

**UNIVERSIDAD LATINOAMERICANA DE CIENCIA Y TECNOLOGIA
ULACIT**

**TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN PARA OPTAR EL GRADO EN
LICENCIATURA EN ODONTOLOGÍA**

TÍTULO:

**“ COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA AL DESPLAZAMIENTO POR
MEDIO DE FUERZAS DE TRACCIÓN EN DOS CEMENTOS DE RESINA
EN CORONAS METAL – PORCELANA ”**

AUTORES:

**PAOLA IRÍAS MIRANDA
MARIO RODRÍGUEZ GARRO**

TUTOR:

**DR FERNANDO SÁNCHEZ MURILLO
POSTGRADO EN ODONTOLOGÍA GENERAL AVANZADA Y ESTÉTICA**

ASESOR METODOLÓGICO:

ROBERTO ROQUE

Noviembre 2003

PENSAMIENTOS

Ten presente al Señor en todo lo que hagas, y él te llevará por el camino recto.

Proverbios 3.6

“ Entre más grande es el obstáculo, más grande es la gloria al vencerlo ”

MOLIERE

“ El fracaso tiene mil excusas, el éxito no requiere explicación ”

MIGUEL ANGEL CORNEJO

AGRADECIMIENTO

Le agradecemos primeramente a DIOS por habernos dado tanta fuerza, paciencia y sabiduría para concluir con nuestra meta.

También le agradecemos a nuestros padres por su apoyo en las buenas y las malas, por su gran paciencia para nosotros y su gran sabiduría que nos han transmitido en todos estos años de estudio.

Le agradecemos a todos nuestros amigos (as) que estuvieron a través de estos largos años de estudio.

Muchas gracias DR Fernando Sánchez por su gran paciencia para nosotros y por ser nuestro tutor.

Además le agradecemos a todos los profesores y doctores de nuestra facultad por todo el conocimiento que nos dieron durante nuestra carrera.

DEDICATORIA

A Dios, por ser mi apoyo y guía, por haberme dado las fuerzas necesarias para culminar esta etapa tan importante en mi vida.

A mis padres por inculcarme un valor tan grande como lo es el estudio .

A mi madre que me ha brindado todo su apoyo siempre que lo he necesitado, eres mi mejor amiga. Te amo.

A mi esposo por ser mi guía, por apoyarme y levantarme el ánimo cuando mas lo he necesitado, eres un ejemplo a seguir. Te amo

A mi mayor orgullo mi hijo, los frutos de estos esfuerzos son para ti. Te Amo.

A mi familia en general por preocuparse por mi y estar pendiente de mis logros.

ANA PAOLA IRIAS MIRANDA

DEDICATORIA

A Dios, por haberme dado la fortaleza , la paciencia y la sabiduría para terminar este gran logro en mi vida.

A mi padre, por haberme dado tanto apoyo, paciencia y su gran sabiduría. Este gran logro va en especial para vos, gracias papi. Te amo.

A mi mamá, gracias por todos tus consejos y tu gran apoyo que siempre me has dado. Te amo mamá.

A toda mi familia por el gran apoyo que me dieron en estos años de estudio.

A la legión , mis mejores amigos gracias por todo el apoyo y consejos en todos estos años de estudio.

Mario Rodríguez Garro

INDICE

| | |
|---------------------|-----|
| Pensamiento..... | ii |
| Agradecimiento..... | iii |
| Dedicatoria..... | iv |
| Dedicatoria..... | v |
| Indice..... | vi |

CAPITULO I

| | |
|---|----------|
| INTRODUCCION:..... | 2 |
| 1.1 ANTECEDENTES:..... | 4 |
| 1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:..... | 6 |
| 1.3 HIPOTESIS DE LA INVESTIGACIÓN:..... | 8 |
| 1.3.1 Hipótesis estadísticas:..... | 8 |
| 1.4 Formulación de los objetivos:..... | 9 |
| 1.4.1 Objetivo general:..... | 9 |
| 1.4.2 Objetivos específicos:..... | 9 |
| 1.5 Justificación:..... | 10 |

CAPITULOII

| | |
|--|-----------|
| MARCO TEORICO:..... | 12 |
| 2.1 Restauración con coronas:..... | 13 |
| 2.1.1 Coronas completas:..... | 13 |
| 2.1.2 Indicaciones para una corona de recubrimiento completo:..... | 14 |
| 2.1.3 Inconveniencia de una corona de recubrimiento completo:..... | 14 |

| | |
|--|----|
| 2.2 Restauraciones de metal cerámica:..... | 15 |
| 2.2.1 Historia porcelana fundida sobre metal:..... | 15 |
| 2.2.2 Precioso/ no precioso:..... | 15 |
| 2.2.3 Indicaciones:..... | 16 |
| 2.2.4 Contraindicaciones:..... | 17 |
| 2.2.5 Problemas técnicos:..... | 17 |
| 2.2.6 Ventajas:..... | 18 |
| 2.2.7 Preparación:..... | 19 |
| 2.3 Propiedades mecánicas:..... | 20 |
| 2.3.1 Tensiones y distensiones:..... | 21 |
| 2.3.2 Propiedades de la resistencia :..... | 23 |
| 2.3.3 Curvas de tensión y deformación:..... | 26 |
| 2.3.4 Límites proporcional y elástico:..... | 28 |
| 2.3.5 Resistencia al estiramiento:..... | 28 |
| 2.3.6 Resistencia final:..... | 29 |
| 2.3.7 Resistencia a la fractura:..... | 29 |
| 2.3.8 Elongación:..... | 30 |
| 2.3.9 Módulo elástico:..... | 30 |
| 2.3.10 Coeficiente de Poisson:..... | 31 |
| 2.3.11 Dureza:..... | 31 |
| 2.4 Otras propiedades mecánicas:..... | 31 |
| 2.4.1 Propiedades de tracción de los materiales frágiles:..... | 31 |
| 2.4.2 Propiedades de compresión:..... | 32 |

| | |
|--|----|
| 2.4.3 Resistencia al cizallamiento:..... | 33 |
| 2.4.4 Fuerza de adhesión:..... | 33 |
| 2.5 Cementos:..... | 34 |
| 2.5.1 Principios de cementación:..... | 37 |
| 2.6 Cementos a base de resina:..... | 41 |
| 2.6.1 Descripción general..... | 41 |
| 2.6.2 Composición..... | 42 |
| 2.6.3Propiedades..... | 42 |
| 2.6.4 Propiedades biológicas..... | 43 |
| 2.6.5 Manipulación..... | 44 |
| 2.6.6 Coronas adheridas con resina..... | 44 |
| 2.7Adhesión dental..... | 44 |
| 2.7.1Ventajas de la adhesión..... | 46 |
| 2.7.2 Adhesión del composite a la estructura dental esmalte/dentina..... | 46 |
| 2.7.3 Importancia del sustrato adherente..... | 47 |
| 2.7.4.Clasificación de los adhesivos comtempórneos..... | 49 |
| 2.8 Panavia F..... | 53 |
| 2.8.1Descripción..... | 53 |
| 2.8.2Indicaciones..... | 53 |
| 2.8.3Ventajas..... | 54 |
| 2.8.4Precauciones..... | 54 |
| 2.8.5 Componentes del Kit..... | 55 |
| 2.9 Bistite II DC Adhesive Resin Cement..... | 55 |

2.9.1 Indiciones.....56

CAPITULO III

DISEÑO METODOLOGICO.....57

3.1 Tipo de estudio.....58

3.2 Límites de estudio.....58

3.3 Sujetos de estudio.....58

3.4 Procedimiento.....60

3.5 Cronograma.....63

3.6 Principales variables.....64

3.7 Operacionalización de las variables.....64

3.8 Cementos a utilizar.....65

3.9 Técnica para procesamiento y análisis de datos.....65

3.10 Análisis y tabulaciones de los resultados.....65

3.11 Recursos.....65

CAPITULO IV

RESULTADOS.....67

4.1 Análisis de resultados.....68

4.2 Discusión de resultados.....81

CAPITULO V

CONCLUSIONES83

5.1 Conclusiones.....84

5.2 Recomendaciones.....85

Propuesta.....86

| | |
|--------------------------|-----------|
| Bibliografía..... | 92 |
| Anexos..... | 95 |

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

En la actualidad en los consultorios dentales se utiliza el cemento de resina como una de las mejores elecciones para el cementado de restauraciones protésicas fijas.

Esta predilección de los profesionales por su uso se debe a su insolubilidad en el medio oral, además presentan gran resistencia a las fuerzas de tracción a la hora de llevar a cabo el proceso de masticación.

El uso de los cementos de resina se ha hecho de gran importancia a la hora de la cementación de restauraciones protésicas fijas, puesto que estas dependen del cemento para asegurar su retención.

Muchos pacientes esperan desarrollar su función normal poco después de la colocación de la restauración, especialmente en el caso de restauraciones protésicas fijas; sin embargo, esta función temprana puede colocar las restauraciones bajo grandes tensiones, especialmente durante la masticación.

Ahora bien para asegurar que las restauraciones permanezcan en su sitio, el cemento debe alcanzar buena adhesión y una alta resistencia poco después del cementado final.

La mayoría de los cementos definitivos se disuelven y se desgastan en los líquidos bucales, cosa que no ocurre con los cementos a base de resina, este cemento ya mencionado tiene grandes características tales como agentes cementantes o de unión para restauraciones coladas fijas, también como aislantes térmicos debajo de restauraciones metálicas y para proteger la pulpa.

Hay que destacar que, en conjunto, sus propiedades químicas y físicas dejan mucho que desear, y que es preciso establecer técnicas de preparación para obtener un rendimiento óptimo.

Por lo anterior se deduce que el uso de los cementos a base de resina se vuelve cada vez más importante a la hora de realizar la práctica profesional, por eso se debe conocer día con día que es lo mejor para los pacientes, se debe tomar en cuenta que lo mas importante en la práctica profesional es el paciente.

Por esta razón, se debe tener claro que existen diferentes tipos y marcas de cementos a base de resina; tales como lo son el PANA VIA F (J MORITA) y el BISTITE II DC (Tokuyama)). Dichos cementos tienen cualidades similares, como a la hora del proceso de cementación, en sus materiales de composición, pero no existe ninguna referencia de cual es mejor.

Por eso a la hora de decidirse de cual material es el mejor para realizar el cementado final, es conveniente elegir el que ofrece mejor resistencia, mejor adhesión y el más insoluble a los líquidos bucales. Y por ultimo tener la capacidad para seleccionar el que más convenga para la práctica profesional; de tal forma que el paciente quede satisfecho con el trabajo realizado.

ANTECEDENTES

M.F. Burrow y Col en 1996 hacen un estudio en la cual se determinó la fuerza de adhesión de tres cementos de resina a diferentes tiempos en dos diferentes medios de adhesión: 23° C/ 50% HR y 30° C / 80 % HR, los cementos a utilizar fueron Panavia 21(J. Morita), Bistite Resin Cement (Tokuyama Japan) y Superbond (Sun Medial.Co).

El resultado de este estudio anterior, determinó que se presentaron diferencias significativas en cuanto a resistencia a la tensión con el cemento Bistite (Tokuyama Japan) en ambos medios y diferentes tiempos y así como el Panavia (J Morita). En ambos medios, el material de curado dual produjo mayor resistencia a la tensión, mientras que no se encontraron diferencias significativas entre el Panavia (J . Morita) y el Superbond (Sun Medial Co). Además se obtuvieron algunas conclusiones en donde las fuerzas de adhesión de los cementos de resinas, de curado químico o dual, aumentan significativamente en las primeras 24 horas y es necesario que ocurra un período de maduración del cemento. La fuerza de adhesión temprana registrada para los materiales de curado químico, sugiere que debe realizarse una remoción cuidadosa de los excesos y que las restauraciones no deben ser sometidas a cargas fuertes, por lo menos hasta una hora después de la cementación. (1996, 21, 196- Operative Dentistry 2002)

En 1995 se hizo un estudio sobre la resistencia de la unión de las resinas dentales a una aleación de oro y a una aleación NiCrBe con y sin termo ciclado (poner un material x en distintas temperaturas y diferentes tiempos) , el cemento C & B Metabond produce significativamente mayor resistencia al desalojamiento que las Dentastic , Panavia(J Morita) , Probond , o All-bond 2. . El termo ciclado reduce la resistencia al desalojamiento en todas las combinaciones resinas/metal , excepto con C & B Metabond . Todos los especímenes de C & B Metabond fallaron

cohesivamente (Es una fuerza de atracción que mantiene dos objetos unidos); Todos los demás especímenes fracasaron adhesivamente (adherencia de dos objetos que están pegados o unidos). El electro plateado (poner un metal en ácido y generarle una carga eléctrica) de oro tipo III aumenta la resistencia al desalojamiento con el cemento Panavia. El tratamiento de la superficie y su composición pueden influir en la unión de la resina con la aleación. (Resumen de los estudios clínicos más importantes sobre materiales dentales, presentados en la reunión de la asociación internacional de investigación dental de 1995 – parte II). Nuevos agentes para la cementación se han comercializado recientemente, los ionómeros resina-vidrio híbridos son el grupo más comercial más reciente y muestran mejores cualidades físicas con igual micro filtración comparados con el tradicional policarboxilato y vidrio ionómero. Sin embargo, los ionómeros híbridos resina/vidrio liberan menor cantidad de flúor, comparados con los vidrios ionómicos tradicionales.

