro y los contra, la opción cementada fue utilizándose cada vez más, al permitir realizar tratamientos que tengan resultados más naturales.

No obstante, enseguida comenzaron a observarse ciertos problemas. En un inicio las coronas o puentes se cementaban con cementos definitivos similar a como se hace en los dientes naturales. En aquel momento todavía no existían o no se usaban ampliamente los torquímetros para ajustar los pilares sobre los implantes sobre los cuales luego se cementaban las coronas. Y el problema de esto fue que con el tiempo esos tornillos, que estaban simplemente ajustados a mano, se aflojaban y al estar las coronas cementadas con un cemento definitivo era imposible despegarlas para poder reajustar el tornillo, con lo cual la única solución era intentar perforarlas en el centro para poder acceder al tornillo y reajustarlo. Cuando esto no era posible, la última opción era cortarlas cómo se hace para desmontar una corona sobre dientes naturales y luego ajustar el tornillo y realizar una nueva corona.

A partir de esto se propuso cementar las coronas sobre implantes con cementos provisionales siendo lo más común en aquella época el uso del Dycal. Esto tenía la ventaja de que ante un problema en el tornillo, cómo era el aflojamiento, poder desmontar las coronas, ajustar el tornillo y luego volver a cementarlas. El problema era que este cemento provisional duraba muy poco y las coronas se despegaban fácilmente

Tiempo después con la aparición de los primeros torquímetros para poder ajustar los tornillos del pilar a una fuerza establecida por el fabricante el problema del aflojamiento comenzó ser menor, pero como las coronas se seguían cementando con cemento provisional por precaución éstas se seguían despegando fácilmente.

Alrededor del año 2000 se introdujo al mercado un nuevo cemento específico para implantes. Este tenía la característica de ser un cemento provisional pero de mayor dureza y mayor resistencia al despegamiento comparado con otros cementos provisionales

Al día de hoy este cemento es el que se sigue utilizando como primera elección en coronas cementadas sobre implantes.

Sin embargo, sí bien este cemento posee mucha más resistencia al despegamiento como dijimos recién, no está exento de sufrir despegamiento, lo cual genera inconvenientes al paciente sobre todo si la corona en cuestión está en una zona estética.

A partir de esto, en los últimos años, al observar que ya es muy poco frecuente el aflojamiento de los tornillos, nos empezamos a plantear si no sería mejor volver a utilizar cementos definitivos para cementar las coronas sobre implantes, evitando así la incomodidad para el paciente en caso que las coronas se despeguen.

Sin embargo, la duda que surge es la siguiente: cuánto influye el cemento provisional en amortiguar las fuerzas masticatorias y de esa manera evitar o disminuir las probabilidades de que los tornillos se aflojen.

Por esta razón, es necesario analizar las propiedades de retención de los cementos más comúnmente utilizados, y a su vez evaluar las capacidades de amortiguación de fuerzas de cada uno de ellos.

MARCO TEORICO

Contenido:

- 1- Implantología (Generalidades)
- 2- Prótesis sobre implantes (Tipos)
- 3- Prótesis Fija sobre implantes (Opciones)
- 4- Prótesis Cementada (Secuencia)
- 5- Tipos de Cementos

1- Implantología (Generalidades)

El objetivo fundamental de cualquier tratamiento de rehabilitación, es restaurar la función y la estética de modo satisfactorio, y con la mayor longevidad posible. Durante mucho tiempo las opciones clínicas fueron tres: prótesis removible, ya sea parcial o total, y prótesis fija y sus combinaciones; pero en algunas situaciones este tipo de opciones no satisfacía al paciente, y tampoco al profesional, por sus limitaciones funcionales, estéticas o de mantenimiento de las estructuras remanentes.

Durante mucho tiempo, los odontólogos buscaron diferentes alternativas de tratamiento. La idea de fijar implantes en los huesos maxilares fue explorada extensamente durante años.

A partir de los estudios preliminares del Dr Branemark, de la Universidad de Gotteborg, Suecia, con el descubrimiento de la oseointegración, se produce una gran apertura a las opciones del tratamiento bucal, dando lugar a la implantología moderna (3)

En la década del los 90, fue donde se experimentó el período de mayor avance en lo que se refiere a la rehabilitación oral con implantes dentales.

La diferencia entre el tratamiento propuesto por Branemark y los tipos de implantes existentes, quedaron evidentes por el grado de éxito alcanzado en este tratamiento, donde pueden ser citados como factores principales el establecimiento de un protocolo quirúrgico, el tipo de material utilizado y el desarrollo de sistemas de implantes aptos para la rehabilitación de piezas dentarias. Dicho protocolo dice que la preparación del lecho óseo debe realizarse de la forma menos traumática posible. Para tal fin se usan fresas especiales con velocidad controlada del motor y con irrigación abundante de solución fisiológica. También se utilizan fresas en secuencia, de menor a mayor diámetro, con el objetivo de permitir la cicatrización ósea promoviendo la oseointegración.

La implantología oral ha generado un cambio en la práctica odontológica cotidiana al incorporar una técnica terapéutica predecible para la rehabilitación oral de los pacientes que por diferentes causas han perdido sus dientes naturales.

La metodología incorpora básicamente dos grandes fases, una quirúrgica y otra protética, o de rehabilitación. En el primer paso, un elemento que denominamos implante se coloca de manera intraósea por medio de una cirugía. El mismo es generalmente en forma de tornillo y de titanio, aunque existen otras formas y materiales. Luego de un período variable, donde el implante se integra firmemente al hueso a nivel biológico, proceso que se conoce como oseointegración, se inicia la segunda fase, que consiste básicamente en la colocación de una prótesis sobre el mismo. Esta que podrá ser unitaria, parcial o total según cada caso en particular, y ello hará necesaria una mayor o menor cantidad de implantes con el fin de soportar las cargas masticatorias de manera adecuada.

Por esta razón, el elemento fundamental en el tratamiento es realizar un correcto diagnóstico, determinando las necesidades de rehabilitación, y realizar una correcta planificación de la prótesis a realizar. Y con esto definido, luego determinar la cantidad y posición de los implantes a colocar.

Recordando siempre que la prótesis guía la cirugía, es decir que las necesidades protéticas dictan la cantidad y posición de los implantes. Pero también teniendo siempre en mente que la prótesis comienza a construirse desde la cirugía, en el sentido que la ejecución correcta o no de la fase quirúrgica determinará luego la posibilidad o no de realizar la prótesis tal cual fue planificada.

Diagnóstico

En las primeras consultas, previo a empezar cualquier tratamiento, es sumamente importante realizar un diagnóstico preliminar de las condiciones orales del paciente, relacionándolas con su estado de salud general y sus necesidades psicológicas. A partir de aquí, es posible formular un plan de tratamiento adecuado, que puede modificarse por circunstancias médicas, psicológicas o personales.

Los elementos necesarios para la elaboración de un diagnóstico son :

- Anamnesis
- Examen físico: evaluación intraoral y extraoral
- Examen radiográfico
- Análisis de modelos de estudio

El paciente que llega al consultorio para la colocación de implantes quiere reponer las piezas ausentes por implantes. Es oportuna la discusión de todas las posibilidades de tratamiento, incluyendo las prótesis convencionales y sobre implantes. El paciente debe recibir todas las instrucciones sobre cada

etapa a rehabilitar, inclusive la información detallada del procedimiento quirúrgico, si así lo deseara. El profesional debe estar capacitado para aclarar detalladamente las condiciones que abarcan la cirugía, tales como el lugar donde se realizará, el tiempo de duración, el tipo de anestesia, complicaciones posoperatorias, etc. Se debe tener en cuenta que el paciente bien informado sobre el procedimiento, reacciona mejor ante eventuales complicaciones que puedan surgir. (4)

La conducción de la anamnesis puede basarse en una breve encuesta que el paciente completará en recepción y que luego será chequeada verbalmente junto al profesional. Son pocas las condiciones sistémicas que contraindican absolutamente la ejecución del procedimiento quirúrgico. No obstante, hay una serie de otras patologías que exigen cuidados especiales y que pueden inferir en el tratamiento, por ejemplo, enfermedades osteometabólicas, diabetes mellitus, xerostomía, radioterapia de los maxilares.

El paciente debe presentar condiciones estables de salud, para que pueda someterse al tratamiento quirúrgico. La historia médica debe ser investigada en cuanto a la presencia de discracias sanguíneas, enfermedades autoinmunes que afectan la integridad de la mucosa oral, enfermedades psiquiátricas, uso excesivo de alcohol, de cigarrillos, además de la presencia de condiciones que exigen el uso de antibiótico preoperatorio.

Además de todas las características de un examen clínico convencional, el paciente que recibirá el implante dental recibe atención especial en lo que se refiere a la disponibilidad ósea, historia de la pérdida de la pieza dentaria, relaciones intermaxilares, perfil facial y distribución de los dientes remanentes.

Intraoralmente se inspeccionan el periodonto, dientes remanentes, tejidos blandos, músculos y reborde residual, buscando identificar alteraciones oriundas del proceso de invalidez empezado con la extracción de piezas dentarias.

El hueso alveolar se desarrolla en el período embrionario y está directamente relacionado con la irrupción dental en la cavidad oral. Además del soporte a los tejidos periodontales y estructuras anexas, el mantenimiento del reborde óseo confiere la formas de los arcos mandibular y maxilar interfiriendo en el mantenimiento del equilibrio y de la estética en el tercio inferior de la cara.

En cuanto a la evaluación extraoral, primero debe hacerse un diagnóstico de la articulación temporomandibular y músculos masticatorios, radiográficamente y a través de la palpación. En los aspectos del examen clínico, el estudio de la cara en perfil y frontal debe hacer parte del conjunto de informaciones necesarias al planeamiento de la rehabilitación y puede dar indicios clínicos de la necesidad de la reconstrucción alveolar. El soporte labial queda comprometido en pacientes con pérdidas precoz de las piezas dentarias, causando un perfil cóncavo en el tercio inferior de la cara y región subnasal. Esa característica puede acentuarse en la presencia de discrepancia maxilomandibular aumentando la complejidad de la rehabilitación, sugiriendo una rehabilitación con sobredentaduras.

El objetivo del tratamiento quirúrgico es posicionar los implantes en número y tamaño adecuados para la confección de prótesis funcionales y estéticas. Eso solamente es posible si la característica anatómica ósea del paciente permite la localización y el ángulo axial de los implantes.

Por lo tanto, los objetivos del examen de imagen son: evidenciar la presencia de patologías e identificar estructuras anatómicas que deben ser evitadas durante la inserción de los implantes.

Se debe hacer la evaluación inicial del tejido óseo con la radiografía panorámica ya que permite una visión global de los maxilares y facilita las informaciones de las estructuras anatómicas contiguas al reborde alveolar. Una vez que el estudio nos muestra hueso suficiente en altura, se puede solicitar tomografías lineales específicas para cada región, donde las fijaciones serán insertadas, ya que estas imágenes facilitan informaciones cuantitativas en sentido coronal y lateromedial del hueso alveolar.

A pesar de todos estos estudios, la tomografía computada debe ser el examen de elección por la precisión de la imagen. Por este método se obtienen múltiples cortes finos del hueso en los planos coronal, axial y sagital permitiendo la formación de imágenes en escala 1:1, con alto contraste y reconstrucción tridimensional del esqueleto facial.

Fase quirúrgica

La mayoría de los sistemas de implantes requiere una secuencia de preparación del lecho óseo. El planeamiento quirúrgico debe considerar la posición final del conjunto implante-prótesis, por lo tanto el uso de una guía quirúrgica es indispensable durante la colocación del implante. Después de la retracción del colgajo, reposición de la guía, perforación inicial con fresa esférica, se aplica la fresa cilíndrica de 2mm de diámetro en la profundidad del implante y las siguientes fresas dependiendo del diámetro del implante seleccionado.

Después del período de oseointegración, se colocan los tapones cicatrizales según el espesor del tejido gingival con el objetivo de traspasarlo 1 mm, evitando que la encía cubra el metal. A partir de los 15 días de la cicatrización del tejido, serán iniciados los procedimientos restauradores.

Características de los implantes dentales

El implante dental es una pieza metálica que sustituye las raíces perdidas. La mayoría de los implantes actuales son en formas cilíndricas o cónicas con rosca externa para lograr la fijación inicial del implante. También posee una rosca interna para la conexión del tornillo que une el implante con el pilar.(5)

Actualmente se utilizan de titanio y tienen tratamiento de superficie para favorecer el contacto con el hueso receptor.

Longitud del implante

La longitud del implante es la medida de la plataforma del implante a su ápice. Esta característica es fundamental para la planificación quirúrgica y varía según la disponibilidad ósea del lugar de inserción en base a la disponibilidad de altura de los reparos anatómicos del tejido óseo remanente. Las longitudes son más frecuentes 8,5mm, 10mm, 11,5 mm, 13mm y 15 mm.

Diámetro del implante

Los diámetros más frecuentes son 3.3mm, 4mm y 5mm., lo que permite su elección según el ancho del hueso alveolar receptor y según el tamaño de la pieza protética a reemplazar.

El diámetro del implante se selecciona según la longitud mesiodistal de la brecha desdentada, es decir que en una brecha de premolar de 7 mm. se debe colocar un implante de 4 mm. y a una de 10mm. le corresponde un implante de 5mm.

Conexión del implante

El medio por el cual el intermediario o pilar se une al implante se llama conexión. La FDA reconoce como mínimo 20 tipos de conexiones registradas, siendo las más frecuentes hexágono externo, hexágono interno y cono morse.

Para el implante de hexágono externo existen varios diámetros de implantes (3,3mm, 3,5mm, 3,75mm, 4mm, 4,5mm, 5,5mm, 6mm, entre otros) y 3 plataformas que son las de 3,3mm, 4,1mm y 5mm. El conocimiento sobre las dimensiones de la plataforma del implante es crucial para la selección de los componentes protésicos.

La principal ventaja de la conexión externa es la versatilidad al momento de la rehabilitación especialmente en situaciones complejas. (Fig.1)

Los implantes de hexágono interno tienen la ventaja que las fuerzas horizontales son transmitidas directamente del pilar y el tornillo recibe menos

estrés horizontal, por ende sufre menos aflojamiento o rotura de tornillos. (Fig.2)

Las conexiones como morse propician un trabamiento mecánico más eficiente entre pilar e implante. Su mayor potencial de trabamiento se observa cuando se realiza el torque de inserción y se intenta remover, verificándose la necesidad de mayor torque para remover que el dado para la inserción. (Fig.3)



Fig.1, 2 y 3. Conexión del pilar al implante

Tornillos de los implantes

Su principal función es crear una fuerza de trabamiento entre las dos partes de la conexión, implante/pilar, de forma que prevenga la separación, pérdida de la tensión y evite el aflojamiento cuando es expuesto a las cargas cíclicas de la masticación.

Las fuerzas de fricción generadas en el tornillo durante la aplicación del ajuste inicial dependen de la propia geometría y de las propiedades del material de los componentes en la interfase implante tornillo, por lo tanto la extensión del área de superficie de contacto entre las roscas, la distancia entre ellas, el rayo del tornillo y su diámetro son fundamentales en relación con el torque aplicados y la precarga producida. Entre los tipos de tornillos más comunes encontramos los de oro y titanio, siendo estos últimos los más usados.

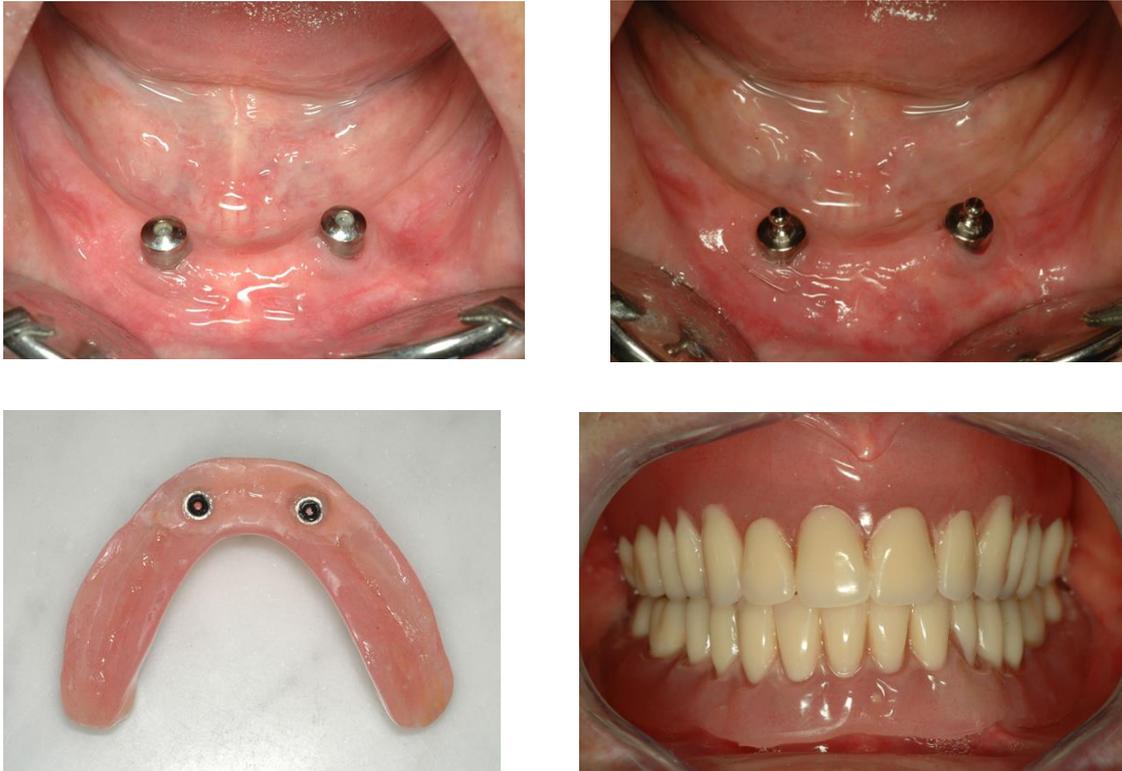
2- Prótesis sobre implantes (Tipos)

La rehabilitación mediante prótesis sobre implantes dentales tiene varias alternativas, cada una con sus indicaciones, desde opciones más sencillas removibles a otras más complejas fijas.

Las opción removible más frecuente constituye las llamadas sobredentaduras, en donde una prótesis total removible, es retenida por elementos unidos a los implantes. Estos pueden ser individuales, como por ej. ataches esféricos, o bien uniendo todos los implantes mediante una barra. (Figs 4 a 11)



Figs. 4, 5, 6 y 7. Sobredentadura con Barra.



Figs. 8, 9, 10 y 11. Sobredentadura con Ataches Esféricos individuales.

Esta opción es inclusive válida en casos de desdentados parciales, donde los implantes pueden servir como retención de una prótesis parcial removible, no solo brindando más seguridad, sino también eliminando la necesidad de uso de retenedores en zonas estéticas. (Figs.12 a 14)



Figs.12, 13 y 14. Prótesis Parcial Removible con Atache Esférico individual.

La opción fija tiene típicamente dos opciones: La prótesis híbrida atornillada o la prótesis cementada.

La híbrida se realiza atornillando pilares a los implantes, y sobre estos pilares se atornilla luego la prótesis mediante un segundo tornillo.

Esta opción a menudo también se realiza atornillando la prótesis directamente a los implantes. (Figs. 15 a 18)



Figs.15, 16, 17 y 18. Prótesis Fija Atornillada sobre Implantes

La cementada se realiza utilizando pilares específicos, más largos, atornillados a los implantes, sobre los cuales se cementa luego una prótesis fija de manera similar a como se realiza sobre piezas dentarias. (Figs.19 a 22)



Figs. 19, 20, 21 y 22. Prótesis Fija Cementada sobre Implantes.

En un punto intermedio, aunque más cercano a la opción cementada, podemos colocar a la prótesis híbrida atornillada cementada.

Aquí realizamos una estructura tipo barra, que va atornillada sobre los implantes, la cual tiene pernos para prótesis fija, sobre los cuales se cementa finalmente las coronas. (Figs. 23 a 27)



Figs.23, 24, 25, 26 y 27. Prótesis Fija Híbrida Atornillada Cementada sobre Implantes.

3- Prótesis Fija sobre implantes (opciones)

Como dijimos antes, la prótesis fija tiene típicamente dos opciones: La prótesis atornillada o la prótesis cementada.

En la primera, se atornilla un pilar al implante y luego una corona se atornilla al pilar, es decir que se usan dos tornillos para la estructura protética. Esto luego se simplificó con un solo tornillo que ajusta el complejo pilar-corona al implante directamente.

En la segunda, se atornilla un pilar al implante y luego se cementa la corona sobre el pilar.

En los inicios de la implantología las prótesis se realizaban de manera atornilladas y luego se buscó simplificar la terapéutica y hacerla de manera cementada similar a como se realizan en los dientes naturales.

Además, al seguir los mismos principios que la prótesis fija convencional, simplificaba la formación de los profesionales que realizaban las prótesis sobre implantes, lo cual hizo que la opción cementada fuera ganando cada vez más popularidad.

Esta opción tiene la ventaja de no tener un canal de acceso en el centro de la cara oclusal y evita tener que sellarlo luego con una resina compuesta. De esta manera se logra una superficie oclusal mucho más natural y contactos oclusales más estables.

Las ventajas de la prótesis atornillada son la facilidad de desmontar la estructura en caso de ser necesario, el fácil reajuste de tornillos en caso de aflojamiento y evitar usar cementos que en caso de no ser removidos correctamente pueden derivar en periimplantitis.

Las desventajas son básicamente los canales de acceso a los tornillos, que pueden afectar la estética, si estos accesos emergen en caras vestibulares, y a su vez afectar la función, dado que los contactos oclusales pueden verse comprometidos por el desgaste con el tiempo de las resinas compuestas que se usan para sellar dichos canales de acceso.

La ventaja de la prótesis cementada es la simplicidad de tratamiento, similar a realizar coronas sobre dientes naturales. Permite lograr mejor estética y contactos oclusales más estables, elemento clave para la supervivencia de los implantes a largo plazo. Es, además, más económico para el paciente.

La principal desventaja es cierta dificultad de desmontar en caso de ser necesario, dependiendo del cemento utilizado, y los riesgos de periimplantitis por excesos de cemento no removidos.

Dado que el tema principal de la tesis se refiere al uso de cementos en prótesis fija sobre implantes no referiremos a partir de aquí más en detalle a la opción de prótesis cementada.

4- Prótesis Fija sobre Implantes Cementada (Secuencia)

Se describe aquí, como referencia, el proceso de realización de una corona cementada, de la forma que nosotros lo realizamos habitualmente.

Se tomará una impresión de transferencia, para tener un modelo con inclusión de una réplica del implante. Sobre este se preparará el abutment o pilar, la subestructura de la corona, garantizando un ajuste perfecto, y una corona provisoria.

A continuación, en el paciente, se colocará el pilar, se verificará su correcto asentamiento y se ajustará con torquímetro. En la misma sesión se coloca la corona provisional, para comenzar el modelado final de los tejidos blandos.

Luego, en sesiones subsiguientes, la corona provisional podrá ser aumentada en espesor, en caso de ser necesario, para que por compresión nos genere el contorno gingival definitivo.

Una vez logrado esto, se retira la corona provisoria, se coloca la subestructura para la corona en posición y se toma una impresión de arrastre de la misma con silicona.

El nuevo modelo permite registrar el correcto posicionamiento de la subestructura junto con el contorno final de los tejidos blandos, y a partir del mismo se confeccionará la porcelana. Luego de una prueba para ajuste oclusal y verificación de color, el laboratorio incorpora pigmentos en caso de ser necesario y realiza el glaseado. En este punto, la corona está finalizada y se coloca en boca. (Figs 28 a 61)



Figs. 28 y 29. Pilar de cicatrización gingival previo al inicio de la fase protética.



Fig.30. Plataforma del implante y contornos gingivales previo al inicio de la fase protética



Figs. 31 y 32. Cofia de transferencia atornillada al implante mediante tornillo pasante para la toma de impresión con cubeta abierta.



Fig.33. Toma de impresión con cubeta abierta y combinación de silicona masa y regular. Se observa la emergencia del tornillo pasante para poder sacarlo luego de la polimerización del material y previo a retirar la impresión de la boca.



Fig.34. Impresión con silicona masa y regular, con la cofia de trasferencia incluida.

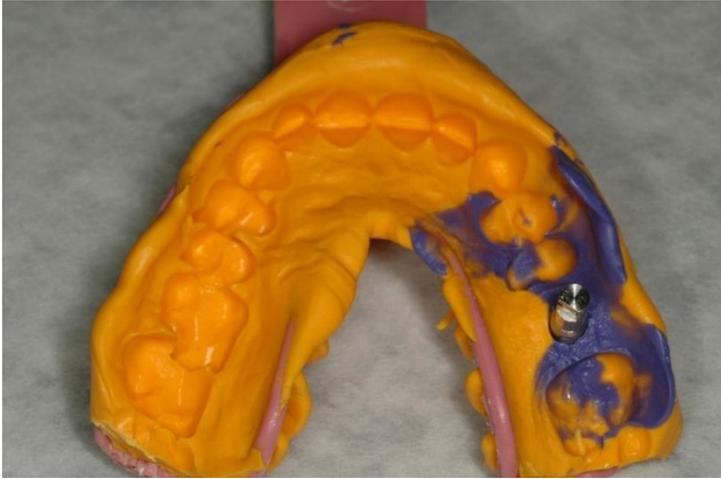


Fig.35. Impresión con análogo de implante atornillado a la cofia de transferencia mediante el tornillo pasante.

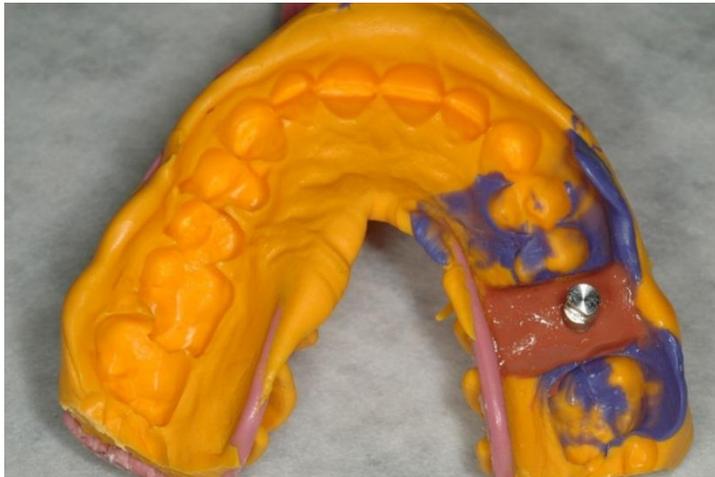


Fig.36. Colocación de silicona masa alrededor del análogo del implante con la finalidad de poder desmontarla luego en el modelo y tener mejor visión de la plataforma del implante.