La escogencia de un agente de cementación puede afectar el comportamiento clínico de las coronas y puentes fijos. En pruebas de laboratorio, la comparación tradicional del policarboxilato, las nuevas resinas adhesivas presentan mejor retención, aún en preparaciones cónicas. Resinas sin relleno como C&B Metabond (Parkell Products) tienen menor resistencia y muestran mayor absorción de agua que las resinas como Panavia (J. Morita USA). No está claro como estas desventajas pueden afectar el comportamiento clínico. (Resumen de los estudios clínicos más importantes sobre materiales dentales, presentados en la reunión de la asociación internacional de investigación dental de 1995- parte II).

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La odontología restaurativa desde sus inicios se ha dedicado a la restauración o la reposición de las piezas dentales perdidas. Dichas restauraciones le devuelven al diente su funcionalidad y anatomía, además en lo correspondiente a la reposición de piezas, le devuelve al paciente su funcionalidad masticatoria y a la vez le da un mejor aspecto estético.

Para ofrecerle todas las garantías al paciente se tiene que contar con muchos requisitos, los cuales son: la preparación de las piezas pilares, la adaptación de la estructura protésica, el ajuste necesario y por último lo que nos va a interesar en este estudio es el cementado; elemento motivador para la elaboración del presente estudio.

Como uno de los mejores cementos, están los que son hechos a base de resina, estos cementos tienen muy poco tiempo desde que salieron al mercado pero son una de las mejores alternativas para la hora del cementado.

Estos cementos, a base de resina, por lo que se hemos investigado, son una gran alternativa para la cementación de una corona metal-porcelana. Según algunas manifestaciones clínicas, este cemento puede dar o garantizar una buena resistencia y adhesión a la estructura dental. Como evolución se ha descubierto muy poco ya que son cementos muy nuevos y poco utilizados, por su alto costo.

No obstante, a medida que transcurre el tiempo, se irán perfeccionando para así darle lo mejor al paciente.

Unas de las principales alternativas para mejorar la calidad de estos cementos es averiguar y estudiar cual de estos cementos presenta mejores características a la hora de su uso y colocación en el paciente, por eso para lograr esta alternativa es

conveniente el estudio de ciertas características de estos cementos como el Panavia f (J Morita) y Bistite Resin Cement (Tokuyama Japan), estas características son las siguientes que tanta resistencia ofrecen, que adhesión, que fuerza se necesita para la separación de la estructura dentaria, entre otras. Teniendo todas estas características presentes lograríamos prevenir muchos de los problemas como son; el desajuste prematuro de la restauración o corona metal-porcelana y la fractura de la misma.

El presente estudio permite conocer que es lo mejor que nos ofrece los cementos mencionados anteriormente, lo cual permite formular una interrogante sobre la resistencia que es una de las principales características de un cemento.

Pregunta interrogante:

¿Cuál cemento a base de resina de las marcas PANAVIA F (J MORITA) y BISTITE II DC (Tokuyama) , tienen mayor calidad de resistencia al desplazamiento provocado por fuerza de tracción en coronas metal – porcelana?

HIPOTESIS DE LA INVESTIGACIÓN.

Existen diferencias en la calidad de la resistencia a la fuerza de tracción en coronas de metal – porcelana cementadas con cementos de resina dual Panavia F (J Morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan).

HIPOTESIS ESTADÍSTICAS

VARIABLE RESISTENCIA

H₀: No existen diferencias en la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F (j morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan.)

H₁: Existen diferencias a la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F (j morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan.)

$$H_0: \mu_{RP} = \mu_{RB}$$

$$H_1: \mu_{RP} \neq \mu_{RB}$$

VARIABLE FUERZA

H₀: No existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas metal-porcelana cementadas con el cemento Panavia F (j morita) y el cemento Bistite II DC (Tokuyama Japan).

H₁ : Existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas metal-porcelana cementadas con el cemento Panavia F (j morita) y el cemento Bistite II DC (Tokuyama Japan).

$$H_0: \mu_{FP} = \mu_{FB}$$

$$H_1: \mu_{FP} \neq \mu_{FB}$$

FORMULACION DE LOS OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Analizar la calidad de la resistencia in vitro al desplazamiento provocado por una fuerza de tracción en coronas metal-porcelana de los cementos a base de resina de las marcas Panavia F (J MORITA) y Bistite II DC (Tokuyama Japan.)

1.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ❖ Comparar la resistencia al desplazamiento por medio de pruebas de tracción de los cementos Panavia F (j morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan.)

- ❖ Comparar la fuerza de separación de las coronas metal-porcelana en las piezas dentales de los cementos Panavia F (j morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan) .

- ❖ Cuantificar la frecuencia de fractura o de rompimiento de las piezas dentales con coronas metal – porcelana cementadas con el material estudiado.

1.5 JUSTIFICACIÓN

La utilidad del presente estudio reside en la importancia que tiene el cementado de una corona metal-porcelana a la hora de evaluar la resistencia de dichos cementos.

El uso de nuevos materiales que amplían los horizontes del tratamiento que realizan los profesionales, permiten día con día que las restauraciones protésicas fijas sean más duraderas y confiables.

Como parte de la confiabilidad de una restauración protésica es la cantidad de fuerza que resisten dichos cementos a la tracción cuando se esta realizando el proceso de la masticación.

Esta cantidad de fuerza que resiste el cemento es lo que se desea determinar en este estudio, para así lograr un criterio mejor sobre el uso de dichos cementos; para una situación determinada y de acuerdo con lo que se necesita para realizar una restauración protésica exitosa.

Así también, el estudio pretende, dar a conocer que estos cementos de resina son una de las grandes alternativas para el uso diario de nuestra práctica profesional en el futuro y poder asegurar y dar una garantía a largo plazo de un procedimiento como lo son las restauraciones fijas. (Coronas metal- porcelana).

El fin de esta investigación es garantizar la calidad de los cementos a base de resina , utilizados en la clínica de especialidades ULACIT y así brindar una mejor atención y confianza para el paciente en tratamientos a realizar.

Además para lograr este estudio se investigaran dos diferentes marcas de cemento de resina, en donde se escogerá el cemento utilizado en la clínica de especialidades ULACIT (BISTITE II DC (Tokuyama)) y de ahí nos basaremos en

la escogencia del otro cemento de resina con características muy similares (PANAVIA F (J MORITA)).

La investigación es viable, pues se dispone de los recursos necesarios para llevarla a cabo.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

2.1 RESTAURACIÓN CON CORONAS

El objetivo principal de la colocación de coronas es la mejora estética. Las correcciones de forma, color y textura pueden lograr un importante cambio en la imagen que el paciente tiene de si mismo. El retorno a una buena forma fisiológica ayuda además, a prevenir que la boca se deteriore más, no solamente evitando el colapso de la arcada, la pérdida ósea y la migración dentaria, sino también motivando al paciente a mantener el nuevo aspecto.

Puesto que la corona de recubrimiento completo se ha usado con éxito para tratar enfermedades bucales, mantener la eficacia masticatoria y restaurar el aspecto estético de la boca y la cara, ha seguido siendo una de las restauraciones de elección en casos de dentición inestética y deteriorada. (Ronald E. Goldstein, 2002.)

2.1.1 CORONAS COMPLETAS

Existen muchas situaciones en las que se permite el uso de una corona completa. Esta debe usarse cuando la restauración requiere un máximo de retención; pero un máximo de retención rara vez lo necesita una restauración unitaria. En los puentes fijos, hay una exigencia de capacidad retentiva, y en estos casos, con frecuencia, hay que recurrir a las coronas completas, especialmente si el pilar es corto o si el tramo edéntulo es largo. Las coronas completas únicamente deben usarse después de haber considerado la posibilidad de emplearse otros diseños, menos destructivos y haberlos encontrado faltos de la necesaria retención, estabilidad, o de la cobertura que precisa un determinado diente. El recubrimiento completo en los casos en que esté indicado, puede ser un excelente tratamiento pero se ha venido haciendo un uso indiscriminado de esta terapéutica. La eliminación de toda la morfología de un diente, es un tratamiento muy radical, y restaurarlo

perfectamente puede llegar a ser muy difícil, así el dentista tiene que estar muy seguro de no disponer de mejor solución.

2.1.2 INDICACIONES PARA UNA CORONA DE RECUBRIMIENTO COMPLETO

- ❖ Dientes con caries muy extensas.
- ❖ Dientes debilitados por restauraciones muy extensas.
- ❖ Dientes que presentan desgaste excesivo y extenso.
- ❖ Dientes gravemente debilitados o con riesgo de fractura como resultado de un tratamiento radicular.
- ❖ Dientes fracturados o con micro fracturas extensas que necesitan ser restaurados.
- ❖ Dientes muy extruidos (para restaurar el plano de oclusión)
- ❖ Dientes con una porción coronal inadecuadamente corta.
- ❖ Dientes con malformaciones.
- ❖ Pilares para prótesis parciales fijas.
- ❖ Prótesis parciales fijas largas (en que los dientes pilares necesitan la máxima retención).
- ❖ Dientes con una inestética recesión del tejido y con espacios interdentes desagradables.

2.1.3 INCONVENIENTES DE UNA CORONA DE RECUBRIMIENTO COMPLETO

Los siguientes inconvenientes pueden reducirse con una restauración bien construida que esté dentro de los límites fisiológicos y funcionales de la boca:

- ❖ La posibilidad de mala respuesta de los tejidos.
- ❖ El problema de detectar una caries recurrente debajo de coronas de metal o con núcleo metálico.
- ❖ Una esperanza de vida limitada de la corona, que varía en función del ajuste, el tipo de material empleado y el continuo mantenimiento preventivo.

2.2 RESTAURACIONES DE METAL-CERÁMICA

2.2.1. Historia de la porcelana fundida sobre metal

El metal-cerámica ha sido uno de los avances más importantes para la odontología estética en los tiempos modernos.

Desde un punto de vista estético, actualmente la porcelana es el único material capaz de mantener su textura superficial y su color durante largos períodos sin perder aspecto natural. No obstante, a causa de una excesiva fragilidad, la porcelana sola tiene sus limitaciones, que se superan empleando porcelana fundida sobre aleaciones de metal. (Ronald E. Goldstein, 2002 .)

2.2.2. Precioso / no precioso

La ADA ha desarrollado un sistema de clasificación para las aleaciones coladas. La clasificación es: alta nobleza –contenido igual o mayor del 60% de oro, platino y paladio o contenido de oro igual o mayor del 40%-; noble –igual o mayor del 25% de oro, platino y paladio-.(Los metales nobles son el oro, el platino, el paladio y otros metales del grupo del platino.) A principios de los años setenta un aumento de la fluctuación del coste del oro disparó el interés en metales alternativos para el colado, de modo que se desarrollaron metales no nobles. Éstos están basados en el níquel y el cromo.(Ronald E.Goldstein, 2002).

Gettleman define los metales nobles de un modo distinto. Afirma que los metales nobles son aleaciones de oro, paladio y plata (que no es un metal noble) con menores cantidades de iridio, rutenio y platino. Se usan principalmente como subestructura para la aplicación de cerámica, y también como *inlays*, *onlays*, y

coronas sin carilla. Las aleaciones de metal no noble, son principalmente hechas de níquel, cromo y berilio, y su uso o empleo es muy amplio en los Estados Unidos, teniendo como ventaja un menor coste y sus buenas propiedades mecánicas. Este autor afirma que la mayoría de las aleaciones alternativas no nobles de metal para colado son superiores en resistencia mecánica, adhesión a la porcelana, y resistencia a la deformación a elevadas temperaturas y a la corrosión. Las principales deficiencias de los metales no nobles son el riesgo de causar reacciones alérgicas en pacientes hipersensibles al níquel, cromo o berilio.

La decisión de emplear una aleación determinada debe tomarse de acuerdo con el tipo de la restauración. Un factor importante es determinar el tipo de porcelana que se va a usar porque sólo ciertas porcelanas son compatibles con ciertos metales específicos. Cuando hay que restaurar un diente con porcelana fundida sobre metal, la aleación ha de tener menos de un 5% en plata, a causa del efecto adverso que tiene la plata en el color de la porcelana.

Las distintas aleaciones ofrecen distintos grados de dureza; las diferencias son resultado de los componentes menores que se añaden. Por ejemplo, se añade cobre como endurecedor. Un puente para un espacio edéntulo largo requeriría una aleación más dura que un puente corto o de una sola unidad.

Las aleaciones de níquel-cromo también producen cambios de color, que, en condiciones ideales de visión, los observadores entrenados del campo dental pueden detectar, pero que tal vez estén dentro de márgenes aceptables en condiciones normales de visión.

(Ronald E .Goldstein, 2002.)

2.2.3.Indicaciones

Las coronas de metal-cerámica están indicadas en las siguientes situaciones:

- ❖ Existe malformación o mal posición extrema, una caries muy avanzada o una hipoplasia crean problemas estéticos.
- ❖ Las fuerzas oclusales, el área de oclusión o el retenedor en un diente contraindican una corona totalmente de cerámica, una carilla acrílica o de porcelana.
- ❖ Una corona de porcelana fundida sobre metal en un diente posterior ocluiría con la porcelana.
- ❖ Se necesita un pilar para un puente o prótesis removible.
- ❖ No hay suficiente estructura dentaria para construir una carilla de porcelana.