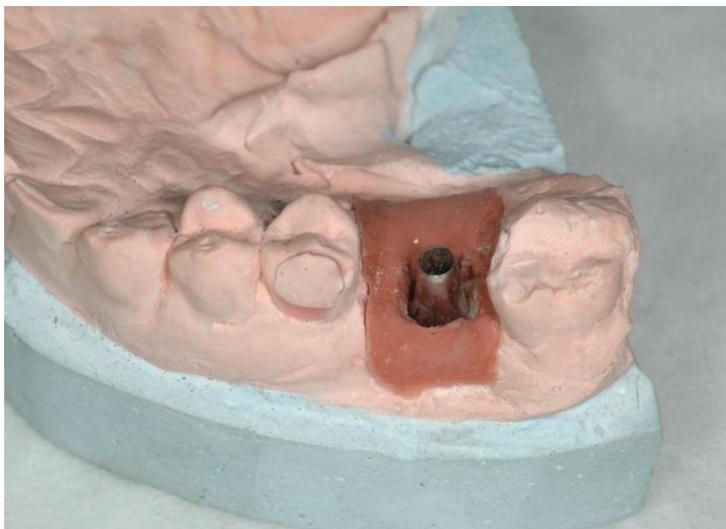


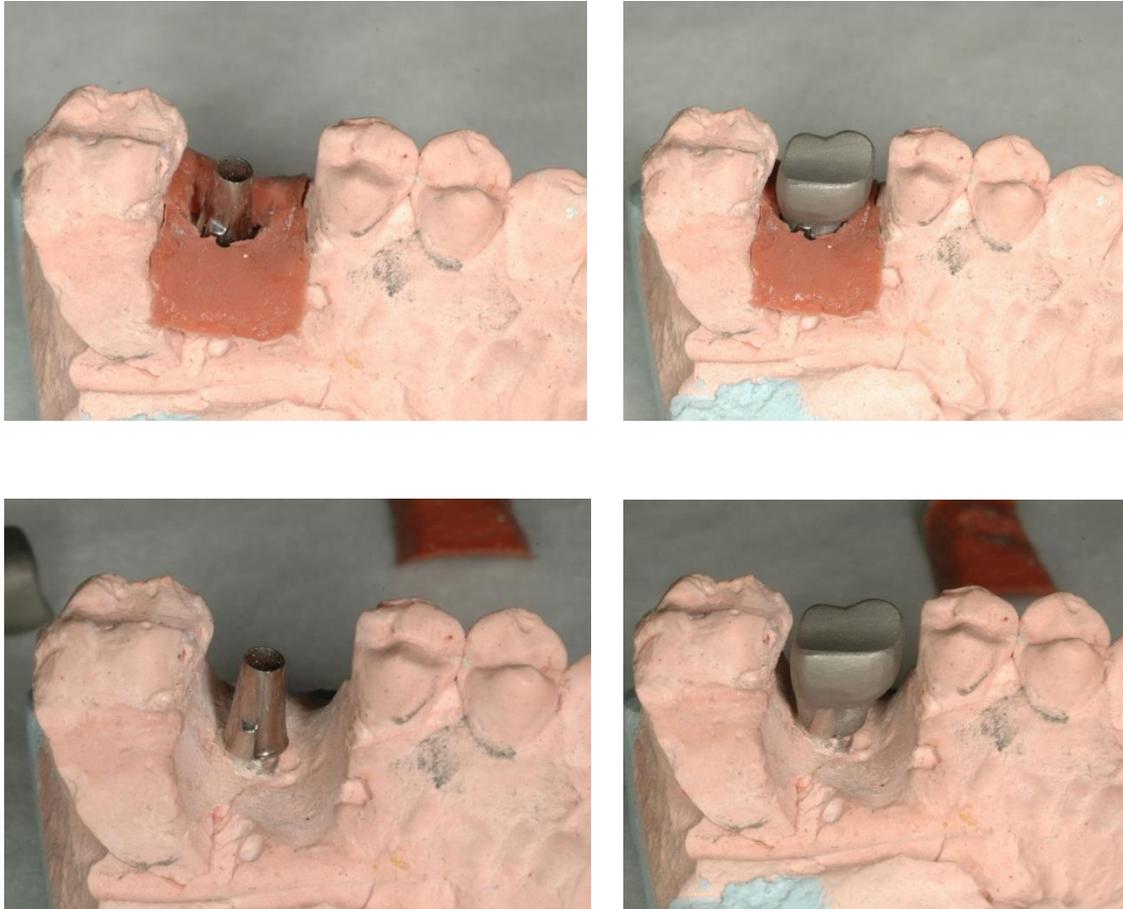
Fig.37. Modelo de transferencia con contornos gingivales en silicona, con el pilar definitivo personalizado en el laboratorio en posición.



Fig. 38. Casquete realizado sobre el pilar definitivo, de manera de garantizar máxima precisión en el ajuste

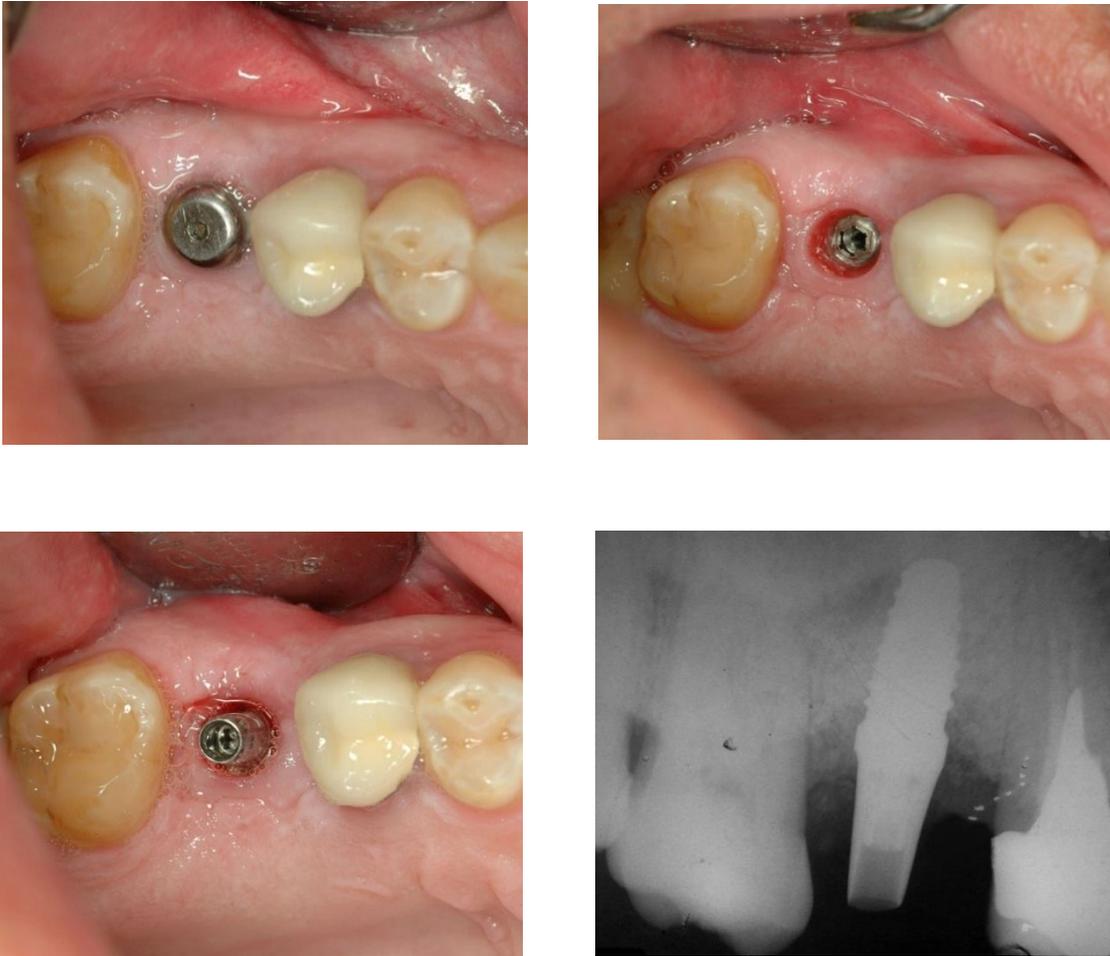


Fig.39. Provisorio realizado sobre el pilar definitivo, para trabajar en boca los contornos gingivales definitivos previo a la impresión de arrastre



Figs.40,41,42 y 43. Detalle del casquete realizado sobre el pilar definitivo, de manera de garantizar máxima precisión en el ajuste. Al retirar los contornos gingivales en silicona del modelo, se puede observar perfectamente la zona de terminación marginal.

Finalizados estos pasos de laboratorio, a continuación, en el paciente, se colocará el pilar, se verificará su correcto asentamiento y se ajustará con torquímetro. En la misma sesión se coloca la corona provisional, para comenzar el modelado final de los tejidos blandos.



Figs. 44, 45, 46 y 47. En el paciente se retira el pilar de cicatrización gingival y se coloca el pilar definitivo. Se toma una radiografía para verificar el correcto asentamiento del mismo sobre la plataforma del implante. Finalmente se ajusta el tornillo del pilar al implante a la fuerza indicada por el fabricante, usualmente 32 Ncm, utilizando un torquímetro.



Figs.48 y 49. En la misma sesión se coloca la corona provisional, para comenzar el modelado final de los tejidos blandos



Fig.50. En la misma sesión se coloca la corona provisional. Nótese la leve isquemia que produce la corona provisoria, lo cual permitirá, por compresión, modelar los tejidos blandos hasta llegar a los contornos gingivales deseados de acuerdo a la corona definitiva planeada.



Figs.51 y 52. Pilar y contornos gingivales definitivos generados por la corona provisional.



Figs.53 y 54. Pilar y casquete en posición, previo a tomar la impresión de arrastre.



Fig.55. Impresión de arrastre del casquete, copiando los contornos gingivales definitivos creados mediante la corona provisoria.

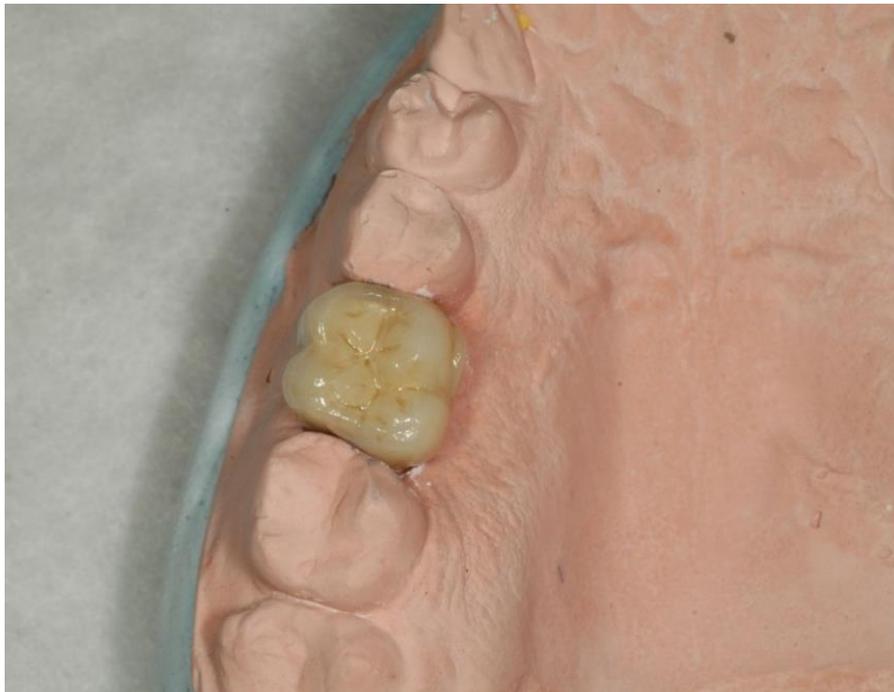


Fig.56. Modelo de arrastre, donde se realiza la porcelana sobre el casquete, siguiendo los contornos gingivales obtenidos.



Fig.57. Corona finalizada.



Fig.58. Corona finalizada.

En este momento, la corona está lista para ser colocada definitivamente en la boca.

En el paciente, se retirará la corona provisoria, se limpiará cuidadosamente la superficie del pilar y se cementará la corona definitiva.



Figs.59, 60 y 61. Corona cementada en boca y control radiográfico.

5- Tipos de Cementos

El éxito clínico está altamente influenciado por el procedimiento de fijación, y por las características intrínsecas del material seleccionado. Éstos deben unir la corona al pilar del implante y actuar como una barrera evitando la filtración de microorganismos sellando la interfase entre el pilar y la restauración garantizando una adecuada adaptación marginal.

Cada tipo de cemento está indicado según la situación clínica de interés. Es por ello indispensable el conocimiento de sus propiedades físicas y químicas por tratarse de un procedimiento que se considera el último eslabón, y uno de los primordiales, en una cadena compuesta por diversos tratamientos donde se utiliza una variada cantidad de materiales e instrumentos.

Dentro de estas propiedades y características de interés, se encuentra el espesor de la película que puede generar un material de fijación. Condiciones óptimas en este sentido, posibilitan un correcto asentamiento de la restauración que es fijada, y un adecuado comportamiento del conjunto restaurador en el medio oral. (6)

El cemento además de unir superficies, debe actuar como una barrera para evitar la filtración bacteriana y fluidos orales. Para lograrlo, debe ser un material resistente a los agentes externos. Cada cemento posee características que las diferencian una de otras, pero todos ellos deben cumplir una serie de características ideales:

Propiedades biológicas: Biocompatible, no tóxico, inhibición de formación de placa, buen sellado en la interfase y efecto antibacteriano.

Propiedades físico mecánicas: Resistencia a la solubilidad, a la tracción, capacidad de amortiguación de fuerzas y radiopacidad.

Estético y bajo costo.

Por el momento no existe ningún cemento que cumpla todos estos requisitos, por lo que es preciso conocer las características de los cementos que están disponibles en el mercado, para poder seleccionar el más adecuado, que brinde una adecuada adhesión.