2.2.4. Contraindicaciones

- ❖ No puede eliminarse suficiente estructura dentaria para ganar espacio lo bastante amplio para el metal y la porcelana.
- ❖ La corona clínica es demasiado corta. Dado que una reducción incisal u oclusal de 2mm es indispensable para disponer de espacio que permita el recubrimiento de metal y porcelana, la retención y la estabilidad de la corona pueden ser inadecuadas.
- ❖ No se recomienda el uso en puentes largos o ferulizaciones como medida rutinaria, a causa de la mayor probabilidad de pandeamiento o flexión de la estructura metálica y la subsiguiente fractura de la porcelana. Puede ser prudente romper los puentes largos con cofias o retenedores o anclajes de tipo *interlock*.

2.2.5. Problemas técnicos

- ❖ Puede producirse una exposición pulpar si se elimina la estructura dentaria requerida con objeto de que los materiales tengan el

suficiente grosor y el paralelismo para retener la corona después de la inserción.

- ❖ La contracción y el flujo de la porcelana durante el proceso de cocción pueden alterar la oclusión.
- ❖ Cabe reducir al mínimo la rotura prestando atención a la preparación del diente y al diseño de la cofia, y empleando subestructuras de aleación metálica y porcelanas cuidadosamente adaptadas.
- ❖ Los dientes ferulizados o las prótesis parciales fijas empleando porcelana fundida sobre metal sufren una gran pérdida de la separación interdental que empeora el aspecto del paciente. Como señala Bronstein, el tallado interproximal profundo ideal está muy limitado por la proximidad de los brazos de la estructura metálica, que juntan las coronas. Esto no es un problema tan importante en los sectores posteriores de la boca, menos visibles a causa de las sombras y los ángulos oblicuos.

2.2.6 Ventajas

La porcelana fundida sobre metal puede emplearse para coronar los dientes pilares de las prótesis parciales removibles con retenedores tipo gancho, ya que resiste la abrasión de los brazos del gancho, y si es necesario, pueden hacerse apoyos en la estructura metálica.

Cabe dar forma a la amalgama en la fabricación de retenciones y planos guía para las prótesis parciales removibles.

Puede hacerse un glaseado superficial ligero que reduzca la abrasión en la superficie vestibular de un gancho de prótesis parcial.

Es posible emplearlo en la colocación de ataches internos para prótesis parciales removibles. El metal colado puede contener la porción hembra del anclaje.

El metal permite un sellado superior del margen y le añade resistencia.

2.2.7.Preparación

Hay que considerar ciertos factores en la preparación para restauraciones de metal-cerámica. En primer lugar debe haber un espacio adecuado para la porcelana, el espaciador y el recubrimiento metálico. Para los dientes anteriores, esto significa una reducción de 1,5mm axialmente y 2mm incisalmente. Coughlin dice que la reducción labio incisal de los dientes anteriores o la cúspide vestibular de los dientes posteriores no debe ser menor de 2,0mm y debe duplicar ampliamente los contornos de la superficie original a fin de ganar un espacio uniformemente adecuado para una cofia metálica, la porcelana opaca y la porcelana del cuerpo en la que se pueda modelar una anatomía oclusal. La cúspide lingual y la cresta marginal deben tener un alivio al menos de 1,0 a 1,5mm en todas las excursiones laterales. Si se sacrifica esto, se dificulta el control del color, porque todas las porcelanas necesitan profundidad para mantener el color. El grosor de la porcelana no debe ser menor de 0,5mm en ningún punto. De lo contrario, el color se aclara progresivamente. Para modelar de manera adecuada la porcelana, no baje de 1mm de grosor ni caiga en el otro extremo, dejando la corona innecesariamente abultada. .(Ronald E .Goldstein, 2002).



(Irías P, Rodríguez M.Foto # 1 y # 2)

2.3 Propiedades mecánicas

La mayoría de los materiales de restauración debe soportar diferentes fuerzas, ya sea durante su fabricación o durante la masticación. Por consiguiente, es importante conocer las propiedades mecánicas de un material para poder comprender y predecir su comportamiento bajo el efecto de dichas fuerzas. Dado que no existe ninguna propiedad mecánica que represente verdaderamente la calidad de un material, es esencial conocer los principios en los que se basan las diferentes propiedades mecánicas para poder aprovechar al máximo las cualidades del mismo. La cuantificación de la fuerza, la tensión, la distorsión, la resistencia, la fricción y el desgaste nos permite determinar las propiedades de un material.(Robert G.Craig ,1998 .)

¿Qué son las propiedades mecánicas?

Las propiedades mecánicas se definen por las leyes de la mecánica, esto es, la ciencia de la física que se encarga de la energía y las fuerzas, y de sus efectos en los cuerpos.

Un factor importante en el diseño de las prótesis dentales es la *resistencia*, propiedad mecánica de un material que asegura que la prótesis sirva para sus funciones de manera eficaz, segura y durante un período razonable. En sentido general, *resistencia* se refiere a la capacidad de la prótesis para soportar las fuerzas aplicadas (cargas) sin fractura ni deformación excesiva. Esto último puede deberse a que se excede la tensión limitante (fuerza por unidad de área) en la prótesis o por rigidez inadecuada del material protésico.

El análisis del posible fracaso de una prótesis bajo las fuerzas aplicadas debe relacionarse con las propiedades mecánicas del material protésico. Las propiedades mecánicas son las respuestas medidas, tanto elásticas (reversibles al eliminar la fuerza) como plásticas (irreversibles o no elásticas), de los materiales bajo una fuerza aplicada o la distribución de fuerzas. Una categoría de propiedades físicas es el grupo de propiedades que se expresan más a menudo en unidades de tensión y distensión, las cuales pueden representar las medidas de: 1) deformación reversible o elástica, esto es, *límite proporcional, elasticidad y módulo de elasticidad*; 2) deformación irreversible o plástica, por ejemplo, *porcentaje de alargamiento*, o 3) una combinación de deformación elástica y plástica, como *dureza y resistencia producida*. Para comentar estas propiedades, primero deben entenderse los conceptos de tensión y distensión.(Robert Phillips, 2000 .)

2.3.1 Tensiones y distensiones

Tensión es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material.

Excepto para ciertas situaciones de flexión, como las muestras que se doblan en cuatro puntos y ciertas formas de objetos no uniformes, la tensión típicamente disminuye como función de la distancia a partir del área donde se aplica la fuerza o presión.

La resistencia del material se define como el nivel promedio de tensión al cual un material muestra cierta cantidad de deformación plástica o a la cual ocurre fractura en diversas muestras de prueba de la misma forma y tamaño. Sin embargo, la resistencia clínica de los materiales frágiles (como cerámica, amalgamas, compuestos y cementos) al parecer es baja cuando hay grandes imperfecciones o si existen áreas de concentración de tensión debido a diseño inadecuado de los componentes protésicos (como muescas a través de abrazaderas o dentaduras parciales). Bajo estas condiciones, una prótesis clínica se puede fracturar a una fuerza aplicada mucho más baja, debido a que la tensión localizada excede la resistencia del material en el punto crítico de la imperfección o la concentración de tensión.

Una fuerza elástica produce *tensión elástica*, una fuerza de compresión general *tensión compresiva*, y una fuerza tangencial ocasiona *tensión tangencial*. Una fuerza de flexión puede producir los tres tipos de tensión en una estructura, pero en la mayor parte de

los casos ocurre fractura debido al componente elástico. En esta situación, las principales tensiones son las de elasticidad y compresión, en tanto que la tensión tangencial es una combinación de componentes elástico y de compresión. (Robert Phillips , 2000 .)

Tensión elástica. La *tensión elástica* es causada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La tensión elástica también es acompañada de *distensión elástica*. Hay pocas situaciones de tensión

elástica pura en odontología y los componentes de tensión elástica pueden ser generados cuando las estructuras se flexionan e inclusive cuando se aplican cargas de compresión. .(Robert Phillips, 2000 .)

Tensión de compresión. Si se coloca un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o acortarlo, la resistencia interna de dicha carga se denomina *tensión de compresión*. La tensión de compresión se relaciona con la *distensión de compresión*.(Robert Phillips, 2000 .)

Tensión tangencial. La *tensión tangencial* tiende a resistir el deslizamiento de una parte de un cuerpo sobre otra. La tensión tangencial puede deberse a la acción de enroscamiento o torsión sobre un material. (Robert Phillips, 2000)

2.3.2 Propiedades de la resistencia

Resistencia es la tensión necesaria para causar fractura o una cantidad específica de deformación plástica. Cuando se describe la resistencia de un objeto o material, a menudo se hace referencia a la tensión final que se requiere para causar fractura. Ambos tipos de comportamiento de deformación pueden describirse por las propiedades de la resistencia, pero deben usarse los términos apropiados para diferenciar entre la tensión máxima para producir deformación permanente y la requerida para causar fractura.

Para materiales dentales específicos, en particular metales, se tiene igual interés en la tensión máxima que puede mantener una estructura antes de deformarse de manera plástica o permanente. Esta tensión puede describirse tanto por *límite proporcional* como *elástico*. A tensiones arriba de estos límites ocurre deformación plástica.

La resistencia de un material puede describirse por una o más de las siguientes propiedades: 1) *límite proporcional*, la tensión arriba de la cual ésta no es de mayor proporción que la distensión; 2) *límite de elasticidad*, la tensión máxima que puede resistir un material antes de que se deforme plásticamente; 3) *resistencia producida o prueba de tensión*, la tensión requerida para producir una cantidad determinada de distensión plástica, y 4) *resistencia plástica final, resistencia tangencial, resistencia de compresión y resistencia de flexión*, cada una de las cuales es una medida de la tensión requerida para fracturar un

material. La resistencia no es una medida de la atracción o repulsión individual de átomo a átomo, sino de las fuerzas interatómicas colectivas sobre todo el alambre, el cilindro, el implante, la corona, el poste o clavija de fijación o cualquier estructura con tensión. Además, la resistencia final no necesariamente debe ser igual a la verdadera tensión instantánea promedio de la fractura si el área transversal original ha cambiado de tamaño. .(Robert Phillips, 2000.)

La resistencia elástica final se define como la tensión elástica en una estructura en el punto de ruptura.

Los materiales frágiles tienen resistencia elástica marcadamente menor que la resistencia de compresión correspondiente, debido a su incapacidad para deformar y reducir plásticamente la tensión elástica en los extremos defectuosos. Esto es cierto para todos los materiales dentales frágiles, como amalgamas, compuestos, cementos y cerámica. El fracaso de estos materiales en uso clínico a menudo se relaciona con su baja resistencia elástica y la presencia de imperfecciones en la región de tensión elástica.

Fuerza

En general, la fuerza se produce o se origina en la tracción que un cuerpo ejerce sobre otro. Las fuerzas pueden actuar a través del contacto directo entre los cuerpos o a distancia. La aplicación de una fuerza sobre un cuerpo produce un cambio en la posición de reposo o de movimiento del mismo. Si el cuerpo sobre el que actúa la fuerza permanece en reposo, la fuerza provoca como resultado una deformación en dicho cuerpo. Una fuerza queda definida por tres características: el punto de aplicación, la magnitud y la dirección de aplicación. La dirección de una fuerza es característica del tipo de fuerza. La unidad de fuerza es el Newton. N. .(Robert G. Craig, 1998 .)

Fuerzas oclusales

Una de las principales aplicaciones de la física en el campo de la odontología es el estudio de las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales.

En los dientes adultos, las fuerzas de mordida disminuyen de la región molar a los incisivos; entre el primer y el segundo molar, dichas fuerzas varían de 400 a 800 N. en los premolares, los caninos y los incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas de unos 300, 200 y 150 N, respectivamente. En los niños en fase de crecimiento se observa un incremento ligeramente irregular, pero perfectamente definido, de dichas fuerzas de 235 a 494 N, con un aumento anual medio de 22 N. .(Robert G. Craig, 1998 .)

Fuerzas que actúan sobre las restauraciones

En el estudio de las fuerzas que actúan sobre la dentición natural tiene también una gran importancia la medición de las fuerzas y tensiones que actúan sobre las restauraciones, como incrustaciones, puentes fijos, dentaduras parciales removibles y dentaduras completas. En una de las primeras investigaciones sobre las fuerzas oclusales se comprobó que en los pacientes que tenían un puente fijo sustituyendo a un primer molar la fuerza media de mordida era de 250 N en el lado de la restauración y de 300 N en el lado contrario, en el que conservaba la dentición natural. Comparativamente, las fuerzas medias de mordida sobre los dientes permanentes eran de 665,450 y 220 N en los molares, los premolares y los incisivos, respectivamente. .(Robert G. Craig, 1998.)

2.3.3 CURVAS DE TENSIÓN-DEFORMACIÓN

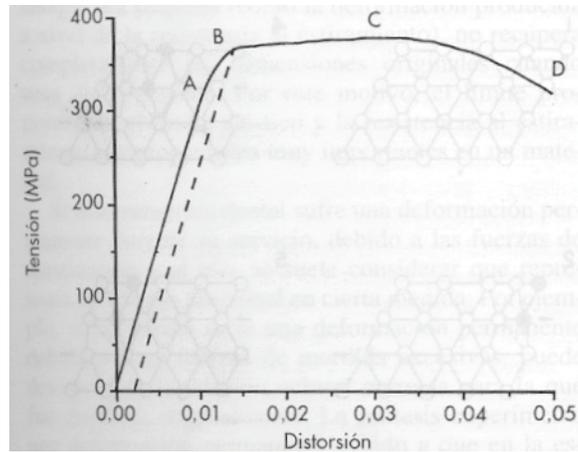
Se considera una barra de un material sometida a una fuerza aplicada. Podemos medir la magnitud de la fuerza y la deformación resultante (Δ). Si a continuación cogemos otra barra del mismo material, pero de diferentes dimensiones, cambiarán las características de fuerza-deformación. Sin embargo, si normalizamos la fuerza aplicada para la sección transversal (tensión) de la barra y normalizamos la deformación para la longitud original (distorsión) de la barra, la curva resultante será independiente de la geometría de la barra. Por consiguiente, es preferible dar la relación tensión-distorsión de un material en lugar de sus características de fuerza-deformación. Para estudiar la relación tensión-distorsión de un material dental se mide la carga y la deformación y a continuación se calculan la tensión y la distorsión correspondientes. .(Robert G. Craig, 1998 .)

Para las pruebas de muchos materiales se necesitan cargas de 2.220 N o superiores y se miden deformaciones de 0,02 mm o menos. Otro requisito puede ser la aplicación de la carga a una velocidad uniforme o que la deformación se produzca a un ritmo uniforme.

Para medir la deformación se utiliza un extensómetro pinzado sobre una longitud determinada de la muestra, y los resultados se registran sobre las coordenadas horizontales de la hoja de registro. De este modo, se obtiene una gráfica de carga-deformación, que se puede convertir en una gráfica de tensión-distorsión.

Al calcular la tensión se asume que la sección transversal de la muestra se mantiene invariable a lo largo de la prueba. La curva de tensión-distorsión resultante recibe el nombre de curva de tensión-distorsión mecánica, y las tensiones se calculan sobre la base de la

sección transversal original. Muchos materiales al deformarse, experimentan cambios significativos en su superficie. Se denominan curva de tensión-distorsión verdadera a la curva basada en las tensiones calculadas a partir de una sección transversal variable. Con cargas elevadas, la curva de tensión-distorsión verdadera puede ser bastante diferente a la curva mecánica, ya que la superficie de la muestra puede variar considerablemente. .(Robert G. Craig, 1998)



(Robert G.Craig, 1998 Fig. 1)

En la figura 1 se observa la curva de tensión–distorsión correspondiente a un material hipotético, sometido a una fuerza de tracción creciente hasta conseguir su fractura. Al aumentar la tensión, también aumenta la distorsión .

En la parte inicial de la curva, entre 0 y A, la distorsión es proporcional a la tensión, al duplicarse la tensión también se duplica el grado de distorsión. Cuando la tensión supera el valor de A la distorsión no cambia en la proporción lineal con la tensión.

Deformación elástica: Es donde el material vuelve a su forma original.

Deformación plástica : Es donde el material se deforma permanentemente.

2.3.4 Límites proporcional y elástico

El límite proporcional se define como la máxima tensión que puede soportar un material sin perder la relación proporcional entre la tensión y la distorsión. Por debajo del límite proporcional no se produce deformaciones permanentes en la estructura. Al cesar la tensión, la estructura recupera sus dimensiones originales. Al aplicar una tensión dentro de estos límites, el material tiene un comportamiento elástico, y si el material es sometido a una tensión que no supere el

límite proporcional, experimenta una deformación elástica o reversible. Se denomina segmento elástico a la parte de la curva tensión-distorsión situada por debajo del límite proporcional. Si aplicamos una tensión que supere el límite proporcional, la muestra sufrirá una deformación permanente o irreversible: se denomina segmento plástico a la parte de la curva tensión-distorsión situada por encima del límite proporcional.

El límite elástico se define como la máxima tensión que puede soportar un material sin sufrir una deformación permanente.

2.3.5 Resistencia al estiramiento

Las curvas de tensión-distorsión que se obtienen en el laboratorio; no suelen ser tan ideales. Por consiguiente, no siempre se pueden medir explícitamente los límites proporcional y la resistencia al estiramiento. La resistencia al estiramiento o tensión elástica (TS) de un material es una propiedad que se puede determinar muy fácilmente y que a menudo se utiliza para describir la tensión a la que el material empieza a tener un comportamiento plástico. A dicha tensión, el material ha sufrido una distorsión permanente limitada. La resistencia al estiramiento se define como la tensión a la que un material manifiesta una cierta desviación. El grado de distorsión permanente se conoce también como desviación permanente. .(Robert G. Craig, 1998.)

Para determinar la resistencia al estiramiento, se elige la distensión deseada y se traza una línea paralela al segmento lineal de la curva tensión-distorsión. El punto en el que la línea paralela se cruza con la curva representa la resistencia al estiramiento.

2.3.6 Resistencia final

La tensión o resistencia final a la tracción (RFT) se define como la máxima tensión que puede soportar un material antes de ceder a la tracción, mientras que la tensión o resistencia final a la compresión (RFC) representa la máxima tensión que puede soportar un material sometido a una compresión.

Para calcular la resistencia final, se divide la carga máxima en tracción o compresión entre el área de la muestra de prueba, tal como se presenta en la siguiente fórmula **(P / A) = Mpa 1 kg = 9.8068059 Newtons**

En odontología la resistencia final de una aleación permite calcular el tamaño o la sección que una determinada restauración debe tener. Conviene señalar que una aleación sometida a una tensión hasta llegar casi a su resistencia final, sufrirá una deformación permanente, y que una restauración que soporte dicha tensión durante su utilización quedará inservible. (Robert G. Craig, 1998)

2.3.7 Resistencia a la fractura

Se denomina tensión de fractura o resistencia a la fractura a la tensión a la que se rompe un material. Conviene señalar que un material no se rompe necesariamente a nivel del punto de máxima tensión. Algunos materiales empiezan a alargarse excesivamente, y la tensión calculada a partir de la fuerza y de la sección original puede decaer antes de que se produzca la ruptura final. Por consiguiente, la tensión en el extremo de la curva es menor que en algunos puntos intermedios de la misma. Por tanto, en general, la resistencia final y la resistencia a la fractura son diferentes.

No obstante, en el caso específico de muchas aleaciones dentales sometidas a tracción, la resistencia final y la resistencia a la fractura son iguales.(Robert G. Craig, 1998 .)

2.3.8 Elongación

Se denomina elongación a la deformación que se produce al aplicar una fuerza de tracción. La elongación tiene una gran importancia, ya que nos indica la manejabilidad de una aleación.

2.3.9 Módulo elástico

El *módulo elástico* (también conocido como módulo de elasticidad o módulo de Young) mide la elasticidad de un material. El módulo elástico representa la rigidez de un material dentro del intervalo de elasticidad. Se puede determinar el módulo elástico a partir de la curva de tensión-distorsión, calculando el cociente entre la tensión y la distorsión o la pendiente del segmento lineal de la curva. Para calcular el módulo se emplea la siguiente ecuación.

$$\text{Módulo elástico} = \frac{\text{Tensión}}{\text{Distorsión}} \text{ o } E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Las cualidades elásticas de un material representan una propiedad fundamental del mismo. La elasticidad depende de las fuerzas interatómicas o intermoleculares del material. Cuanto más intensas sean las fuerzas básicas de atracción, mayores serán el módulo elástico y la rigidez del material, dado que esta propiedad depende de las fuerzas de atracción en el seno del material.

El módulo elástico representa la pendiente del segmento elástico de la curva de tensión-distorsión. .(Robert G. Craig, 1998 .)

2.3.10 Coeficiente de Poisson

Durante una tracción o compresión axial se produce una distorsión axial y lateral simultánea. Bajo una fuerza de tracción, el material se alarga en la dirección de la fuerza, disminuyendo su sección transversal. Bajo una fuerza de compresión, aumenta la sección transversal del material. Se denomina coeficiente de Poisson (ν) al cociente entre la distorsión altera y la distorsión axial dentro del intervalo elástico. En caso de tracción, el coeficiente de Poisson indica que la disminución y la sección transversal es proporcional a la elongación durante la deformación elástica. Esta disminución de la sección continúa hasta que el material se rompa. (Robert G. Craig, 1998 .)

2.3.11 Dureza

La dureza es la resistencia de un material a la fractura, y representa la cantidad de energía que se necesita para romperlo. La dureza no es tan fácil de calcular como la resiliencia, y normalmente se procede a la integración numérica. La dureza se da en las mismas unidades que la resiliencia: m MN/m^3 o MPa/m . Por consiguiente, la dureza representa la energía necesaria para llevar el material hasta el punto de fractura.

2.4 OTRAS PROPIEDADES MECÁNICAS

2.4.1 Propiedades de tracción de los materiales frágiles

En odontología se utilizan mucho diferentes materiales de restauración frágiles, como la amalgama dental, los cementos, las cerámicas, la escayola y el cemento piedra y algunos materiales de impresión. En muchos casos, el material es mucho menos resistente a la tracción que a la compresión. Por consiguiente,

algunos materiales deben usarse únicamente en zonas sometidas a fuerzas de compresión.

Ya se ha descrito anteriormente algunos métodos de prueba para conseguir las curvas de tensión-distorsión basándonos en la tracción sobre algunos materiales dúctiles como metales, aleaciones y algunos tipos de plásticos. Esos mismos métodos se pueden utilizar con los materiales frágiles. Sin embargo, conviene sujetar con cuidado los materiales frágiles, ya que cualquier concentración de tensiones a nivel de los puntos de sujeción o en cualquier otro punto de la muestra puede provocar una fractura prematura.

Existe otro método alternativo para analizar los materiales frágiles, que consiste en determinar la resistencia final a la tracción de un material frágil mediante su compresión, y que ha conseguido una gran aceptación gracias a su relativa sencillez y a la posibilidad de reproducir los resultados. .(Robert G. Craig, 1998 .)

2.4.2 Propiedades de compresión

La resistencia a la compresión tiene una gran importancia en muchos materiales de restauración y en algunos accesorios empleados en los laboratorios y las clínicas de odontología. Esta propiedad tiene una importancia muy especial en los procesos de la masticación, ya que muchas de las fuerzas que intervienen en dicho proceso son de tipo compresivo. La resistencia a la compresión resulta muy útil para comparar aquellos materiales que son frágiles y generalmente poco resistentes a la tracción y que, debido a ello, no se utilizan en aquellas situaciones en las que predominan las fuerzas de tracción.

La resistencia a la compresión es una propiedad muy útil para comparar las amalgamas y los cementos dentales, así como para determinarlas cualidades de otros materiales como la escayola, los revestimientos y algunos materiales de impresión.

En los materiales sometidos a tracción se observan determinadas características que también se aprecian durante su compresión. Por ejemplo, se puede registrar una curva de tensión/compresión para la tracción similar a la que se obtiene al comprimir ese mismo material. Dicha curva corresponde a un material que presenta características elásticas y plásticas al ser sometido a una compresión, aunque el segmento plástico suele ser reducido. Se puede calcular el módulo de elasticidad de un material a partir del cociente tensión/deformación a nivel del segmento elástico. Ese módulo suele tener un valor parecido para un material, tanto durante la compresión como durante la tracción. También se puede observar un límite proporcional o resistencia elástica durante la compresión. El cálculo de la resistencia final a la compresión se basa en la sección transversal original de la muestra y en la máxima fuerza aplicada, igual que la resistencia final a la tracción. (Robert G. Craig, 1998.)

2.4.3 Resistencia al cizallamiento

La resistencia al cizallamiento es la máxima tensión que puede soportar un material antes de romperse bajo el efecto de una carga de cizallamiento. Este parámetro tiene una importancia muy especial en el estudio de las superficies de unión entre dos materiales, como las restauraciones de porcelana sobre metal y/o la interfase entre un implante y los tejidos. Para medir la resistencia al cizallamiento se puede emplear el método de la perforación o la punción, que consiste en aplicar una carga axial para intentar taladrar un material a través del otro.

2.4.4 Fuerza de adhesión

Se han ideado diferentes pruebas para medir la fuerza de adhesión entre dos materiales, como la porcelana y el metal, el cemento y el metal y los polímeros, las

cerámicas, los composites, los adhesivos y el esmalte y la dentina humanos. En la mayoría de las pruebas se somete la unión a una tracción, aunque en algunos casos (especialmente en las cerámicas unidas a metales) se aplica una fuerza de cizallamiento sobre la unión. Para simular las condiciones orales, muchas de las muestras son sometidas a numerosas fluctuaciones de la temperatura en agua, entre 5 y 50°C, antes de proceder a medir la fuerza de adhesión.

Se puede definir la fatiga como una fractura progresiva bajo el efecto de una carga repetida. En las pruebas de fatiga, las muestras son sometidas a tensiones alternantes por debajo de la resistencia al estiramiento hasta que se produce su fractura. Se pueden realizar pruebas de fatiga bajo tracción, compresión, cizallamiento, flexión y torsión.

La resistencia a la fatiga es la tensión a la que cede un material bajo el efecto de una carga repetida. Por consiguiente, la ruptura bajo el efecto de una carga repetida o cíclica dependerá de la magnitud de la carga y del número de repeticiones. (Robert G. Craig, 1998.)

2.5 Cementos

A lo largo de los años se ha utilizado una gran variedad de cementos en odontología. En general, los cementos se emplean para fines fundamentales. Por ejemplo: para servir como material de restauración para obturaciones, solos o con otros materiales, y para retener restauraciones o aparatos en una posición fija dentro de la boca. Sin embargo, existen otros cementos que se utilizan para fines especializados en odontología restauradora, endodóntica, periodontal y quirúrgica.

Se comparan las propiedades de los cementos dentales con las de otros materiales de restauración, como la amalgama, el oro o la porcelana, los cementos muestran menos fuerza, solubilidad y resistencia en las condiciones que existen

dentro de la boca. Debido a ello, los cementos para restauraciones expuestas al medio bucal tienen unas aplicaciones bastante limitadas.