La adhesión se define como la fuerza químico eléctrica, generada entre dos materiales de distinta composición química. En función de esto, los cementos pueden ser clasificados en dos grandes grupos: convencionales o no adhesivos y adhesivos. Ambos grupos requieren de la fricción entre las superficies a relacionar, sin embargo presentan diferencias entre ellos. Los cementos adhesivos tienen la capacidad de adherirse mejor a las irregularidades de las superficies y tejidos dentarios, mejorando su capacidad de retención y sellado marginal. Los cementos convencionales, tienen solamente una retención mecánica y no son capaces de interactuar íntimamente con las superficies a cementar.

Existen numerosas opciones de cementos aptos para ser utilizados en implantología oral, los cuales podríamos clasificar en provisionales, semi permanentes y definitivos.

Cementos Provisionales: Cemento de Hidróxido de Calcio

Cementos Semi Permanentes: Cemento de Resina sin Eugenol

Cementos Definitivos: Cementos de Fosfato de Zinc, Ionómero Vítreo, Resinas Compuestas.

Actualmente se utilizan las resinas semipermanentes en aquellos casos donde no se desea un cementado definitivo de la prótesis fija al implante. Sin embargo, como expresábamos en la introducción de la presente tesis, estos no están exentos de problemas, por lo cual realizaremos una breve descripción de cada una de las opciones más comunes en implantología.

Cementos de Hidróxido de Calcio

El Hidróxido de Calcio es una sustancia que al mezclarse con agua crea un medio alcalino (pH superior a 10). La citada mezcla, no constituye un cemento, ya que no es posible formar una sal a partir de ella. La pasta así obtenida no es capaz de fraguar (endurecer) y ello trae ciertas dificultades en la clínica.

Para simplificar el trabajo, se ha desarrollado un material de tipo cemento en el cual se mezcla la base hidróxido de calcio con una sustancia con capacidad de actuar como ácido. Esta última es, en los productos comerciales existentes, un derivado del ácido salicílico. En este caso se puede obtener una sal (salicilato) y su posibilidad de fraguado. Su presentación comercial son dos pastas preparadas industrialmente y que son fáciles de manipular. Una de ellas contiene el hidróxido de calcio junto con sustancias líquidas (glicoles) para formar la pasta. La otra contiene el derivado de ácido salicílico también junto con los componentes necesarios para lograr la pasta deseada.

Al mezclar sobre una superficie porciones aproximadamente iguales de ambas partes se obtiene una pasta final que se lleva con cierta rapidez a la zona deseada. Los valores de las propiedades mecánicas finales son reducidos. El módulo elástico es de apenas 300 MPa. Por este motivo se lo utiliza en espesores reducidos y se lo utiliza como un material de cementación provisoria. (Fig. 62)



Fig. 62. Cemento Dycal (Hidróxido de Calcio)

Cemento de Resina sin Eugenol

El cemento provisional libre de eugenol ofrece una fuerte adhesión y a la vez permite su fácil remoción. El grosor extremadamente fino de la película ayuda a asegurar una adaptación óptima. Su empleo es universal al no contener eugenol por lo que no inhibirá la polimerización de cementos de resina. Es compatible con los materiales de coronas y puentes provisionales, cementos de resina y con los materiales de resina para reconstrucción de muñones. Minimiza la inversión de tiempo en la limpieza de la preparación, ya que la mayoría del cemento permanece en la restauración provisional y no en la superficie de la corona. Incluye una jeringa base-catalizador de 5m, puntas mezcladoras y un block de mezcla.

En cuanto a sus propiedades físicas podemos decir que su tiempo de acción es de al menos 1,5 minutos a temperatura ambiente; su fase de gel dura de 2 a 2,5 minutos a 37° y su fijación final de 4 a 5 minutos a 37° desde el inicio de la mezcla.

Estos cementos ofrecen la fuerza y durabilidad de los cementos de resina, asegurando su comportamiento en el caso de restauraciones de retención de implantes permanentes y provisionales a largo plazo. (Fig. 63)



Fig. 63. Cemento Premier (Cemento de Resina sin Eugenol, Semipermanente)

Cementos de Fosfato de Zinc

En este cemento el polvo de óxido de zinc es mezclado con una solución de ácido fosfórico. El polvo es preparado industrialmente para regular su reactividad, y con ello, el tiempo de trabajo y fraguado. La preparación consiste en producir un sinterizado de las partículas originales de óxido de zinc. Al líquido se le agregan buffers para regular su acidez y así mejorar sus propiedades finales.

Cuando se incorpora el polvo de este cemento al líquido, se pone en marcha una reacción química. Se coloca el polvo sobre una placa de vidrio limpia, seca, lisa y gruesa y el líquido se coloca en una zona alejada del mismo. La proporción habitual es de 2,5 gramos de polvo por cada 1,0 ml de líquido. Teniendo todo dispuesto, el polvo se va incorporando al líquido poco a poco y a intervalos de 15 segundos y hasta un tiempo total de 120 segundos. Cuando el cemento logra la consistencia de cementación, forma filamentos de poco más de un par de centímetros al intentar levantarlo por encima de la superficie de mezcla con el extremo de la espátula. La reacción de fraguado de este cemento es exotérmica. Con estos cuidados, que buscan incorporar la mayor cantidad de polvo a la cantidad medida de líquido compatible con las necesidades de trabajo, el resultado final es más resistente y más estable químicamente.

El producto final tiene propiedades mecánicas que pueden, en cuanto al módulo elástico, llegar equiparar a la dentina (13.000 o 15.000 MPa). (Fig. 64)



Fig. 64. Cemento Harvard (Fosfato de Zinc)

Cemento de Ionómero Vítreo

Este material adquiere su nombre de su formulación con polvo de vidrio y un ionómero que contiene ácidos carboxílicos. El polvo es un vidrio de fluoraluminosilicato de calcio soluble a los ácidos. El líquido presenta ácido poliacrílico en forma de copolímero con ácidos itacónico, maleico o tricarboxílico. Estos ácidos pretenden aumentar la reactividad del líquido, disminuir la viscosidad y reducir la tendencia a transformarse en gel. También en el líquido está presente el ácido tartárico, que mejora las características de manipulación aumentando el tiempo de trabajo, aunque disminuyendo a su vez el tiempo de fraguado.

Cuando el polvo y el líquido se mezclan en una pasta, el ácido graba las superficies de las partículas de vidrio por lo que se liberan iones de aluminio, sodio y flúor al medio acuoso. Se debe seguir la proporción polvo/ líquido recomendada por el fabricante, un papel de mezcla es suficiente para el mezclado. No se debe dispensar el polvo y el líquido hasta no empezar con el procedimiento de mezclado. El polvo se debe incorporar rápidamente al líquido empleando una espátula de plástico. El tiempo de mezcla no debe pasar de 45 a 60 segundos, durante este tiempo la mezcla debe tener un aspecto brillante, lo que indica la presencia de poliácido que no ha reaccionado a nivel de la superficie. Una apariencia mate indica que no hay suficiente ácido libre para una adhesión adecuada.

También pueden presentarse en forma de cápsulas que contienen una cantidad predeterminada de líquido y polvo. La mezcla se realiza en un vibrador de amalgama. Se debe mantener el protocolo correcto de tiempo y velocidad en la mezcla. Las ventajas principales en las cápsulas son la comodidad, un exhaustivo control de la proporción polvo/ líquido y la eliminación de las variaciones que se asocian con el espatulado manual. (Fig. 65)



Fig. 65. Cemento Ionofil (Ionomero Vítreo)

Cementos de Resinas Compuestas

La composición básica es una matriz de resina con un relleno inorgánico silanizado. Son insolubles y tienen una resistencia a la fractura mayor que otros cementos. Los cementos de resina activados químicamente, se suministran en dos componentes. Estos componentes se combinan en un papel de mezcla durante 20 – 30 segundos. La retirada del exceso de cemento es difícil si dejamos que fragüe, por lo que se aconseja que se retire inmediatamente después de que la prótesis está asentada, previa fotopolimerización durante 10 segundos.. Este cemento es adecuado para todos los tipos de prótesis. Los cementos fotopolimerizables son sistemas de un solo componente, al igual que las resinas compuestas. Los cementos de fraguado dual son sistemas de dos componentes que requieren de un mezclador. La reacción química es muy lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo más largo hasta que el cemento se expone a la luz, momento en el cual se solidifica con rapidez. Debido a que el proceso químico aún continúa, este cemento va obteniendo una mayor resistencia.

Los cementos de resina se pueden emplear en todos los tipos de cementación pero sobre todo en aquellos casos donde se requiera una estética perfecta ya que se presentan en distintas tonalidades. A pesar de que el módulo elástico de los cementos de resina es inferior al de los cementos de fosfato de zinc,

esta deficiencia no parece afectar a la resistencia a la fractura de las prótesis cementadas con estos cementos.

Para mejorar las características del producto hay que seguir con las indicaciones del fabricante. (Fig. 66)



Fig. 66. Cemento Smart Cem 2 (Resina Compuesta)

OBJETIVOS

Objetivo General:

Definir una estrategia óptima de cementado de prótesis fija sobre implantes.

Objetivos específicos:

Analizar las propiedades de un cemento de Fosfato de Zinc (Harvard) para su uso en Implantología Oral.

Analizar las propiedades de un cemento de Resina Compuesta (SmartCem 2) para su uso en Implantología Oral.

Analizar las propiedades de un cemento de Resina sin Eugenol Semipermanente (Premier) para su uso en Implantología Oral.

Evaluar cada uno de los cementos mencionados en relación a sus propiedades mecánicas de resistencia a la compresión y a la tracción, y su efecto en Implantología Oral.

Definir el mejor cemento a utilizar en prótesis fijas sobre implantes.

Hipótesis:

Hipótesis I: Los cementos Harvard y Smart Cem 2 poseen mayor resistencia al despegamiento que el cemento Premier

Hipótesis II: El cemento Premier posee mayor capacidad de amortiguación de las cargas que los cementos Harvard y Smart Cem 2, disminuyendo el riesgo de aflojamiento del tornillo del pilar.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se utilizaron 60 implantes montados sobre una plataforma diseñada especialmente para las pruebas a realizar. Treinta se utilizaron para las pruebas de tracción y treinta para las pruebas de compresión, efectuadas con una Máquina Universal para ensayos mecánicos de 30kN, marca EMIC, modelo: DL3.000

A cada implante se le colocó un pilar con su correspondiente tornillo ajustado con torquímetro a 32 Ncm y se le confeccionó un casquete metálico haciendo los fines de corona para las pruebas a realizar.

Para cada una de las pruebas (tracción y compresión) se dividieron los implantes con sus pilares en 3 grupos de 10 cada uno, sobre los cuales se cementaron los casquetes con tres cementos diferentes: Grupo 1: Cemento Harvard (Fosfato de Zinc), Grupo 2: Cemento SmartCem 2 (Resina Compuesta de Curado Dual) y Grupo 3: Cemento Premier (Resina sin Eugenol semipermanente)

En las pruebas de tracción, se midió la fuerza necesaria para el despegamiento del casquete con respecto al pilar, con el fin de conocer la resistencia adhesiva de cada uno de los cementos.

En las pruebas de compresión, se midió la fuerza necesaria para el aflojamiento del tornillo que ajusta el pilar al implante, con el fin de conocer la capacidad de amortiguación de fuerzas de cada uno de los cementos.

Materiales seleccionados

En el cementado de la prótesis sobre implantes la técnica es más simple, el costo es menor y hay un sellado pasivo de la prótesis sobre el implante. La retención no sólo la proporciona el cemento, sino también la rugosidad de la superficie del pilar. El espacio entre pilar y casquete no debe ser mayor de 25

micras, ya que si es insuficiente dificulta la capacidad de amortiguar y distribuir las fuerzas oclusales.

La elección de un cemento temporal o definitivo es importante. Si se elige un cemento definitivo, se debe valorar que existe la posibilidad de remover la prótesis.

Fueron seleccionados tres cementos en función a sus diferentes formulaciones y variadas consistencias: **Harvard Cement, Smart Cem2 y Premier Implant Cement.**

El producto **Harvard Cement** (Laboratorio Harvard) es un cemento de endurecimiento rápido a base de fosfato de cinc. Según su fabricante su composición es óxido de zinc, óxido de magnesio y ácido ortofosfórico. Se presenta en forma de polvo y líquido siendo su dosificación 1,8 g de polvo:1,0 g de líquido. Para obtener una mezcla homogénea, la cantidad dosificada de polvo se divide en 4 porciones:(1/2 1/4 1/8 1/8). Empezando por una cantidad mínima mezclando por 90 segundos las porciones de polvo en el líquido dosificado.La consistencia apropiada para la fijación se alcanza cuando al levantar la espátula el extremo emergente se vuelve a juntar lentamente con la masa. El tiempo de fraguado desde que comienza el mezclado es de 3 a 5 minutos.

Es importante realizar una adecuada mezcla de sus ingredientes. Si se agrega más líquido se conseguirá mayor fluidez, disminución del ph resultando un cemento débil, irritante y soluble afectando sus propiedades mecánicas. Tiene una retención de tipo mecánica, y esto depende del grosor del cemento el cual debe ser 25 micras según la especificación N° 96 de la ANSI/ADA.

Entre sus desventajas tenemos: no estéticos, reportan los mayores casos de microfiltración, rapidez con la preparación de la mezcla, sin embargo son fáciles de manipular, económicos y los excesos del material se retiran con facilidad.



El producto **Smart Cem2** (Laboratorio Dentsply Sirona) es un cemento de curado dual, de dos componentes, con una elevada fuerza auto-adhesiva y que libera flúor. SmartCem2 combina colores estéticos con un adhesivo auto-grabante que le permite ser utilizado para la cementación permanente de coronas y puentes metalo-cerámicos, cerámicos puros, resina/composites, así como de inlays/onlays y postes de endodoncia, sin la aplicación de un sistema adhesivo independiente. Una vez curado es esencialmente hidrofóbico, minimizando la absorción de agua, la solubilidad y la expansión hidroscópica.