Los cementos de fosfato de zinc,, de ionómero de vidrio y de óxido de zinc-eugenol (OCE) se pueden aplicar como bases en las cavidades profundas para aislar la pulpa de posibles agresiones químicas o térmicas. Las obturaciones metálicas, de porcelana o de resina se pueden colocar sobre una base de cemento de suficiente espesor y con la adecuada adaptación a las paredes cavitarias para construir la restauración definitiva. El efecto sedante de las mezclas de óxido de zinc-eugenol permite emplearlos para diversas aplicaciones. Los cementos de ionómeros de vidrio e ionómeros híbridos pueden liberar fluoruro y unirse químicamente a la estructura dental, lo que permite utilizarlos como bases para la cementación de bandas para ortodoncia. Los cementos resinosos se usan para la retención de brackest ortodónticos debido a su resistencia y a su adhesión al esmalte grabado con ácido. (Robert G. Craig, 1998)

Fosfato de zinc

Retención de restauraciones
Retención de bandas para ortodoncia
Bases de alta resistencia
Restauraciones provisionales

Óxido de zinc-eugenol

Bases de baja y alta resistencia
Restauraciones provisionales
Retención provisional y permanente de restauraciones

Óxido de zinc sin eugenol

Retención provisional de restauraciones

Sellador de conductos radiculares

Compresión del tejido gingival

Cemento quirúrgico

Poliacrilato de zinc

Retención de restauraciones

Retención de bandas para ortodoncia

Bases de alta resistencia

Ionómeros de vidrio e híbridos

Restauraciones de clase 5

Retención de restauraciones

Retención de bandas para ortodoncia

Bases de alta resistencia

Restauraciones provisionales

Cementos de resina, composite y resina adhesiva

Retención de coronas y puentes convencionales

Retención de incrustaciones y onlays de cerámica y composite

Retención de restauraciones provisionales

Retención de brackets ortodónticos

Retención de postes

Retención de puentes fijados con resinas

Bases de alta resistencia

Hidróxido de calcio

Bases de baja resistencia.

2.5.1 PRINCIPIOS DE CEMENTACIÓN

Muchos tratamientos dentales necesitan de restauraciones indirectas y aditamentos para los dientes por medio de cemento. Estos incluyen restauración de metal, resina, metal-resina, metal-cerámica y restauraciones de cerámica; restauraciones provisionales o intermedias; enchapados (veneers) laminados para dientes anteriores; aparatos ortodónticos, y espigas y postes usados como retención de restauraciones. La palabra *agente de cementación* casi siempre se usa en los libros de texto para describir el uso de sustancias moldeables para *sellar* un espacio o *cementar* dos componentes; por eso el término es descriptivos de los cementos. Ya que *agentes de cementación* no es el término usado de manera común por los estudiantes de odontología y dentistas, se va a adoptar el término *cemento* en las siguientes secciones. Estos cementos se diferencian de las bases de cemento, forros y restauraciones. (Robert Phillips 2000)

Debido a lo anterior, la elección del cemento se realiza en gran parte por las demandas funcionales y biológicas de la situación clínica particular. Si se pretende una función óptima, al elegir el cemento para una tarea específica se deben considerar las propiedades físicas y biológicas, y las características de manipulación, como tiempos de trabajo y fraguado y facilidad de remoción de los excesos del material a cementar .

Procedimiento para la cementación de prótesis. Para que sea efectivo, el cemento debe ser fluido y capaz de correr como una película continua de 25 μ m de grosor o menos sin fragmentarse. El procedimiento consiste en colocar el cemento en la superficie interna de la prótesis y extenderla levemente sobre el margen,

llevándola a la preparación y removiendo los excesos de cemento al momento apropiado.

Colocación del cemento. La pasta del cemento debe cubrir toda la superficie interna de la corona y se extiende levemente más allá del margen. Debe llenar como la mitad del volumen interno de la corona. El clínico debe asegurarse que el aspecto oclusal del diente preparado esté libre de agujeros para garantizar que no atrape aire en el área difícil durante el inicio de la cementación.



(Irias P, Rodríguez M. Foto # 3)

Cementación. Se debe dar presión moderada con el dedo para eliminar el exceso de cemento y cementar la corona u otras prótesis en la preparación. Un método alternativo es el uso de instrumentos vibratorios para facilitar la cementación de la prótesis sin crear exceso de presión. Después de evaluar el área de espacio marginal con un explorador para terminación, se debe decir al paciente que termine la cementación mordiendo en un pedazo suave de algodón, durante esta etapa, se expulsa el último exceso de cemento a través del espacio entre la prótesis y el diente. Mientras la prótesis alcanza su posición final en la preparación, el espacio para expulsar el exceso de cemento se vuelve más pequeño, haciendo el cemento más difícil. Las variables que pueden facilitar la cementación incluyen el uso del cemento de viscosidad baja, incrementando el ángulo piramidal y disminuyendo la

altura de la preparación de la corona, la vibración, e introduciendo aberturas de escape en la parte oclusal de la prótesis. Sin embargo, al incrementar el ángulo piramidal se puede comprometer la retención. Las aberturas de escape se pueden rellenar con hojas de oro u obturadores de oro vaciado. Si la superficie oclusal tiene contacto con la pared axial del diente durante la inserción, se pueden introducir bolsas de aire.(Robert Phillips La ciencia de los materiales .)



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 4)

Remoción del exceso de cemento. El exceso de cemento se acumula alrededor del área marginal al completar la cementación. Su remoción depende de las propiedades del cemento usado. Si el cemento fragua en estado frágil y no se adhiere a la superficie que lo rodea, al diente o a la prótesis, es mejor removerlo después de que fragua. Esto se aplica al cemento de fosfato de zinc, silicofosfato y los cementos de ZOE. Para los cementos de iónomero de vidrio, los cementos de policarboxilato y los cementos a base de resina que son capaces de adherirse de manera física y química a las superficies que lo rodean, varía la forma de remover el cemento. Una consiste en cubrir las superficies que lo rodean con un medio de separación, como gelatina de petróleo, con lo cual se inhibe la adherencia del material a las superficies, y se remueve exceso después que el cemento fragua. Otra

técnica es remover el exceso de material tan pronto como se asiente por completo, por lo que se previene que el material se adhiera a las superficies adyacentes. (Robert Phillips, 2000 .)



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 5)

Postcementación. Los cementos acuosos continúan su maduración a través del tiempo después que ha pasado el tiempo de fraguado definitivo. Si se les permite madurar en un medio aislado, esto es, libre de contaminación de la humedad que lo rodea y libre de la pérdida de agua a través de la evaporación, los cementos pueden adquirir fuerza adicional y volverse más resistentes a la disolución. Se recomienda colocar alrededor del margen un barniz o agente adhesivo antes que el paciente descargue.

Mecanismos de retención. Una prótesis se puede retener por medios mecánicos o químicos o una combinación de estos factores. Ambas superficies son rugosas, y el cemento rellena la rugosidad de las dos superficies. Toda la región de la interfase parece continua, y la capa de cemento puede resistir la fuerza de deslizamiento a lo largo de la interfase. Esta situación representa una retención mecánica típica, y la fuerza de retención depende de la resistencia del cemento, la cual resiste que se le apliquen fuerzas que puedan desalojar la prótesis. En ciertas situaciones, la

retención mecánica por sí sola no es suficiente, y el humedecimiento incompleto puede dejar agujeros en la superficie que puede permitir la penetración de fluidos bucales. Por estas deficiencias, la adhesión química como medio de retención es la meta final. Teóricamente, el enlace químico puede resistir la separación interfacial y así mejorar la retención. Los cementos acosos basados en ácidos poliacrílicos proporcionan adhesión química a través del uso de ácidos acrílicos. Los cementos a base de resina que usan algunos grupos funcionales han mostrado adhesión química. . .(Robert Phillips, 2000 .)

2.6 CEMENTOS A BASE DE RESINA

2.6.1 Descripción general

Una variedad de cementos a base de resina están disponibles ahora, debido al desarrollo de resinas de relleno directo con propiedades mejoradas, la técnica de grabado con ácido para unir resinas al esmalte, y las moléculas con potencial de adhesión de la dentina condicionada con ácido orgánico e inorgánico.

Algunos se diseñan para uso general y otros para usos específicos, como fijación de los brackets ortodónticos o prótesis fija.

Desde 1952 se vienen utilizando cementos de resina sintéticos a base de Metil-metacrilato para la cementación de incrustaciones, coronas y aparatos. A comienzos de los años 70 se presentó una resina de composite que se podía utilizar como cemento para coronas y puentes. Desde 1986 ha aumentado considerablemente la popularidad de los cementos resinosos debido a su empleo en la cementación de puentes adheridos con resina y, últimamente, en las restauraciones estéticas.



(Irias P, Rodríguez M. Foto # 6)

2.6.2 COMPOSICIÓN

Los primeros cementos de resina estaban compuestos fundamentalmente por polvo de poli (Metacrilato de metilo), con diferentes rellenos inorgánicos y por un líquido de metacrilato de metilo. Para conseguir la polimerización se utilizaba un peróxido iniciador y una amina aceleradora.

Los cementos de composite autopolimerizables suelen estar constituidos por un polvo y un líquido o por dos pastas. Un componente importante es un oligómero de Diacrilato diluido con monómeros de Dimetacrilato de menor peso molecular. El otro componente esencial es vidrio o sílice silanizado. El sistema iniciador-acelerador es peróxido- amina. Los cementos de resina adhesivos son sistemas autopolimerizables de polvo- líquido constituidos por 4- Metacriloxietil- trimelítico anhidro (4- Meta). .(Robert G. Craig, 1998 .)

2.6.3 PROPIEDADES

Los cementos a base de resina como grupo son insolubles en los fluidos bucales, hay una extensa variación de otras propiedades entre un producto y otro,

indudablemente se asocian a las diferencias de composición, las cantidades de monómeros diluyentes y niveles de relleno.

Los cementos a base de resina están diseñados para aplicaciones específicas en vez de usos generales; Están formulados para proporcionar las características de manipulación requeridas para aplicación particular. Por ejemplo, los cementos recomendados para la cementación de las restauraciones indirectas tienen un grosor de película de 25 micras o menos. Un cemento indicado para la adherencia directa de los brackets de ortodoncia no tiene las mismas características de manipulación o las propiedades deseadas para un cemento de corona y puente.

Con respecto a la adhesión a la dentina, los cementos llamados adhesivos, que incorporan los sistemas a la adhesión de Fosfonato, HEMA, 4- Meta, por lo general desarrollan resistencia a la adhesión razonablemente buena para la dentina. Algunos de los cementos comerciales a base de resina proporcionan un agente adhesivo como componente separado del sistema de cemento. La adhesión a la estructura del diente puede ser más difícil para los cementos a base de resina que para algunos otros tipos de cemento, ya que no poseen potencial anticariógeno. (Robert Phillips, 2000)

2.6.4 PROPIEDADES BIOLÓGICAS

Los cementos a base de resina, como las resinas para restauración, son irritantes de la pulpa. Por lo tanto, la protección de la pulpa por el forro de hidróxido de calcio o ionómero de vidrio es importante cuando se cementa una restauración indirecta que implica la adhesión a la dentina. Obviamente, si el área de adhesión implica solo el esmalte, o si el grosor de la dentina es suficiente, las propiedades de irritación de los monómeros no son significativas. (Robert Phillips, 2000)

2.6.5 MANIPULACIÓN

Para potenciar la unión del cemento resinoso a la estructura dental, se emplea un adhesivo dentinario y para preparar las superficies de las restauraciones de cerámica o de composite se emplean diferentes preparaciones y tratamientos. Actualmente se está investigando la capacidad de los cementos de composite para unirse adecuadamente a las incrustaciones de composite después de fraguar. (Robert G. Craig, 1998.)

2.6.6 CORONAS ADHERIDAS CON RESINA

Estas prótesis se emplean ampliamente como alternativas a las coronas de metal cerámica. En este procedimiento, la preparación del diente pilar es mínima y es solo en el esmalte de la superficie lingual y de las superficies proximales. Las superficies del tejido del diente se ponen ásperas por el grabado electroquímico u otros medios, y la superficie del esmalte de diente preparado son grabados con ácido para proporcionar áreas de retención mecánica para el cemento de resina. (Robert Phillips, 2000 .)

2.7 ADHESION DENTAL

La adhesión dental es un mecanismo que permite que dos partes se mantengan en contacto, evitando la presencia de interfases, o sea sellado marginal.

La adhesión es el proceso que más ha revolucionado la odontología en las últimas décadas. Ya que es un mecanismo que mantiene dos o más substratos

unidos (similares o diferentes), sin que estos se separen; lográndolo a través de dos mecanismos: los cuales se explican a continuación:

1-Químico: Mediante la atracción interatómica entre dos o más substratos, a través de enlaces iónicos, covalentes y enlaces secundarios como podrían ser las fuerzas de Van der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión.

2- Físico: Este mecanismo de adhesión también se conoce como sistema de traba mecánica, se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los substratos adherentes. (Abreu, Febrero 2003)

La adhesión dental se diferencia de otras técnicas restaurativas, porque no requiere preparaciones cavitarias especiales. Para lograr la retención del material restaurador, por el contrario, en este sistema se produce un mecanismo de agarre físico-químico, para evitar el innecesario de estructura dental.

Como ventaja principal se da un máximo aprovechamiento de la estructura mineral del esmalte y la dentina, que con un buen manejo producen las micro-retenciones que necesitamos para que los composites o resinas compuestas se mantengan en su lugar, sellando de manera hermética los bordes de unión con el diente.

La adhesión química permite que la unión entre diente y composite sea mucho más fuerte y duradera, exigiendo al odontólogo más destreza en el manejo de los materiales para lograr excelentes resultados.

Para que se lleve a cabo el mecanismo de adhesión de un material restaurativo estético, como es la resina, el material debe tener fuerzas interatómicas débiles, debe ser líquido, y el tamaño de las moléculas debe de ser pequeño, para que así esta pueda penetrar en las irregularidades de las paredes de la pieza dental. Todo estas son las razones por las cuales las resinas compuestas son materiales

resistentes a las fuerzas oclusivas excesivas producidas durante los procesos masticatorios (Abreu, R. Jesús 2003).

Los adhesivos dentales son resinas compuestas sin relleno o con muy poco relleno que mejoran la unión entre un composite viscoso y los micro-poros que se forman en el esmalte grabado.

2.7.1 Ventajas de la adhesión

Existe un conjunto diente-material, el cual actúa mecánicamente como una unidad. Si no se diera esta unidad entre el diente y el material, existirían espacios entre uno y el otro, lo que produciría que ante las fuerzas oclusivas estos tiendan a colapsar y dependiendo de cual de los dos cuerpos es más débil, se fracturaría.

- ❖ Las fuerzas se absorben conjuntamente y a su vez se reparten mejor.
- ❖ Mecánicamente el diente restaurado se asemeja más al diente sano.
- ❖ Se disminuyen las fracturas, por haber menos interfase.

2.7.2 Adhesión del composite a la estructura dental esmalte/ dentina

La resina es un material que permite obtener una restauración con determinada anatomía y forma. Para que la restauración sea satisfactoria debe asegurarse, el sellado marginal y la protección biomecánica del remanente dentario, para lograr esta condición debe existir una adhesión entre el composite y la estructura dental.

Para lograr la adhesión de la resina a la estructura dental no sólo es necesario para evitar el desprendimiento de la restauración, sino también lo es para lograr una integración y continuidad entre la estructura del material restaurador y el sustrato dental. (Abreu, R. Jesús 2003).

La adhesión es indispensable, para alcanzar el denominado “sellado marginal” y así evitar que los iones, las sustancias, y los microorganismos presentes

en la saliva lleven al fracaso de la restauración generando procesos defectuosos e infecciones como lo son las caries con secuelas posteriores.

Es importante mencionar que la adhesión a la estructura dental debe ser tal que no se pierda en el momento de realizar la técnica restauradora. Además se debe saber que la resina endurece por medio de una reacción de polimerización y cualquier reacción de este tipo determina una contracción volumétrica.(Abreu, R Jesús 2003).

Al endurecer y contraerse el composite, se genera una fuerza que tiende a separarlo de la superficie dental sobre la que fue aplicada; si se toma en cuenta el tipo de molécula que se usa en la formulación de los composites, se puede estimar que la contracción por polimerización produce una fuerza que al distribuirse sobre la superficie de contacto con el diente, genera una tensión. (Abreu, R Jesús 2003).

El mecanismo en el que se basa el trabajo para adherir el composite a las estructuras dentales tiene por fundamento la capacidad de los líquidos orgánicos para introducirse en las irregularidades, e incluso a nivel microscópico. Ese líquido polimerizado se transforma en un sólido que queda adherido mecánicamente al sustrato.(Abreu, R Jesús 2003).

La aplicación de un adhesivo dental reduce la presencia de micro-filtraciones, ya que los adhesivos para la dentina y el esmalte son hidrófilos y pueden reforzar la unión entre la resina y la estructura dental.

2.7.3 Importancia del sustrato adherente

La adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos in situ, para crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellar los túbulos dentinales y para mantener la homeostasis del medio interno del complejo dentino – pulpar.

La dentina y esmalte, son las dos superficies que con mayor frecuencia se ven afectadas, ya sea por lesiones cariosas, fracturas, anomalías entre otras.

Esta distinción de los sustratos adherentes se hace, ya que uno de los factores que se requiere para que se logre una adhesión adecuada, es que los dos posean una composición homogénea. Se sabe que la composición del esmalte y la dentina es muy diferente morfo-fisiológicamente hablando, por lo que se conoce que la adhesión que se va a lograr en una y en la otra es totalmente distinta.

El esmalte dental es un tejido avascular, aneural y acelular, de alta mineralización y de dureza extrema, que reacciona ante un estímulo nocivo, físico, químico o biológico originado como resultado de la pérdida de sustancia estructural. Por lo que el esmalte no pueda regenerarse, aunque sí es capaz de remineralizarse.

El esmalte está compuesto principalmente por hidroxiapatita 96 – 98% y el resto por contenido inorgánico, por lo que se dice que es una estructura homogénea.

Cuando se aplica una solución ácida (ácido fosfórico, láctico, cítrico), sobre la superficie del esmalte, ésta se desmineraliza y disuelve la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (unidad estructural del esmalte), creando poros, surcos y micro-grietas; además, la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, facilitando que los micro-poros o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina compuesta, la cual quedará retenida físico – mecánicamente en el interior de la restauración. (Abreu R. Jesús)

La adhesión al esmalte, como se dijo con anterioridad es bien conocida y ha sido corroborada en múltiples estudios. Se ha comprobado que gracias a la composición homogénea del esmalte, el tipo de superficie y la alta energía superficial (después de la aplicación del agente acondicionador), es posible obtener altos valores de fuerza de adhesión (30 Mpa in vitro), siendo estos valores siempre superiores a los obtenidos en dentina, debido a las características especiales de dicho substrato, por esta razón, siempre y cuando sea posible se debe preservar el esmalte dental durante la preparación cavitaria, aunque este socavado.(Abreu R. Jesús)

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70 – 75% contenido de hidroxapatita), con un alto contenido de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I, IV, V) y agua, por lo que esta constituida anatómicamente por túbulos que van desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria.

La adhesión de las resinas a la dentina se logra colocando un líquido con una molécula hidrofílica (compatible con el agua) con capacidad de copolimerizar con las de un adhesivo que contenga grupos hidrofílicos e hidrofóbicos (para que se logre unir al composite que se coloca sobre él. (Abreu R. Jesús)

Para que la resina penetre en la estructura dentinaria debe colocarse sobre la superficie dental una sustancia ácida, junto con esa molécula hidrofílica.

Para lograr esta adhesión, es fundamental ejecutar tres acciones:

1-desmineralizar (grabado ácido) la superficie,

2-colocar el adhesivo; para crear una capa de dentina que tiene en su estructura un polímero; conocida como “Capa híbrida”, que luego se va a adherir al composite con el que se va ha realizar la restauración.

2.7.4 Clasificación de los adhesivos contemporáneos

La clasificación más empleada en el medio científico – tecnológico se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico, se considera que existen seis o siete generaciones, sin embargo esta clasificación no

permite que los sistemas adhesivos sean categorizados con un criterio objetivo y científico.(Abreu R .Jesús)

Otra clasificación utilizada es la que hace referencia al número de pasos clínicos y constitución física del sistema adhesivo: multibotes o multicomponentes y monobotes o monoccomponentes.(Abreu R.Jesús)

Según Van Meerbeek & Others (2000), propusieron un sistema de clasificación que se sustenta primordialmente en la estrategia o mecanismo de adhesión utilizado, resumiendo así la diversidad de sistemas que se encuentran en el mercado dental que son capaces de promover la adhesión dental:

1- Sistemas adhesivos convencionales.

Según la clasificación de Van Meerbeek & Others (2000), a este apartado pertenecen los sistemas adhesivos que emplean la técnica de grabado total como mecanismo acondicionador de la estructura dental.

Con respecto al mecanismo de adhesión de estos sistemas, se resume de la siguiente manera: previo acondicionamiento de la superficie del esmalte (Ácido ortofosfórico 35% - 15 seg. – lavado – eliminación del exceso de humedad), se aplica el adhesivo, éste gracias a su baja tensión superficial, pequeño ángulo de contacto, capacidad humectante y capilaridad penetra en las grietas micrométricas creadas por el ácido, formando así los macro – microtags de resina. El adhesivo se infiltrará en la red colágena descrita y una vez polimerizado creará un sistema de interdigitación (traba micromecánica) entre ambos substratos adherentes, este fenómeno de

imbricación entre el adhesivo, proteínas colágenas – no colágenas y el componente inorgánico de la dentina es lo que Nakabayashi y colaboradores en 1982 describieron como capa híbrida.

Morfológicamente la capa híbrida se divide en tres zonas:

a) Cuerpo principal: Es el área más extensa y superficial de la capa híbrida, la cual esta limitada periféricamente por el tejido dental (esmalte, dentina y/o cemento).

b) Zona tubular o de penetración transdental: Es el tag de resina propiamente dicho, éste puede llegar a medir aproximadamente entre 3 – 11 micras. Se reconoce como la unidad morfofuncional de la capa híbrida, porque es la zona de la cual depende principalmente la retención micromecánica del adhesivo, además de ser la encargada de sellar los túbulos dentinales e impedir la posterior contaminación del substrato dental; por lo tanto, esta zona guarda relación directa con el complejo dentino – pulpar.

c) Zona tubular – lateral o de penetración intradental: Se refiere a los microtags de resina que se forman lateralmente a los tags principales, son pequeñas ramificaciones de las interdigitaciones de resina de mayor diámetro. Según Van Meerbeek & Others (2002), la zona de penetración intradental es una versión micro de la capa híbrida.

2- Sistemas adhesivos autograbadores.

Los sistemas adhesivos autograbadores se basan en el uso de monómeros ácidos que acondicionan, imprimen y se adhieren al tejido dental.

Estos sistemas se comercializaron a principio de los años 90. Al inicio se emplearon solo como un sistema acondicionador de la dentina porque su capacidad de adhesión al esmalte era pobre. Hoy en día, se cuenta con formulaciones químicas que son capaces de actuar de manera efectiva tanto en esmalte como en la dentina.

El mecanismo de adhesión de los sistemas autograbadores, se basa en el fenómeno de hibridación dentinal al igual que los sistemas adhesivos convencionales, además de la modificación, transformación e inclusión del barro dentinario (smear layer) en la capa híbrida, con la diferencia que los tags de resinas que se logran obtener con el uso de los sistemas autograbadores son más cortos y de menor diámetro que los obtenidos con los sistemas convencionales y que las fibras de colágeno no son totalmente desprovistas de la hidroxiapatita que las cubre.

Según Gordan & Others (1998), los sistemas autograbadores no solamente simplifican la técnica clínica, sino que también disminuyen la sensibilidad de la técnica en comparación con los sistemas convencionales. Entre otras ventajas de estos sistemas, se destacan las siguientes:

- ❖ Desmineralización e infiltración de resina simultánea.
- ❖ Posibilidad de monodosis: Permite el control de la evaporación del solvente y así mantener la composición estable del adhesivo.
- ❖ Adecuada interacción monómero – colágeno.
- ❖ Efectivo desensibilizador dentinal.
- ❖ Menor importancia a la humedad dentinal.
- ❖ Disminuye el riesgo de las infecciones cruzadas.

Grabado total – Sistemas autograbadores

La técnica de grabado ácido total se trata de la aplicación de ácido ortofosfórico entre 30 – 40% sobre el esmalte y la dentina simultáneamente.

Se debe aclarar, que al utilizar la técnica de grabado total + sistema adhesivo convencional, el ácido fosfórico entre 30-40% se debe enjuagar antes de aplicar el adhesivo, a diferencia de cuando se emplea un sistema autograbador todo en uno, el paso clínico de lavado y enjuague del agente acondicionador se omite, porque éste se inactiva químicamente 15 – 30 segundos después de haber sido aplicado.

2.8 PANAVIA F

2.8.1 DESCRIPCIÓN

El Panavia F (J Morita) es un cemento de resina de autograbado, dual (fotocurado y de autocurado). Es un liberador de flúor, es un antibacterial y tiene un método de autoadhesión.

Se adhiere directamente a la porcelana, metal, amalgama, y todas las coronas, puentes, sobre-incrustaciones, e incrustaciones de cerámica o compuestos libres de metal.

El Panavia F (J Morita) está disponible en tres sombras radiopacas: TC (color del diente / muy translúcido), blanco (blanco standard / parcialmente translúcido), OP (muy opaco).

2.8.2 INDICACIONES

- ❖ Cementación de coronas de resina compuesta, incrustaciones, y sobre-incrustaciones.
- ❖ Cementación de espigas y de postes prefabricados.
- ❖ Cementación de coronas de metal, puentes, sobre-incrustaciones e incrustaciones.
- ❖ Cementación de coronas de porcelana, sobre-incrustaciones e incrustaciones.
- ❖ Cementación de puentes adhesivos
- ❖ Unión de amalgama.

2.8.3 VENTAJAS

- ❖ Auto adhesión: Elimina los diversos pasos de aplicación de los agentes de adhesión a los metales.