Está disponible en una jeringa con dos cilindros y 5 tonos: translúcido, claro, medio, oscuro y opaco.

Entre sus componentes podemos nombrar: UrethaneDimethacrylate; Di- and Tri-Methacrylates; Phosphoricacidmodifiedacrylates; BariumBoronFluoro Alumino Silicate Glass; OrganicPeroxideInitiator; Camphorquinone (CQ) Photoinitiator; Phosphene Oxide Photoinitiator;

Accelerators; Butylated Hydroxy Toluene; UV Stabilizer; Titanium Dioxide; Iron Oxide; Hydrophobic Amorphous Silicon Dioxide.

Ventajas de los cementos de resina

- Presentan una resistencia compresiva en un 50% mayor que el fosfato de zinc.
- Tienen doble resistencia a la tracción que los Ionómeros de vidrio y Fosfato de zinc.
- Presentan gran estabilidad frente a los cambios de la presión ambiental.
- Son idóneos para el medio bucal, al considerarse que son cementos anaeróbicos
- Baja solubilidad a los fluidos orales.
- Presenta gamas de colores.

Desventajas de los cementos de resina

- Módulo de elasticidad es menor que el Fosfato de zinc
- Inhibición parcial en presencia de Óxido de zinc y eugenol
- Estudios in vitro han demostrado escasa retención en estructuras cementadas sobre implantes.
- Excesos difíciles de remover.
- Costo elevado

El tiempo final de trabajo desde comenzada la mezcla es de 6 minutos. Se estabiliza cada superficie con fotopolimerización durante 10 segundos.

Los cementos de resina han demostrado ser materiales poco solubles, biocompatibles y presentar bajos valores de microfiltración. La calidad de adhesión es la responsable de estos bajos valores de filtración, sin embargo dentro de sus componentes contienen altos porcentajes de relleno que puede

afectar el asentamiento de la prótesis, así como aumentar la contracción durante la polimerización.



El producto **Premier Implant Cement** (Laboratorio Premier) es un cemento de resina temporal sin eugenol para la colocación de coronas sobre implantes, incluye una jeringa base-catalizador de 5m, 10 puntas mezcladoras, un block de mezcla y una cureta.

En cuanto a sus propiedades físicas podemos decir que su tiempo de acción es de al menos 1,5 minutos a temperatura ambiente; su fase de gel dura de 2 a 2,5 minutos a 37° y su fijación final de 4 a 5 minutos a 37° desde el inicio de la mezcla.

Premier Implant Cement ofrece la fuerza y durabilidad de los cementos de resina, asegurando su comportamiento en el caso de restauraciones de retención de implantes permanentes y provisionales a largo plazo.

La elasticidad de los polímeros y una fórmula sin eugenol hacen que Premier Implant Cement sea ideal para temporarios a largo plazo y para cualquier corona retenida por implantes que pueda requerir ajustes o que se la vuelva a tratar. Sin adhesivos químicos, las coronas se pueden retirar con mayor

“ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA EFICACIA DE CEMENTOS PARA PRÓTESIS FIJA SOBRE IMPLANTES”

facilidad en caso de ser necesario. Fácil de usar. La jeringa de auto mezclado asegura una dosificación controlada y la exclusiva auto-cura en dos etapas hace que el asiento de la restauración y la remoción del exceso de cemento sean rápidos y sencillos,



A continuación se detallan en la Tabla las abreviaturas y lotes de los materiales utilizados en los ensayos:

Materiales utilizados	Tipo de material	Abreviatura	Lotes
Harvard Cement	Fosfato de cinc	HC	2201603 Vto .2020-05
Smart Cem2	Resina Compuesta de Curado Dual	SC2	151013 Vto.2018-12
Premier ImplantCement	Resina temporal sin eugenol	PIC	4260CI Vto.2019-03

Preparación de los Implantes

Se realizaron 60 macromodelos de implantes con los mismos diámetros y superficies maquinadas que los utilizados en boca, diámetro de 4,0 mm y superficie maquinada $Ra=0,42\pm0,06\mu m$. La modificación en el largo del mismo se debe a la necesidad de ubicarlo en las mordazas de las máquinas utilizadas para realizar la parte experimental, lo que a efectos de los resultados finales del experimento no tiene ninguna relevancia. (Fig.67 a 69)



Fig.67. Macromodelos con pilares colocados.

Con respecto a los pilares utilizados se los fabricó con un largo de 7mm y una angulación de 6° de taper hacia incisal, tal cual los encontramos en el mercado, al igual que los respectivos tornillos de fijación.



Fig.68. Macromodelos, pilares y tornillos.



Fig.69. Detalle de Macromodelo, pilar y tornillo.

Los casquetes metálicos fueron realizados con la aleación Berabond II sin berilio del laboratorio Aalbadent made in USA. (Figs. 70 y 71)

Los mismos fueron confeccionados en el laboratorio dental para odontólogos Cortazzo, cito en calle 60 N° 232 de la ciudad de La Plata, siguiendo los protocolos y pasos técnicos, todos ellos realizados por el mismo operador.



Fig. 70. Casquete metálico



Fig. 71. Casquete metálico sobre el pilar del implante.

Los metales base con los que se realizan los casquetes metálicos son:

Cobalto: elemento metálico, de color blanco plateado, usado principalmente para obtener aleaciones, tiene poca solidez y escasa ductilidad a temperatura normal, pero es dúctil a altas temperatura.

Níquel: elemento metálico magnético, de aspecto blanco plateado, utilizado principalmente en aleaciones. Metal duro, maleable y dúctil que puede presentar un intenso brillo, tiene alta resistencia a la corrosión, se pule muy fácilmente, es considerado un sensibilizante. Añadido en pequeñas cantidades a las aleaciones de alta nobleza, el níquel blanquea e incrementa la resistencia y la dureza de las mismas.

Cromo: elemento metálico de color gris, que puede presentar un intenso brillo. Se utiliza principalmente en la creación de aleaciones de hierro, níquel o cobalto, al añadir el cromo se consigue aumentar la dureza y la resistencia a la corrosión.

Plata: metal blanco, puro, tenaz, muy dúctil y maleable, es el mejor conductor del calor y la electricidad, modifica el color de la aleación. La plata tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, aunque aumenta un poco la ductilidad cuando se utiliza junto con paladio.

Cobre: metal de color rojo, dúctil, maleable y tenaz. Después de la plata, es el metal que conduce mejor el calor y la electricidad. Es uno de los metales más importantes en las aleaciones dentales de alta nobleza porque aumenta la resistencia y la dureza

Zinc: se añade zinc a las aleaciones fundidas como medio de eliminar los óxidos. Su única propiedad beneficiosa es la capacidad de reducir la oxidación durante los procedimientos de colado. En cantidades elevadas, el zinc aumenta considerablemente la fragilidad de la aleación.

Descripción del equipamiento utilizado

Para la realización de los presentes ensayos se utilizó el siguiente equipamiento:

- 1- Máquina Universal para ensayos mecánicos de 30kN, marca EMIC, modelo: DL3.000, electromecánica, con microprocesador y accesorios para ensayar muestras metálicas y no metálicas (Fig.72). Software TESC para la programación, control, adquisición y tratamiento de datos.

- 2- Celda de carga, marca EMIC CCE5KN modelo Z, de 5 kN (500 kgf) de capacidad, resolución de lectura de 1 N, recomendada para ensayos en el rango de 100 a 5000 N (Fig. 73).

- 3- Par de mordazas autotrabantes por efecto palanca, marca EMIC modelo GR001, para ensayos de tracción, con capacidad máxima de 5 kN (Fig. 74).

- 4- Adaptador especialmente diseñado para el ensayo de coronas dentales (Fig. 75)

- 5- Platos de compresión adaptados a la máquina universal de ensayos, fabricados para la realización de los presentes ensayos (Fig. 76 y 77)

La velocidad de desplazamiento de cabezal de la máquina de ensayos utilizada para evaluar la adhesión de las coronas fue de 5 mm/min.



Fig. 72. Máquina universal de ensayos mecánicos



Fig. 73. Celda de carga



Fig. 74. Mordazas



Fig. 75. Dispositivo para sujetar el implante



Fig. 76. Par de platos de compresión

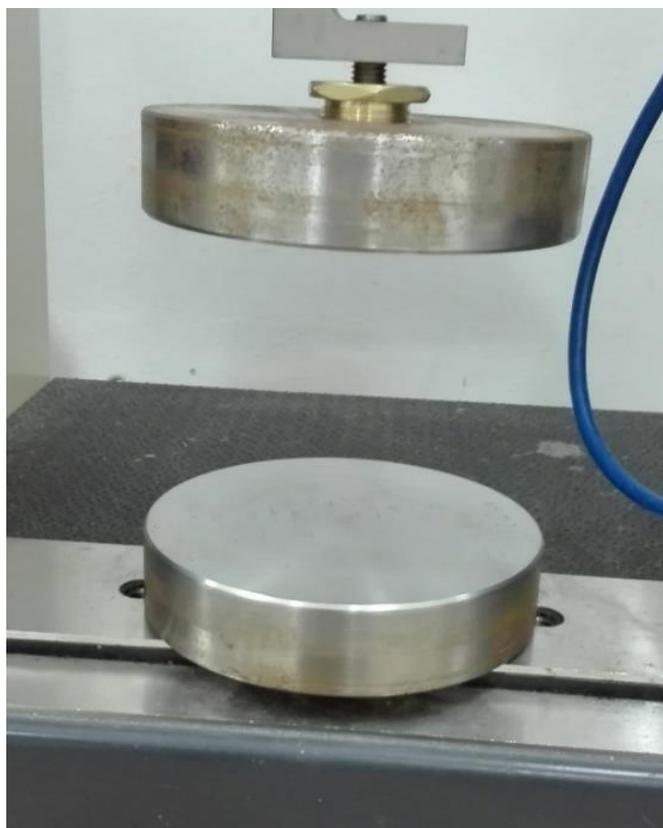


Fig. 77. Detalle del par de platos de compresión

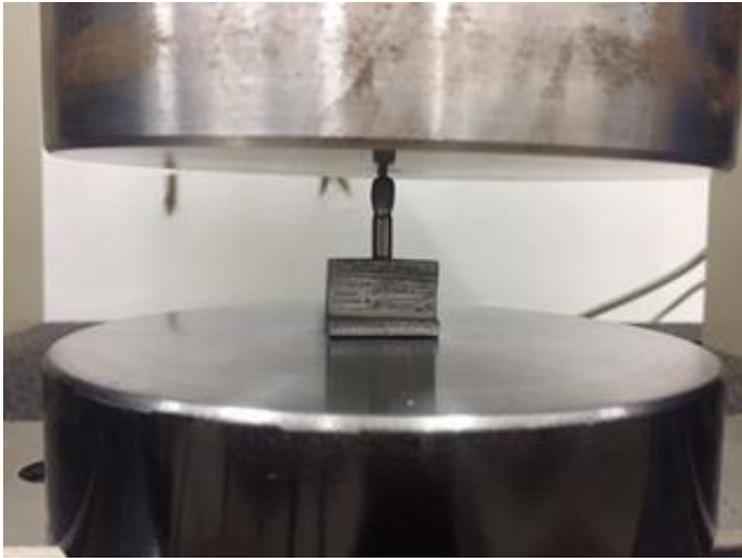


Fig 78. Ensayo de Compresión

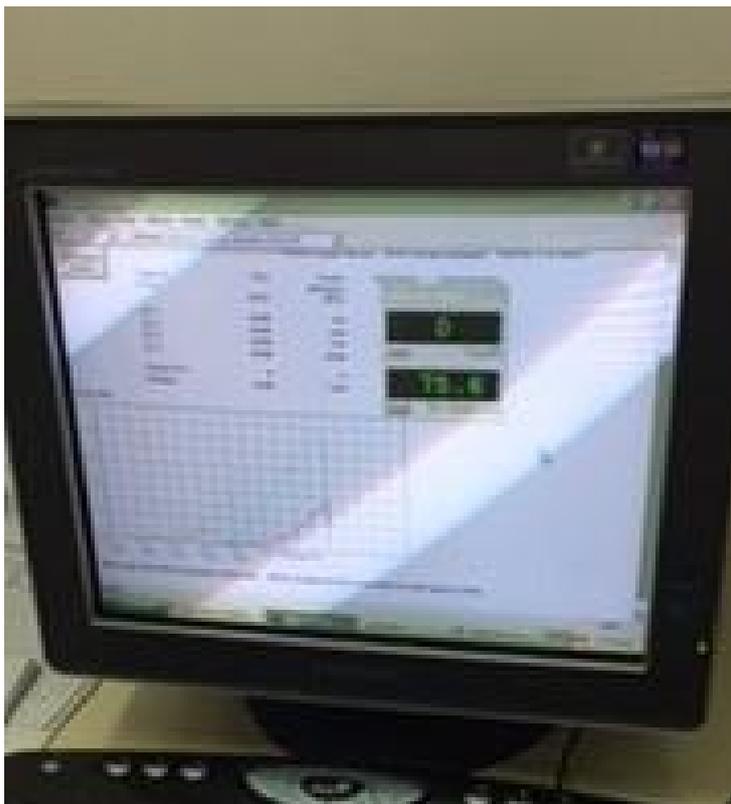


Fig 79. Software.

Metodología general

La metodología utilizada fue tomada y adaptada de la Especificación N°96 (reúne a las especificaciones N° 8, 9, 21, 61 y 66) de la American National Standards Institute (ANSI) / American Dental Association (ADA), que se corresponde con la Norma ISO 9917:1991 (E), para cementos dentales de base acuosa y su Parte II que incluye los materiales fotopolimerizables, y de la Norma ISO 4049:2000 para materiales de base polimérica.

La manipulación de los materiales se realizó según las indicaciones de cada fabricante. En los casos en los que se indicaba mezclar componentes se lo hizo durante 30 segundos.

Una vez preparada las mezclas, o con el material tal como es provisto en el caso de productos fotoactivables, se obtuvo de ella un volumen de 0,05 ml. Para ello se llenaba la cavidad calibrada a ese volumen, preparada a partir de una jeringa de un único uso de 1 ml de capacidad total. El material podía luego ser expulsado mediante el desplazamiento del émbolo correspondiente.

Teniendo como base las especificaciones de cada fabricante de los distintos cementos, se trabajó con los tiempos de fraguado indicados y se aplicó en cada caso una carga de 50 N.

En relación con la tensión que es necesario aplicar a la corona que va a ser adherida al pilar del implante, se deberán considerar aspectos esenciales con el fin de lograr un asentamiento efectivo en el momento de la fijación.

En este trabajo de investigación, la magnitud de la fuerza necesaria para el cementado, fue de 25 a 50 N. Ya que durante el trabajo clínico resulta difícil cuantificar la magnitud de la tensión que es aplicada, resulta de utilidad conocer que mediante un ensayo con coronas de porcelana fundida sobre metal, se registró que la fuerza de asentamiento inicial digital fue de 60 N durante los primeros segundos seguidas por una tensión de 30 N que fue estable dado que el operador mantenía en posición la corona hasta llegar al completo endurecimiento del material.

La duración de la tensión suministrada deberá ser aquella que permita mantener en posición la prótesis a fijar hasta completar el endurecimiento del cemento, ya que si esta tensión no es constante, podría manifestarse un fenómeno de rebote, que implica la existencia de tensiones residuales que afectarán al material durante su endurecimiento.

En todos los casos las determinaciones fueron realizadas en un laboratorio bajo condiciones controladas de temperatura ($21^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$) y humedad relativa ambiente ($60\% \pm 10\%$).

Se utilizó un protocolo adecuado para ambas pruebas de tracción y de compresión, utilizando 10 casquetes metálicos por cada cemento en cada prueba.

En todos los casos el tornillo que fija el pilar al implante se ajustó con torquímetro a 32 Ncm.

El tope del tornillo se cubrió con una torunda de algodón, y el orificio de acceso fue rellenado con cavit (3M ESPE) al ras con la superficie oclusal de cada pilar, para evitar que el cemento invada la zona del tornillo, que debe ser evaluada posterior al ensayo.

Se procede a preparar los distintos cementos según las indicaciones del fabricante y cementar los casquetes a los pilares. El exceso de cemento se eliminó con torundas de algodón.

Luego del proceso de cementado, los especímenes fueron almacenados en saliva artificial durante 24 horas bajo una temperatura constante y controlada de 37°C .

La solución utilizada de cloruro de sodio (solución isotónica abufferada) fue del laboratorio Investi, nombre comercial MAR-V y su fórmula cada 100 ml contiene 650 ml de cloruro de sodio y como excipientes bicarbonato de sodio, cloruro de benzalconio al 80 % y agua purificada.

Las muestras se retiraron 5 minutos antes del ensayo y fueron lavadas con solución fisiológica y secadas.

La superficie de contacto se calculó en base a la altura y diámetro del pilar donde asentaba el casquete de la corona. Por lo tanto al ser el diámetro 3.6mm y la altura 5.6mm la superficie de contacto fue de 63mm². La angulación de las paredes de los pilares era de 6°.

En las pruebas preliminares al realizar tracción tuvimos que ajustar el experimento ya que las muestras presentaban deslizamiento entre la corona y las mordazas, por ende tuvimos que interponer una superficie rugosa (lija) entre la superficie de las coronas y las mordazas en todos los casos.

a) Cementado de los casquetes con Harvard Cement:

- 1- Se limpió con solución fisiológica y secó el pilar.
- 2- Se ajustó el tornillo con torquímetro y se llenó la cavidad con algodón para evitar el bloqueo con cemento de la entrada del mismo.
- 3- Se preparó el cemento según las especificaciones del fabricante y se cubrió la superficie interna del casquete.
- 4- Se asentó el casquete al pilar ejerciendo presión digital y se retiraron los excesos con torundas de algodón.
- 5- Se llevan las muestras a un tubo de ensayo con saliva artificial a 37° durante 24 hs.
- 6- Se proceden a realizar los ensayos

b) Cementado de las casquetes con cemento SmartCem2:

- 1- Se limpió con solución fisiológica y secó el pilar.
- 2- Se ajustó el tornillo con torquímetro y se llenó la cavidad con algodón para evitar el bloqueo con cemento de la entrada del mismo.
- 3- Se dispensó el cemento según las especificaciones del fabricante y se cubrió la superficie interna del casquete.

4- Se asentó el casquete al pilar ejerciendo presión digital y se retiraron los excesos con torundas de algodón.

5- Se aplicó luz halógena 20 segundos por cada cara del casquete.

6- Se llevan las muestras a un tubo de ensayo con saliva artificial a 37° durante 24 hs.

7- Se proceden a realizar los ensayos

c) Cementado de los casquetes con cemento Premier Implant Cement:

1- Se limpió con solución fisiológica y secó el pilar.

2- Se ajustó el tornillo con torquímetro y se llenó la cavidad con algodón para evitar el bloqueo con cemento de la entrada del mismo.

3- Se dispensó el cemento según las especificaciones del fabricante y se cubrió con el mismo la superficie interna del casquete.

4- Se asentó el casquete al pilar ejerciendo presión digital y se retiraron los excesos con torundas de algodón.

5- Se llevan las muestras a un tubo de ensayo con saliva artificial a 37° durante 24 hs.

6- Se proceden a realizar los ensayos

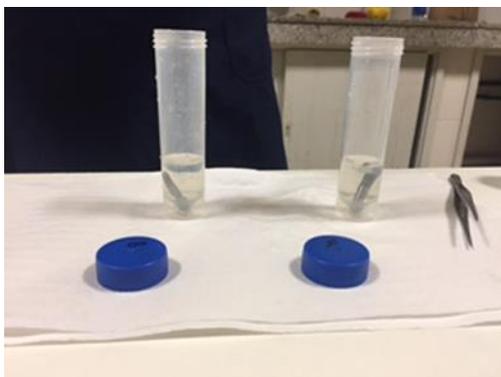


Fig. 80. Muestras en saliva artificial y estufa para muestras a 37°C

La celda de carga de 5 N (500 kgf) de capacidad, para los ensayos a tracción se utilizaron las mordazas autotrabantes por efecto palanca, junto a un adaptador especialmente diseñado para el ensayo de coronas dentales. Para los ensayos de compresión, se colocaron dos platos de compresión adaptados a la máquina universal de ensayos, fabricados para la realización de los mismos.

La velocidad de desplazamiento de cabezal de la máquina de ensayos, utilizada para evaluar la adhesión de las coronas fue de 5 mm/min.

Los datos se informaron en Newtons en planillas que el software proporcionaba y eran luego volcadas a una planilla Excel para el mejor procesamiento de los mismos.

Procedimientos para el análisis estadístico

Los datos numéricos obtenidos fueron procesados calculándose la media aritmética y desviaciones estándar en las diferentes condiciones experimentales. Las comparaciones entre los valores registrados para éstas y en el caso de cada uno de los objetivos establecidos, fueron llevadas a cabo mediante Análisis de Variancia de una vía y análisis de comparaciones múltiples, por medio de la prueba de Tukey. En todos los casos se utilizó como nivel de significancia un valor de alfa menor que 0,05.

RESULTADOS

Se utilizaron 10 muestras para cada uno de los tres cementos evaluados. A ellas se les realizaron pruebas de tracción, para evaluar la fuerza necesaria para que se desprege el casquete cementado sobre el pilar, con el fin de evaluar la resistencia adhesiva de cada uno de ellos; y pruebas de compresión, para evaluar la fuerza necesaria para que se afloje el tornillo del pilar, con el fin de evaluar la capacidad de amortiguación de fuerzas de cada uno de los cementos.

En las pruebas de tracción, medidas en newtons, se observaron las siguientes fuerzas necesarias para el despegue de los casquetes:

Harvard: 399,43 (92,16), SmartCem 2: 466,56 (111,78) y Premier: 210,66 (62,36)

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Análisis de Varianza en Rangos: $P < 0,001$) y en las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias entre Harvard y SmartCem 2, pero si ambos mostraron diferencias con respecto a Premier. (Comparaciones Múltiples Apareadas de Tukey: $P < 0,05$)

Harvard y SmartCem 2 mostraron mejor resistencia a la tracción que Premier para evitar el despegamiento de la corona.

Ver Gráfico, Tabla y Resumen Estadístico 1

En las pruebas de compresión, medidas en newtons, se observaron las siguientes fuerzas necesarias para el aflojamiento de los tornillos de los pilares:

Harvard: 4.826,77 (682,33), SmartCem 2: 4.868,40 (764,72) y Premier: 6.197,51 (592,09)

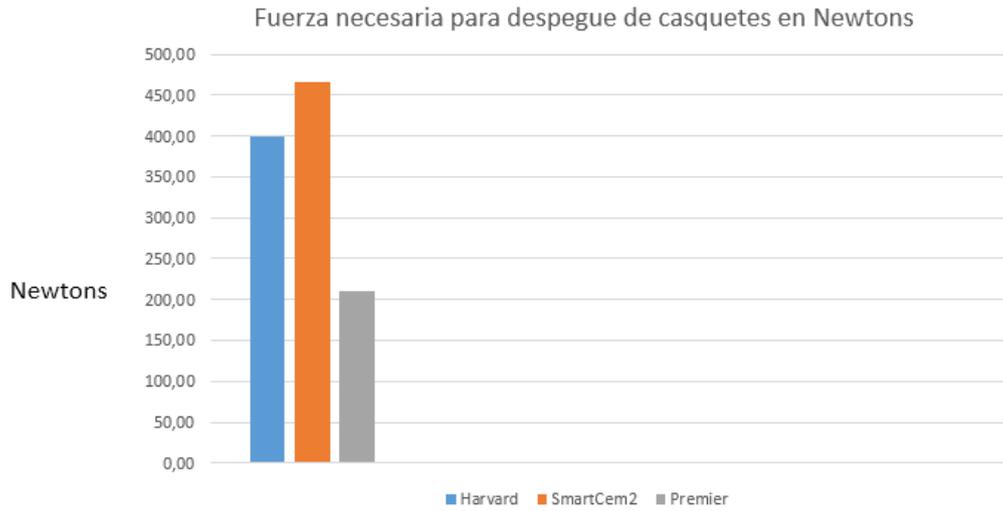
Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos (Análisis de Varianza: $P < 0,001$) y en las comparaciones apareadas, no se observaron diferencias entre Harvard y SmartCem 2, pero si ambos mostraron diferencias con respecto a Premier. (Comparaciones Múltiples Apareadas de Tukey: $P < 0,05$)

Premier mostró mejor capacidad de amortiguación de las fuerzas, soportando mayor fuerza hasta que se aflojaron los tornillos con respecto a Harvard y SmartCem 2, que no mostraron diferencias entre ellos.

Ver Gráfico, Tabla y Resumen Estadístico 2

Gráfico, Tabla y Resumen Estadístico 1

PRUEBAS DE TRACCIÓN



Análisis de Varianza en Rangos
Diferencias Significativas(P <0.001)

Comparaciones Múltiples Apareadas (Tukey Test):
Diferencias Significativas (P<0.05)

Comparación	Diferencias Significativas (P<0.05)
Smart Cem2 vs. Premier	Si
Smart Cem2 vs. Harvard	No
Harvard vs. Premier	Si

Muestra	Harvard	SmartCem2	Premier
1	494,77	361,62	305,61
2	551,70	358,70	278,19
3	364,62	358,72	155,84
4	312,70	383,91	171,98
5	523,02	364,41	300,85
6	312,20	487,04	155,10
7	376,07	558,03	142,77
8	336,98	580,32	214,97
9	310,32	611,23	202,18
10	411,89	601,63	179,11
Media	399,43	466,56	210,66
DS	92,16	111,78	62,36

RESUMEN ESTADÍSTICO

1) DESCRIPTIVA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
Harvard	10	0	399.427	92.157	29.142	65.925
Smart Cem2	10	0	466.560	111.775	35.346	79.959
Premier	10	0	210.659	62.355	19.718	44.606

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
Harvard	241.377	551.697	310.320	370.343	312.575	501.836
Smart Cem2	252.527	611.227	358.700	435.474	360.891	585.649
Premier	162.842	305.611	142.769	190.642	155.657	283.855

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	SWilk W	SWilk Prob
Harvard	0.704	-1.168	0.200	0.295	0.861	0.078
Smart Cem2	0.243	-2.164	0.270	0.037	0.798	0.014
Premier	0.664	-1.289	0.194	0.337	0.863	0.083

Column	Sum	Sum of Squares
Harvard	3994.269	1671853.901
Smart Cem2	4665.605	2289229.252
Premier	2106.593	478766.708

2) ANOVA

One Way Analysis of Variance

Normality Test (Shapiro-Wilk): Failed (P < 0.050)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Data source: Data 1 in Traccion

Group	N	Missing	Median	25%	75%
Harvard	10	0	370.343	312.575	501.836
Smart Cem2	10	0	435.474	360.891	585.649
Premier	10	0	190.642	155.657	283.855

H = 20.286 with 2 degrees of freedom. (P = <0.001)