- ❖ Unión de la amalgama: elimina la necesidad de comprar productos adicionales para adherir la amalgama.
- ❖ Liberador de flúor: Aumenta la resistencia ácida a la estructura dentaria.
- ❖ Antibacterial: elimina la necesidad de utilizar desinfectantes adicionales.
- ❖ Polimeración dual: el panavia (J Morita) se polimeriza por dos métodos: Auto curado y fotocurado.
- ❖ Fácil aplicación: se aplica en tres pasos básicos.
- ❖ Auto grabado: combina el grabado, aplicación del adhesivo y la unión en un solo paso.
- ❖ Pocas capas delgadas: 18 micras. Se puede cementar cualquier prótesis de cobertura total.
- ❖ Resistencia a la tensión en esmalte 39 Mpa ,en dentina 22 Mpa, en porcelana 32 Mpa y en metales semi –preciosos 47.8 Mpa.

2.8.4 Precauciones

- ❖ Panavia F se polimeriza mediante luz visible, utilice la placa de bloqueo para evitar la luz visible o la luz solar.
- ❖ Asegurarse de que la boquilla desechable o la punta de cepillo este firmemente colocada para impedir que el paciente pueda tragarla .
- ❖ Después de poner la restauración en el diente, el cemento podría polimerizarse debido a la luz operatoria (prevenir que la luz operatoria no este cerca del paciente).
- ❖ El producto debe refrigerarse cuando no se use.
- ❖ No utilizar materiales que contengan eugenol para la protección de la pulpa, ni tampoco para el sellado temporal ya que retarda la polimerización.

- ❖ No utilice hemostáticos que contengan componentes férricos, ya que puede perjudicar la buena adición.

2.8.5 Componentes del Kit

- ❖ ED PRIMER (preparador adhesivo), contiene EMA y NMSA.
- ❖ PANAVIA F paste (la pasta B esta disponible en cuatro colores: TC, light, white y opaque.
- ❖ OXYGUARD II (este agente de bloqueo de oxígeno polimeriza la superficie de la pasta Panavia F).



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 7)

2.9 BISTITE II DC ADHESIVE RESIN CEMENT

El Bistite II DC es un cemento de resina muy utilizado en estos momentos, ya que es uno de los cementos de mejor calidad que hay en el comercio.

Este se adhiere al esmalte , dentina , metales , porcelanas y resinas. Es un cemento dual esto quiere decir que es de autocurado y de fotocurado. La resistencia

según el fabricante en esmalte es de 24.7 Mpa, en la dentina es de 17.3 Mpa, en metales preciosos y en la cerámica es de 20 Mpa.

2.9.1 Indicaciones :

- ❖ Cementación de metales preciosos , semi-preciosos y no preciosos en coronas , incrustaciones , sobre-incrustaciones, PFM coronas y de puentes adhesivos.
- ❖ Cementación de coronas de cerámica y porcelana y además también carillas de porcelana.
- ❖ Reparaciones de coronas PFM .
- ❖ Cementacion de postes y espigas.



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 8)

CAPITULO III

DISEÑO METODOLOGICO

3.1 TIPO DE ESTUDIO:

El estudio que se presenta a continuación, es de tipo experimental cuyo fin es probar cuál de estos dos cementos a base de resina tiene mejor calidad a la resistencia , posteriormente realizar un análisis y destacar el mas conveniente.

Desde el punto experimental, se utilizará el diseño cuasiexperimental, ya que en este tipo de diseño no requiere de la obtención de la población escogencia al azar ni equiparación.

La diferencia que existe entre los tipos de estudio cuasiexperimental y puro es la escogencia el azar, por lo demás son iguales ya que la interpretación ,las comparaciones y el análisis estadístico son iguales.

3.2 LIMITES DE ESTUDIO:

Límite temporal: El estudio se realizará en el periodo comprendido entre Agosto del 2003 y Diciembre del 2003.

Límite espacial: EL estudio se llevará a cabo con piezas extraídas de pacientes de la Clínica de ULACIT ubicada en barrio Turnón San José Costa Rica.

3.3 Sujetos de estudio :

Premolares extraídas de pacientes de la clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT.

Criterios de selección:

- 1- Se escogió únicamente premolares que estén en óptimas condiciones o que permitan poder preparar bien la corona y así poder cementar bien .
- 2- Se miden las piezas para seleccionarlas de forma que tengan igual o casi igual su largo y su ancho (vestíbulo / lingual (V-L).

Selección de piezas de acuerdo a su largo y ancho. La equiparación se realizó de la siguiente forma :



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 9y10)

Sujetos seleccionados :

| NUMERO DE PIEZA | ANCHO (V – L) | LARGO |
|------------------------|------------------------|--------------|
| 1 Bistite | 10 mm | 23mm |
| 2 Bistite | 10mm | 25mm |
| 4 Bistite | 0.9mm | 26mm |
| 6 Bistite | 10mm | 20mm |
| 7 Bistite | 10mm | 20mm |
| 12 Bistite | 0.8mm | 22.5mm |

| | | |
|-------------------|-------|------|
| 10 Bistite | 10mm | 20mm |
| 16 Bistite | 10mm | 22mm |
| 15 Bistite | 10mm | 16mm |
| 17 Bistite | 0.9mm | 21mm |

FUENTE PROPIA : OCTUBRE 2003

| NUMERO DE PIEZA | ANCHO (V – L) | LARGO |
|------------------------|------------------------|--------------|
| 11 Panavia | 0.8 mm | 24mm |
| 3 Panavia | 10mm | 25mm |
| 19 Panavia | 10mm | 25mm |
| 5 Panavia | 0.9mm | 20mm |
| 8 Panavia | 10mm | 20mm |
| 9 Panavia | 0.8mm | 22mm |
| 18 Panavia | 0.9mm | 20mm |
| 13 Panavia | 0.8mm | 21mm |
| 14 Panavia | 0.9mm | 17mm |
| 20 Panavia | 0.9mm | 20mm |

FUENTE PROPIA : OCTUBRE 2003

3.4 PROCEDIMIENTO:

Se realizará la cementación de las piezas a restaurar, la cual estará en igualdad de condiciones. El tipo de corona de metal porcelana (únicamente cofia metálica) con la que se realizará el estudio, es la utilizada en la clínica de especialidades odontológicas de la ULACIT (técnico dental Eduardo Calderón).

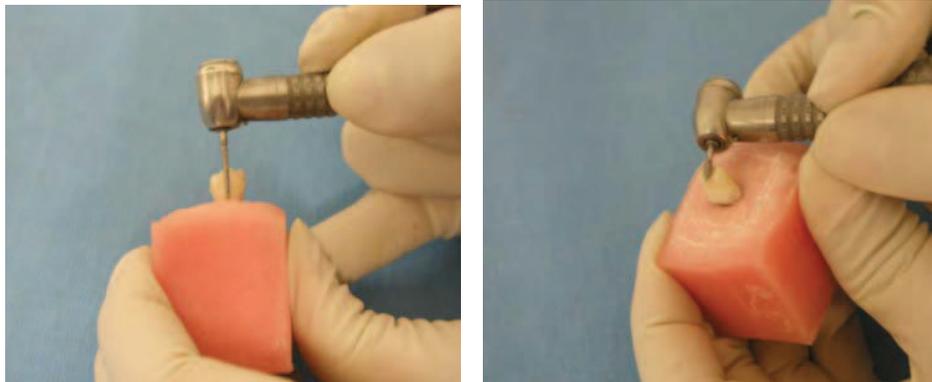
Primera Etapa

- ❖ Se montarán 20 piezas extraídas en cubos de acrílico.



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 11y12)

- ❖ Se realizó las preparaciones necesarias para una restauración completa de corona metal- porcelana. Se preparó terminación de hombro chanfer e inclinado con sus respectivas brocas.



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 13y14)

- ❖ Se midió su respectiva área, de la preparación de cada una de las piezas.

FUENTE PROPIA : OCTUBRE 2003

| # de pieza | Área (milímetros cuadrados) |
|------------|-----------------------------|
| 1 | 141 |
| 2 | 148.8 |
| 3 | 123.2 |
| 4 | 151.28 |
| 5 | 142.04 |
| 6 | 128.96 |
| 7 | 138.32 |
| 8 | 118.32 |

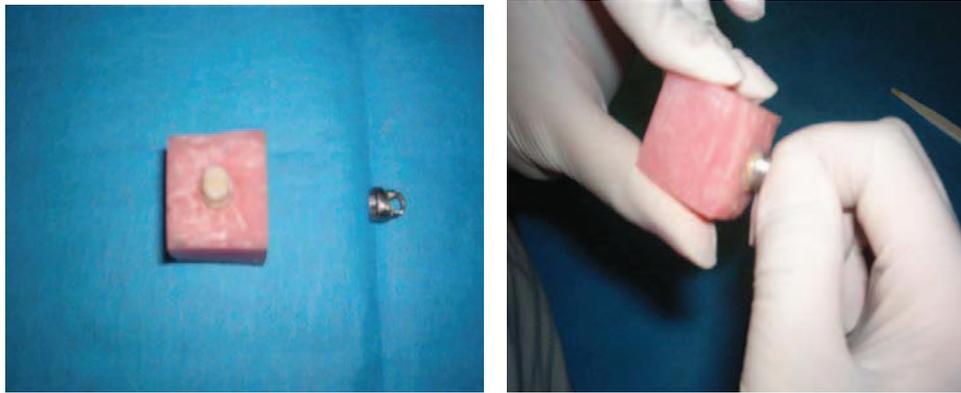
| | |
|----|--------|
| 9 | 94.4 |
| 10 | 121.9 |
| 11 | 108.9 |
| 12 | 134.2 |
| 13 | 114.24 |
| 14 | 141.44 |
| 15 | 120.4 |
| 16 | 123. |
| 17 | 120.84 |
| 18 | 100 |
| 19 | 190.4 |
| 20 | 103.2 |

- ❖ Se prepara el cemento(únicamente se utilizara la cofia de metal), se cementarán 10 con cada uno de los respectivos cementos a utilizar en este estudio.

| BISTITE II DC | PANAVIA F |
|--|--|
| Mezclar el primer 1 A y 1 B ,aplicarla 30 segundos y secar 3 segundos. | Mezclar el ED primer A y B, colocarlo por 60 segundos. |
| Aplicar el primer 2 20 segundos y secar leve por 5 segundos. | Secar con aire levemente |
| Mezclar la pasta A y B del cemento. | Mezclar la pasta A y B |
| Colocarla en la cofia metálica | Colocarla en la cofia metálica |
| Cementarla | Cementarla |
| Retirar los excesos del cemento. | Retirar los excesos del cemento |
| Se coloca el inhibidor de oxígeno por tres minutos si fuera por el proceso de auto-curado. | Se coloca el inhibidor de oxígeno por tres minutos si fuera por el proceso de auto-curado. |
| Lavar | Lavar |

FUENTE : Tokuyama Japan

FUENTE: J. Morita



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 15y16)

Segunda Etapa

Se aplica mediante una máquina de fuerzas de tracción, (tensómetro) que cantidad de fuerza y resistencia requieren los cementos para que las coronas sean desplazadas.



(Irías P, Rodríguez M. Foto # 15y16)

Tercera Etapa

Se registran los datos en la hoja de registro # 1 y # 2 ,(anexo 1, 2.) ; con responsabilidad de Don Rafael Córdoba (Instituto Tecnológico de Costa Rica).

3.5 Cronograma

Fecha de inicio: Mayo 2003

Fecha de finalización: Diciembre 2003

| ETAPA | DESDE | HASTA |
|---|-----------------|-----------------|
| 1. PLANIFICACIÓN | Mayo 2003 | Agosto 2003 |
| 2. ORGANIZACIÓN | Mayo 2003 | Agosto 2003 |
| 3. EJECUCIÓN | Agosto 2003 | Septiembre 2003 |
| 4. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN | Septiembre 2003 | Octubre 2003 |
| 5. REDACCIÓN, INFORME FINAL Y PRESENTACIÓN | Octubre 2003 | Noviembre 2003 |

3.6 Principales variables.

Las variables a utilizar en este estudio serán:

- ❖ La resistencia al desplazamiento..
- ❖ La fuerza con que logran separarse las piezas dentales de la corona.
- ❖ La frecuencia de rompimiento o fractura de la corona.

3.7 Operacionalización de las variables.

| OBJETIVO | VARIABLE | DEFINICIÓN OPERACIONAL | DEFINICIÓN INSTRUMENTAL |
|--|---|--|--|
| 1. Comparar la resistencia al desplazamiento . | La resistencia . Definición Conceptual: resistencia es una causa que se opone a la acción de una fuerza. | Mpa/pieza dental . Medida que se utiliza para medir la resistencia. | Se utilizará una máquina que aplica fuerzas de tracción del TEC. Observación (tensómetro) |
| 2. Comparar con qué fuerza las | La fuerza . Definición | Newton/ pieza dental | . Se utilizará una máquina que |

| | | | |
|---|--|--|--|
| piezas dentales logran separarse de las coronas. | conceptual: fuerza es una causa capaz de producir un movimiento o de modificarlo. | Newton medida que se utiliza para medir la fuerza. | aplica fuerzas de tracción del TEC. Observación (tensómetro) |
| 3. Cuantificar con que frecuencia ocurre rompimiento o fractura de la corona. | La fractura. Definición conceptual: fractura es una acción donde tal material llega a romperse. | Cantidad de piezas fracturadas. | Se utilizará una máquina que aplica fuerzas de tracción del TEC. Observación (tensómetro) |

3.8 Cementos a utilizar

- a) Panavia F) J. Morita)
- b) Bistite II DC (Tokuyama Japan)

3.9 Técnica para procesamiento y análisis de dato.

Se procesarán los datos mediante método estadísticos descriptivos y en donde se realizará pruebas de hipótesis de mediana utilizando la prueba de Mann Whitney no paramétrica por tratarse de muestras pequeñas y por no cumplir la condición de normalidad de la prueba de T´students.