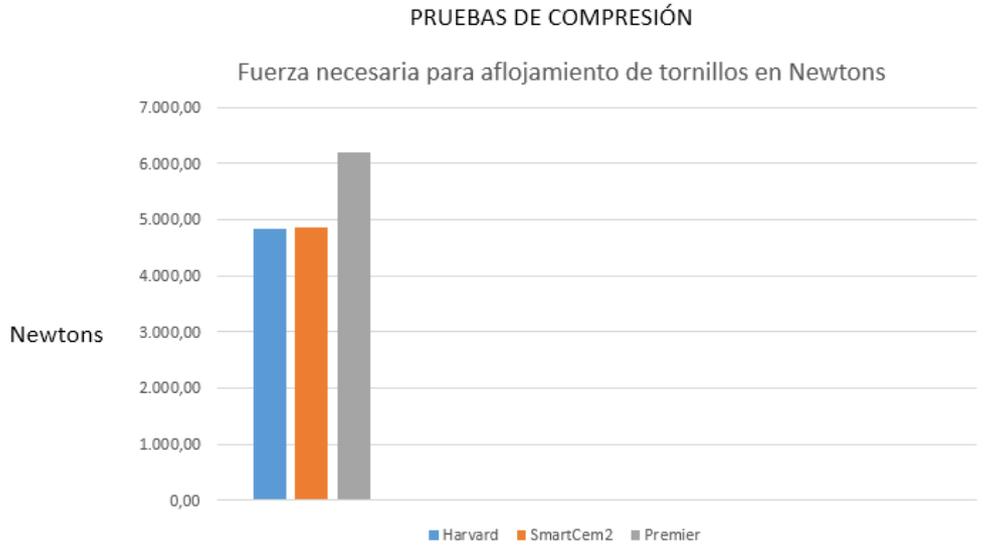
The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0.001)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of Ranks	q	P	P<0.050	
Smart Cem2 vs Premier	169.000	6.071	<0.001	Yes	
Smart Cem2 vs Harvard	38.000	1.365		0.599	No
Harvard vs Premier	131.000	4.706	0.003	Yes	

Gráfico, Tabla y Resumen Estadístico 2



Análisis de Varianza
Diferencias Significativas(P <0.001)

Comparaciones Múltiples Apareadas (Tukey Test):
Comparación Diferencias Significativas (P<0.05)
Smart Cem2 vs. Premier Si
Smart Cem2 vs. Harvard No
Harvard vs. Premier Si

Muestra	Harvard	SmartCem2	Premier
1	5152,10	4986,10	5897,30
2	5229,40	4456,40	5621,10
3	5155,30	5100,50	5214,30
4	5633,10	4532,60	6745,20
5	5603,50	4987,80	6715,50
6	4381,40	3075,70	6597,80
7	3896,10	5012,10	7161,20
8	4011,30	5894,30	5998,90
9	3998,20	5639,60	6026,90
10	5207,30	4998,90	5996,90
Media	4.826,77	4.868,40	6.197,51
DS	682,33	764,72	592,09

RESUMEN ESTADÍSTICO

1) DESCRIPTIVA

Descriptive Statistics:

Column	Size	Missing	Mean	Std Dev	Std. Error	C.I. of Mean
Harvard	10	0	4826.770	682.331	215.772	488.110
Smart Cem2	10	0	4868.400	764.719	241.825	547.047
Premier	10	0	6197.510	592.085	187.234	423.552

Column	Range	Max	Min	Median	25%	75%
Harvard	1737.000	5633.100	3896.100	5153.700	4008.025	5322.925
Smart Cem2	2818.600	5894.300	3075.700	4993.350	4513.550	5235.275
Premier	1946.900	7161.200	5214.300	6012.900	5828.250	6722.925

Column	Skewness	Kurtosis	K-S Dist.	K-S Prob.	SWilk W	SWilk Prob
Harvard	-0.360	-1.762	0.283	0.022	0.850	0.058
Smart Cem2	-1.338	3.214	0.261	0.052	0.863	0.084
Premier	0.0485	-0.597	0.213	0.216	0.956	0.743

Column	Sum	Sum of Squares
Harvard	48267.700	237167270.110
Smart Cem2	48684.000	242276344.780
Premier	61975.100	387246384.990

2) ANOVA

One Way Analysis of Variance

Normality Test (Shapiro-Wilk): Passed (P = 0.336)

Equal Variance Test (Brown-Forsythe): Passed (P = 0.917)

Group Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Harvard	10	0	4826.770	682.331	215.772
Smart Cem2	10	0	4868.400	764.719	241.825
Premier	10	0	6197.510	592.085	187.234

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	2	12157315.322	6078657.661	13.017	<0.001
Residual	27	12608425.950	466978.739		
Total	29	24765741.272			

The differences in the mean values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference (P = <0.001).

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor:

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0.050	
Premier vs. Harvard	1370.740	3	6.343	<0.001	Yes	
Premier vs. Smart Cem2	1329.110		3	6.151	<0.001	Yes
Smart Cem2 vs. Harvard	41.630	3	0.193	0.990	No	

DISCUSIÓN

Dentro de las limitaciones de este estudio in vitro, no se sugiere que cualquier cemento es mejor que otro para retener las coronas fijas sobre implantes o que se debe lograr un valor umbral para asegurar la retención.

Los cementos presentados pretenden ser una guía discrecional para el clínico para decidir la cantidad de retención deseada entre las piezas fundidas y los pilares de los implantes.

Las ventajas y desventajas de rehabilitar los implantes dentales con una superestructura retenida por cemento, están bien documentados; sin embargo, la aplicabilidad universal de la técnica está restringida por su desventaja más prominente, que es la pérdida en la facilidad de recuperabilidad de la superestructura cementada. Este enigma naturalmente hace que debamos prestarle atención en la elección del cemento.

Por un lado, la selección de un cemento demasiado retentivo, podría conducir a daños debido al uso de técnicas de remoción agresivas; por otro lado, la selección de un cemento que no sea retentivo suficiente, podría ser una fuente potencial de malestar para el paciente. Como resultado, los profesionales que desean recuperabilidad han gravitado generalmente hacia el uso de cementos con propiedades de retención "soft-access"

La ventaja más común de la corona retenida por cemento, es la similitud con la clínica y técnicas de laboratorio de los sistemas convencionales de las prótesis, particularmente a los profesionales les resulta más fácil esta técnica. Otras ventajas incluyen una mayor estética posterior y la capacidad de corregir desajustes entre la supraestructura y los pilares. Adicionalmente, esta técnica se convierte en el método de primer recurso cuando se enfrentan con implantes mal alineados. La mayor desventaja es la falta de un medio fiable de retención y recuperación de la supraestructura para el cuidado y mantenimiento de rutina.

En pacientes con problemas y/o malos hábitos de higiene, la recuperación o posibilidad de descementación es útil para la higiene, y facilita la evaluación del estado de los implantes.

El aflojamiento del tornillo se cita como la complicación más frecuente de coronas soportadas por implantes y prótesis parciales fijas (4.5-30,7%; media = 7%). Esto incumbe tanto a prótesis cementadas como atornilladas, aunque en las últimas es más fácil el reajuste.

Otro inconveniente de esta técnica es el potencial informado de daño, debido a la incapacidad para recuperar el exceso de cemento, de los márgenes del implante, generando problemas periodontales adversos.

Lógicamente, ningún cemento semipermanente será suficiente para todas las situaciones clínicas. Los factores mecánicos, tales como resistencia, forma de retención, altura, distribución, número de pilares, exactitud del ajuste de la supraestructura, influirá fuertemente en la cantidad de retención de cemento requerida para una restauración dada.

El conocimiento de la retención de diferentes cementos, mejora la utilidad de la técnica, ofreciendo al clínico una progresión de las fuerzas de retención, a partir de las que puede elegir, entre un cemento y otro.

Uno de los factores críticos para el éxito de las restauraciones fijas sobre implantes, es la integridad de la conexión de la supraestructura protésica. Esta integridad es proporcionada por el cemento o tornillo, como dos medios de retención implante-prótesis. No se conoce ninguna superioridad definida de ninguno de estos medios de retención, y elegir entre ellos, depende en gran medida de la preferencia del profesional respecto a la situación clínica. Las prótesis cementadas presentan algunas ventajas y desventajas en comparación a las prótesis con tornillos.

Las ventajas de la prótesis atornillada son la facilidad de desmontar la estructura en caso de ser necesario, el fácil reajuste de tornillos en caso de

aflojamiento y evitar usar cementos que en caso de no ser removidos correctamente pueden derivar en periimplantitis.

Las desventajas son básicamente los canales de acceso a los tornillos, que pueden afectar la estética, si estos accesos emergen en caras vestibulares, y a su vez afectar la función, dado que los contactos oclusales pueden verse comprometidos por el desgaste con el tiempo de las resinas compuestas que se usan para sellar dichos canales de acceso.

Las ventajas de la prótesis cementada son la simplicidad de tratamiento, similar a realizar coronas sobre dientes naturales. Permite lograr mejor estética y contactos oclusales más estables, elemento clave para la supervivencia de los implantes a largo plazo. Es, además, más económico para el paciente.

La principal desventaja es cierta dificultad de desmontar en caso de ser necesario, dependiendo del cemento utilizado, y los riesgos de periimplantitis por excesos de cemento no removidos.

En cualquier caso, analizando los pro y los contra, la opción cementada es utilizada cada vez más, al permitir realizar tratamientos que tengan resultados más naturales. (53)

En general, los principales factores que afectan la retención de coronas sobre implantes son las dimensiones del pilar, propiedades del marco y características del cemento.

Según Fatemeh Nematollahi y cols, (54) las modificaciones de los pilares, tales como la creación de ranuras, que quitan 3 mm (un tercio) del acceso del tornillo de la pared del pilar, para preservar las paredes axiales han sido reportados para mejorar la retención total. Además, utilizando pilares con mayor diámetro de plataforma, mayor altura y también mayor relación altura-ancho influyen positivamente en la retención. Otra propiedad que debe tenerse en cuenta es la angulación del pilar. Probablemente hay una relación lineal entre el nivel de retención proporcionado por el pilar y su conicidad; en otras palabras, la

retención disminuye a medida que aumenta el estrechamiento del pilar (por ejemplo, 4° a 8°).

Por lo tanto, los pilares con angulaciones menores o más paralelos requieren más fuerza de tracción para la separación de la corona. Como resultado, todos estos factores, así como el tipo de cemento y el espacio interoclusal debe ser considerado al seleccionar un cemento apropiado.

La principal desventaja de las coronas fijas cementadas sobre implantes es el exceso de cemento no retirado, que puede generar irritación y resultar en inflamación de los tejidos blandos periimplantarios (perimplantitis) y favorecer la colonización bacteriana.

Wilson y cols (55) en un estudio sobre coronas fijas cementadas sobre implantes observaron que en muchos casos pasaban 9 años hasta que las perimplantitis se vuelven clínicamente evidente. Los signos tempranos de reacción del tejido luego del exceso de cemento en estas técnicas, se presenta como hinchazón, sangrado, y reabsorción ósea, que podría aparecer desde unas semanas hasta pocos meses después del cementado de la corona; sin embargo, la perimplantitis en forma de inflamación tisular y pérdida ósea puede desarrollarse muchos años después de la cementación.

Existen varios métodos para detectar residuos de cemento alrededor de la corona y los implantes, incluyendo radiografías, por lo cual es importante que los cementos sean radiopacos.

Al dejar el exceso de cemento en los resultados del surco perimplante en reacciones adversas al tejido, intentando eliminar los restos de cemento con instrumentos metálicos como curetas sobre implantes de titanio podría aumentar la aspereza de la superficie resultando en la formación de biofilm. Sin embargo, según Wilson, la eliminación del cemento residual fue seguido por la resolución de los signos clínicos y endoscópicos de la enfermedad perimplante en el 76% de los casos.

El camino más popular de aplicación de cemento es extender el cemento en la restauración en una capa delgada uniforme. El óptimo volumen de cemento necesario para la cementación ideal es el 3% del volumen total de la corona, que llena 40 μm . También se ha afirmado que el llenado de la mitad cervical de la corona, en lugar de cubrir completamente el interior de la superficie es un medio eficaz para reducir el exceso de cemento sin poner en peligro el sello marginal y la retención de la restauración. Por otro lado, la colocación de cemento sólo en la mitad oclusal de la corona, probablemente da como resultado una brecha en el margen de restauración.

Se han propuesto varios métodos para minimizar la cantidad de cemento en la restauración antes, durante y después de la cementación.

Además, el uso de pilares con márgenes supragingivales o ligeramente controlados (no más de 1 mm) podría reducir el exceso de cemento empujado subgingivalmente.

Proporcionar un orificio de ventilación en el espacio oclusal o lingual de la restauración, es otra manera de controlar el volumen del cemento durante la cementación.

Hay diversas opiniones sobre el sellado del canal del pilar. Se ha demostrado que el llenado parcial del canal puede mejorar la retención de la prótesis fija. De acuerdo con Wadhvani y cols (56) el canal puede actuar como un reservorio para el exceso de cemento, si se deja abierto y no se sella antes de la cementación. Ellos han propuesto crear dos agujeros de ventilación en dos lados del pilar, 3 mm por debajo de la superficie oclusal. Este método tiene la ventaja de retención del cemento, y también disminuye el exceso de extrusión de cemento en comparación con el sellado del canal del tornillo del pilar.

El efecto tóxico de varios cementos podría ser diferente, debido a la composición química y la reacción de polimerización.

Los cementos de resina pueden tener efectos perjudiciales en los tejidos después de la polimerización. Además, su capa superficial no polimerizada

contiene formaldehído, que es un agente tóxico celular. Por otro lado, los iones liberados de los cementos que contienen zinc, como el óxido de zinc eugenol (ZOE) (Temp-Bond) y óxido de zinc no eugenol cementos (Temp-Bond NE) muestran efectos antibacterianos. Además, no todos los cementos utilizados para la cementación de restauraciones en dientes naturales son adecuados para prótesis sobre implantes.

Se deben considerar varios aspectos al elegir entre cementos permanentes y temporales. Algunas ventajas de los cementos temporales son, incluyendo la eliminación fácil del exceso de cemento, suficiente retención en situaciones normales, y la fácil recuperación de la restauración sin daño al pilar o implante. Basado sobre la supuesta longevidad equivalente de una prótesis de implante, comparado con una prótesis fija convencional, la recuperabilidad de la restauración sería un factor importante en la selección del cemento.

La liberación de estrés puede ser una buena calidad para los cementos utilizados para prótesis fijas sobre implantes ya que los implantes carecen del efecto amortiguador del ligamento periodontal, a diferencia de los dientes naturales. Sin embargo, los cementos temporales tienen algunas desventajas comparadas con los cementos permanentes, como la solubilidad, menor resistencia, facilidad de desacoplamiento de la restauración, y radiolucidez en la radiografía.

Una encuesta realizada por Schwarz y cols (57) mostró que la incidencia de fractura y la pérdida de retención de cementos temporales fueron mayores que los de los cementos permanentes; sin embargo no encontró diferencias en la resistencia a la fractura de los pilares, ya sea con cemento temporal o permanente.

La principal ventaja de los cementos permanentes es su grado más alto de retención. Varios factores como la forma de resistencia, retención, altura, distribución y número de pilares, condición física del armazón, y el arco de recepción de la prótesis (maxila vs. mandíbula) puede influir en la cantidad de la retención necesaria derivada del cemento.

La inconsistencia en la literatura sobre la retención de diferentes cementos, pueden ser el resultado de diferentes capas de cemento en distintos ensayos mecánicos, realizados en variadas condiciones, y también el tipo de pilar y su preparación.

En general, según la mayoría de los estudios que comparan resistencia a la tracción de diferentes cementos, el orden de los cementos de menor a mayor retención es óxido de zinc (con o sin eugenol), policarboxilato, ionómero de vidrio, fosfato de zinc y cementos a base de resina.(58)

Sobre la base de la información obtenida de artículos publicados por pares, los diferentes cementos disponibles, muestran diferentes calidades de retención para coronas fijas cementadas sobre implantes. Estas cualidades no necesariamente serían las mismas que para el cemento utilizado en restauraciones para piezas dentarias. Además, considerando biológicamente los efectos perjudiciales de algunos cementos, el conocimiento sobre ellos es apropiado para diferentes situaciones, y también la manipulación adecuada es de gran importancia.

Los dos cementos más frecuentemente utilizados en estudios relacionados con prótesis cementadas sobre implantes, son fosfato de zinc y cemento Premier Implant Cement. Mientras que el fosfato de zinc muestra más retención que los cementos temporales, y también facilita el retiro del exceso, debido a una menor adherencia al metal en comparación con otros cementos permanentes, el cemento Premier proporciona la recuperabilidad de la restauración.(59)

El grupo de cementos ensayados en este estudio varió de cementos dentales generalmente designados para cementación permanente, a los consideradas para cementación provisional, incluyendo algunos diseñados específicamente para prótesis fijas sobre implantes.

Se podría esperar razonablemente que esos cementos generalmente formulados como agentes de fijación permanentes (es decir, fosfato de zinc y resina) estarían en la parte superior de la lista de retención; sin embargo, Mansour y cols (60, 61)) encontraron que el orden de clasificación de la

retención del cemento, difirió tanto en prótesis fijas sobre implantes como sobre dientes naturales.

Del mismo modo, no se determinó qué valor umbral (mínimo) proporciona una retención amplia. En general, sin embargo, el rango obtenido en este estudio está de acuerdo con el orden de los estudios similares.

Hebel y Gajjar (62) informan de la práctica común de añadir vaselina en la mezcla de óxido de zinc y cemento de eugenol, con el fin de reducir sus propiedades de retención.

En efecto, los valores retentivos más bajos en este estudio fueron alcanzados por Premier Implant Cement; sin embargo, presentó menos aflojamiento de tornillo durante las cargas dinámicas, que es un problema bastante común e indeseado en la práctica clínica.

CONCLUSIONES

Dentro de los límites del presente estudio in vitro podemos concluir lo siguiente:

1) En las pruebas de tracción, tal como era de esperarse, se observó una mayor resistencia al despegamiento de las coronas con los cementos definitivos (Harvard y SmartCem 2) con respecto al cemento provisional, semipermanente, Premier.

2) En las pruebas de compresión, se observó que el cemento provisional, semipermanente, Premier fue más eficaz en amortiguar las fuerzas de carga que los cementos definitivos (Harvard y SmartCem 2)

3) Los tornillos de los pilares se aflojaron más fácilmente cuando estuvieron cementados con cementos definitivos, y menos con el cemento provisional, semipermanente evaluado.

4) El aporte más importante del presente trabajo es demostrar la capacidad de amortiguación de fuerzas del cemento Premier.

Esto respalda la utilización del mismo como primera elección en prótesis fija cementada sobre implantes.

5) La menor retención con respecto a los cementos definitivos podría mejorarse realizando un arenado de la superficie del pilar, para mejor la adhesión y disminuir las posibilidades de despegamiento.

6) En determinados casos, en donde por estética sea necesario evitar cualquier riesgo de despegamiento, se podría cementar con cementos definitivos, pero teniendo en claro que la capacidad de amortiguación de fuerzas será menor y el riesgo de aflojamiento de tornillos mayor.

7) En este último caso, teniendo en cuenta que el cemento Harvard y el SmartCem 2 no presentaron diferencias tanto en la resistencia al despegamiento como en su capacidad de amortiguar fuerzas, y si bien no fue

evaluado en el presente trabajo, la primera elección debería ser el Harvard por su mayor facilidad de remoción de los excesos durante el cementado.

BIBLIOGRAFIA

- 1- Ciche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restoration. *Int J Prosthodont* 2010;4:37-44.
- 2- Leempoel PJB, Lemmens LM, Snoek PA. The convergence angle of tooth preparations for complete crowns. *J Prosthet Dent* 2014;58:414-6
- 3- Rohr N, Coldea A, Zitzmann, N. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Journal of Dental materials* 2015;279-288
- 4- Borges GA, Caldas D, Taskonak B, Yan J, Sobrinho LC, de Oliveira WJ. Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *J Prosthodont* 2014;18:649-655
- 5- Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 2013;25:335-340
- 6- He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22:1639-1643
- 7- He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011;27:527-534
- 8- Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 2013;124:72-4, 76-8, 80-4.
- 9- Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009;4:32-47.
- 10- Coldea A, Swain MV, Thiel N. In vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN materials. *Dent Mater* 2013;29:419-426.
- 11- Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, de Oliveira JR, Santos Filho PC. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. *J Prosthodont* 2011;20:447-455.
- 12- Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of

- ceramic based dental prostheses? Clin Oral Impl Res 2009;18:218-231.
- 13- Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and Cementation of crowns. Brith Dent J 2011;193:17-28.
- 14- Macchi RL. Materiales dentales. Buenos aires. 3° edición. Editorial Médica Panamericana. Cap. 31. Pág.311-317
- 15- De la Macorra JC, Pradés G. Conventional and adhesive luting cements. Clin Oral Invest 2012;6:133-146.
- 16- Jones DW. Dental Cements: An update. (2008) CDJ;64(8).
- 17- White SN. Adhesive Cements and Cementation. J Calif Dent Assoc 2013;21:30-37.
- 18- Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and Physical properties of Contemporary Dental Luting Agents. J Prosthet Dent 2009;89:127-134.
- 19- International Organization of Standarization (2000). Dental Cements. ISO N° 4049-2000 (E)
- 20- Mc Comb D. Adhesive Luting cements-classes. Criteria and Usage. Compend Contin Educ Dent 2011;17: 759-764.
- 21- Wilson PR. Crown Behaviour During Cementation. Review. J Dent 2012;20:156-162
- 22- Shorthall AC, Baylis RL, Fisher SE, Harrington E. Operating variables Affecting the working time of a dual-cure composite luting cement. Eur J Prosthodont;9:445-451.
- 23- White SN, Kipnis VJ. Effect of seating forces on film thickness of a new adhesive luting agent. J Prosthet. Dent;69:476-481.
- 24- Black S, Amoores JN. Measurements of forces applied during the clinical a laboratory cementation of dental crowns. Physio Meas 2013;14:387-392.
- 25- Whong RHK, Wilson PR. The effect of seating force and die spacing on cementation pressure transmission: A laboratory study. Int D J 2007;47:45-52.

- 26- Oilo G. Luting Cements: a review and comparison. *Int Dent J* 2009;41:81-8.
- 27-Pilo R, Cardash HR, Baharav H, Helf M. Incomplete seating of cemented crowns. A literature review. *J Prosthet Dent* 2008;59:429-433.
- 28- Cherkasski B, Wilson PR. The effect of oscillation, low seating force and pressure transmission during crown cementation: a laboratory study. *J Oral Rehab* 2013;30:957-963.
- 29-White SN, Yu Z, Kipnis V. Effect of seating forces on film thickness of new adhesive luting cements. *J. Prosthodont. Dent* 2012;68:476-481.
- 30-Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Dual cure luting cements. Clinically related properties. *J. Oral Rehabil* 2011; 1: 185-188
- 31- Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Revised ANSI/ ADA Specification N.º 5 for dental casting alloys. *J Am Dent Assoc.* 1989; 118 (3): 379. 22.
- 32-Moffa J P. Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2013; 27 (4): 733-746. 23.
- 33-Bezzon O, Mattos M, Ribeiro R, Almeida R. Effect of beryllium on the castibility and resistance of ceramic or metal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthet Dent.* 2008; 80 (5): 570-574. 24.
- 34-Jang K, Youn S, Kim Y. Comparison of castibility and surface roughness of Commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2011; 86 (1): 93-98. 25.
- 35-Wataha, J. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent.* 2010; 83 (2): 223- 233. 26.
- 36-Zunelis S, Tsetsekou A, Papadopoulos T. Thermal expansion and micro structural Analysis of experimental metal- ceramic titanium alloys. *J Prosthet Dent.* 2013; 90 (4): 333-337. 27.
- 37-Allen E, Bayne S, Brodine A, Cronin R, Donovan T, Kois J and Summitt J. Annual review of selected dental literature: Report of the committee

- on scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent.* 2013; 90 (1): 50-80. 28.
- 38-Wataha J, Lockwood PE, Khajotia SS and Turner R. Effect of PH on release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent.* 2008; 80 (6): 691-698.
- 39-Raimond Ch, Williams C. *Química.* 7.^a ed. México: Mc Graw-Hill Interamericana; 2003. 2.
- 40-Schillingburg HT. *Fundamentals of fixed Prosthodontics.* 3.^a ed. Chicago: Quintessence; 2007. 3.
- 41-Mahan B H. Los metales de transición. En *Química curso universitario.* 2.^a ed. México: Fondo Educativo Interamericano; 2007. p. 656-709. 4.
- 42-Martimer Ch E. Metales y metalurgia. En *Química.* México: Grupo Iberoamericano; 2008. p. 596-635. 5.
- 43-Anusavice K. Aleaciones dentales vaciadas. En *La ciencia de los materiales dentales de Phillips.* 10.^a ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 1998. p. 441-479.
- 44-Quintas, AF. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):250-257.
- 45- Wilson, PR. Low force cementation. *J Dent* 2006;24(4):269-276.
- 46-Fernández, E. Diseños de márgenes cervicales coronarios. *Cómo y cuándo.* Quintessence (edesp) 2002;15(8):493-501.
- 47- Suárez, MJ. Factores implicados en el sellado marginal de las restauraciones de prótesis fija. *Av Odonto estomatol* 2014;10(1):53-59.
- 48-Shearer, B. Influence of marginal configuration and porcelain addition on the fit of In – ceram crowns. *Biomaterials* 2006;17(19):1891-1895.
- 49-Cogolludo, PG. Influence of melting and casting methods and finish line design on the marginal discrepancy of Nickel – ChromiumTitanium alloy crowns. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):443-445.
- 50-Gupta, R. In in-vitro evaluation of effect of different finish line on marginal adaptation in metal ceramic restorations under thermomechanical loading. *Indian J Dent Res* 2011;22(4):608-610.

- 51- White, SN. Film thickness of new adhesive luting agents. J Prosthet Dent 1992;67(6):782-785.
- 52- Castillo-Oyagüe, R. Misfit and micro leakage of implant – support crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass - ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. J Dent 2013;41(1):90-96.
- 53- Luchetti, C; Kitrilakis, A. A modified approach to hybrid screwed prosthesis over implants. Clinical Oral Implants Research, 2016, 27 (S13), 365
- 54- Chazine, M. Interfacial nanoleakage and internal cement thickness of three esthetic crown systems. Dent Mater 2012;28(10):1105-1111.
- 55- Hooshmand, T. Microleakage and marginal gap of adhesive cements for noble alloy full cast crowns. Oper Dent 2011;36(3):258-265.
- 56- McComb, D. Adhesive luting cements-classes, criteria, and usage. Compend Contin Educ Dent 2006;17(8):759-773.
- 57- Hikita, K. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater 2007;23:71-80.
- 58- Kious, AR. Film thicknesses of recently introduced luting cements. J Prosthet Dent 2009;101(3):189-192.
- 59- Cementos dentales de base acuosa. Parte 1: Cementos ácido-base de polvo y líquido (ISO 9917-1:2007)
- 60- Cementos dentales de base acuosa. Parte 2: Cementos modificados con resina. (ISO 9917-2: 2010)
- 61- Coli, P. Fit of a new pressure – sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 2004;17(1):59-64.
- 62- Wang, CJ. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. J Prosthet Dent 2012;67(6):786-790.
- 63- White, SN. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. J Prosthet Dent 2005;74(1):25-32.