3.10Análisis y tabulación de los resultados

Los resultados se presentarán de forma escrita en cuadros estadísticos y gráficos.

3.11 Recursos

Materiales:

- ❖ 20 piezas dentales extraídas.
- ❖ Acrílico rápido polvo y líquido.
- ❖ Pieza de alta velocidad.
- ❖ Brocas Hombro chanfer, inclinado, recto.
- ❖ Calibrador.
- ❖ Cassette de operatoria.
- ❖ Material Ligth y putty.
- ❖ Kit de cemento de resina Panavia F (J Morita).
- ❖ Kit de cemento de resina BISTITE II DC (Tokuyama).
- ❖ 20 coronas de metal- porcelana. (cofia de metal)
- ❖ 1 Unidad dental.
- ❖ 1 máquina de fuerza de tracción.(TENSOMETRO)
- ❖ Cámara digital.

Recursos Humanos

- ❖ Asesor metodológico: Dr. Roberto Roque
- ❖ Tutor: Dr. Fernando Sánchez.
- ❖ Personal del departamento de Ingeniería forestal del Instituto Tecnológico de Costa Rica.
- ❖ Técnico dental Eduardo Calderón .
- ❖ Bioestadístico: Dra Ana Garita.
- ❖ Estudiantes: Paola Irías Miranda.

Mario Rodríguez Garro

Recursos Financieros:

Sra Ana Julieta Miranda Angulo.

Sr Mario Rodríguez Guerrero.

CAPITULO IV

RESULTADOS

4.1 Análisis de resultados

| Cuadro #1 | | |
|--|-----------------|---------|
| Estadísticas de posición y variabilidad, de la totalidad de las piezas de la variable resistencia de las coronas metal porcelana, según tipo de cemento Clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT. 2003 | | |
| Estadísticas de posición y variabilidad | Tipo de cemento | |
| | Bistite | Panavia |
| Promedio | 3,79 | 3,81 |
| Mediana | 3,19 | 3,43 |
| Moda | no hay | no hay |
| Desviación estándar | 1,39 | 1,32 |
| Mínimo | 2,89 | 2,72 |
| Máximo | 6,73 | 5,93 |
| Cuenta | 7 | 5 |

Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Cuadro # 1:

Muestra las medidas de posición y variabilidad de la variable resistencia de las coronas metal porcelana, con el cemento Bistite II DC se obtiene un promedio de 3.79 Mpa, lo que quiere decir que la mayoría de las piezas mostraron una resistencia

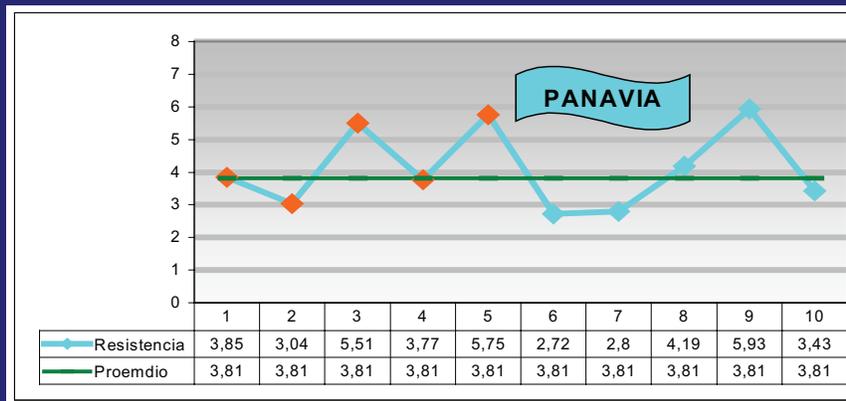
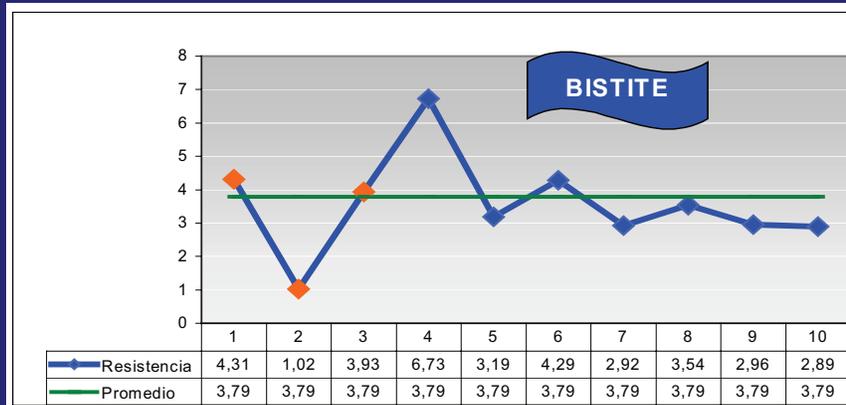
cercana a 3.79, su desviación es de 1.39 lo que quiere decir que las medidas de la resistencia de las 10 piezas se separan del promedio de 1.39 Mpa.

La mediana del Bistite II DC dio por resultado 3.19 lo cual indica que el 50% de las piezas presentaron una resistencia inferior a 3,19.

Con el cemento Panavia F se obtiene un promedio de 3.81 Mpa, lo que quiere decir que la mayoría de las piezas mostraron una resistencia cercana a 3.81, su desviación es de 1.32 lo que quiere decir que las medidas de la resistencia de las 10 piezas se separan del promedio de 1.32 Mpa.

La mediana del Panavia F dio por resultado 3.43 esto indica que el 50% de las piezas presentaron una resistencia inferior a 3,43.

Grafico #1
Resistencia por pieza y promedio,
de las coronas metal porcelana
segun tipo de cemento
Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT.
2003



Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Gráfico 1:

En el siguiente gráfico para el cemento Bistite II DC se observa muy marcado dos puntos que se alejan del promedio, contrario a los otros ocho puntos que se mantuvieron muy cerca del promedio., se demuestra claramente que tres de estas

diez piezas se fracturaron (puntos rojos), donde dos de ellas se mantuvieron cerca de la resistencia promedio y solo una de ellas se alejó de la resistencia promedio.

Para el caso del gráfico del cemento Panavia F, se observa que tres puntos se separaron del promedio, contrario a los otros siete puntos que se mantuvieron muy cerca o en el promedio, se demuestra que cinco de las diez piezas se fracturaron (puntos rojos), donde dos de ellas se encuentran sobre el promedio y tres de ellas se alejaron de la resistencia promedio.

| Prueba #1 | | | | | | |
|--|-------------|--|---------------------|-------|---------|--------|
| Prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable resistencia sin los fracturados | | | | | | |
| $H_0 : M_P = M_B$ No existen diferencias en la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bistite II DC $H_1 : M_P \neq M_B$ | | | | | | |
| Existen diferencias en la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con el cemento Panavia F y el cemento Bistite II DC | | | | | | |
| GRUPO | RESISTENCIA | RESISTENCIA PANAVIA | RESISTENCIA BISTITE | RANGO | RANGO X | RANGOY |
| 2 | 2,72 | 2,72 | | 1 | 1 | |
| 2 | 2,8 | 2,8 | | 2 | 2 | |
| 1 | 2,89 | | 2,89 | 3 | | 3 |
| 1 | 2,92 | | 2,92 | 4 | | 4 |
| 1 | 2,96 | | 2,96 | 5 | | 5 |
| 1 | 3,19 | | 3,19 | 6 | | 6 |
| 2 | 3,43 | 3,43 | | 7 | 7 | |
| 1 | 3,54 | | 3,54 | 8 | | 8 |
| 2 | 4,19 | 4,19 | | 9 | 9 | |
| 1 | 4,29 | | 4,29 | 10 | | 11 |
| 2 | 5,93 | 4,29 | | 11 | 11 | |
| 1 | 6,73 | | 4,29 | 12 | | 11 |
| $T = S - (n(n+1))/2$ | | Conclusión | | | | |
| S= | 30 | Dado que $T > W_{\alpha/2}$ y menor que $W_{1-\alpha/2}$ porque $2 < 15 < 33$, se concluye que NO hay evidencia estadística para rechazar la hipótesis nula, es decir la M_P es igual que la M_B , de donde se deduce que la resistencia al desplazamiento del cemento Panavia F es igual que la resistencia al desplazamiento del cemento Bistite II DC. | | | | |
| n= | 5 | | | | | |
| $n(n+1)/2=$ | 15 | | | | | |
| m= | 7 | | | | | |
| T= | 15 | | | | | |
| α | 1% | | | | | |
| $W_{\alpha=0.005(5,7)}$ | 2 | | | | | |
| $W_{1-\alpha=nm-W_{\alpha}}$ | 33 | | | | | |

Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Prueba # 1:

La prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable resistencia indica que la hipótesis nula no se rechaza , de donde se deduce que la resistencia al desplazamiento por el cemento Panavia F es igual que la resistencia al desplazamiento por el cemento Bistite II DC.

Cuadro #2
Estadísticas de posición y variabilidad de la totalidad de las piezas de la variable fuerza de separación, de las coronas metal porcelana segun tipo de cemento Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT. 2003

| Estadísticas de posición y variabilidad | Tipo de cemento | |
|---|-----------------|---------|
| | Bistite | Panavia |
| Promedio | 508,35 | 490,90 |
| Mediana | 474,46 | 593,07 |
| Moda | 355,84 | 593,07 |
| Desviación estándar | 213,45 | 168,92 |
| Mínimo | 355,84 | 296,54 |
| Máximo | 948,92 | 652,38 |
| Cuenta | 7 | 5 |

Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Cuadro # 2:

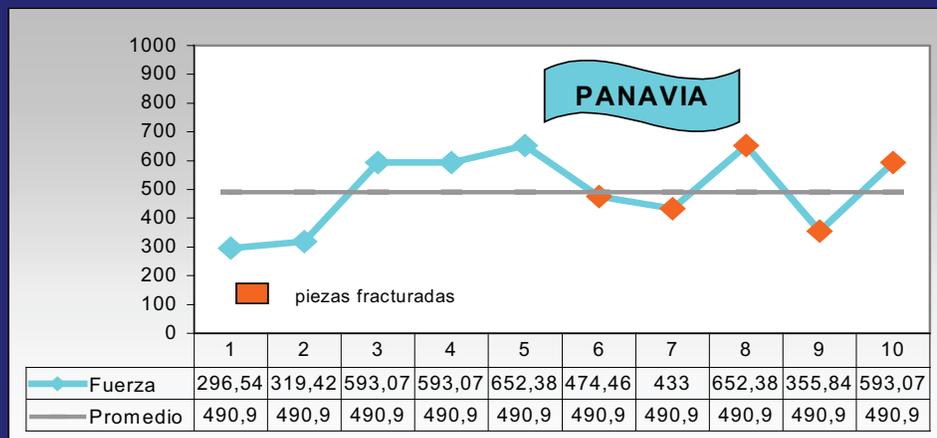
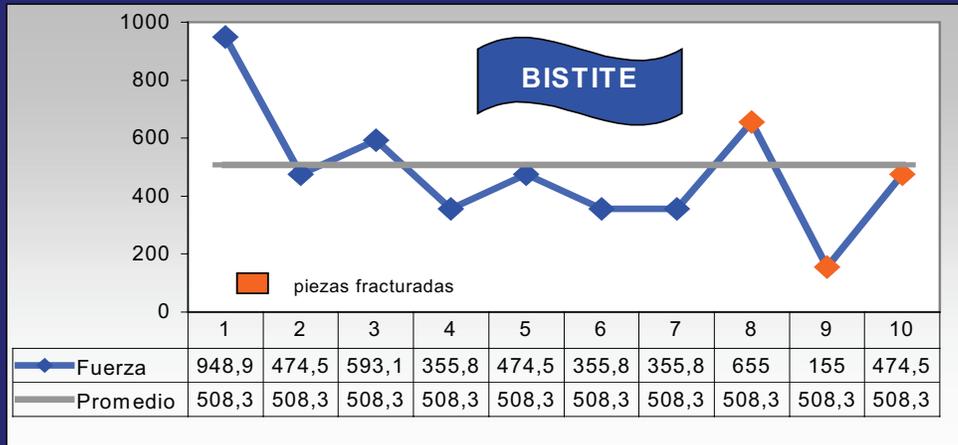
Muestra las medidas de posición y variabilidad de la variable fuerza (Newtons) de las coronas metal porcelana, con el cemento Bistite II DC se obtiene un promedio de 508.35 N, lo que quiere decir que la mayoría de las piezas mostraron una fuerza de separación cercana a 508.35 N, su desviación es de 213.45 N lo que quiere decir que las medidas de la Fuerza de separación de las 10 piezas se separan del promedio de 213.45 N.

La mediana del Bistite II DC dio por resultado 474.46 N lo que nos indica que el 50% de las piezas presentaron una fuerza de separación inferior a 474.46 N.

Con el cemento Panavia F se obtiene un promedio de 490.90 N , lo que quiere decir que la mayoría de las piezas mostraron una Fuerza de separación cercana a 490.90 N , su desviación es de 168.92 N lo que quiere decir que las medidas de la fuerza de separación de las 10 piezas se separan del promedio de 168.92 N.

La mediana del Panavia F dio por resultado 593.07 N lo que nos indica que el 50% de las piezas presentaron una fuerza de separación inferior a 593.07 N.

Grafico #2
Fuerza de separación por pieza y promedio,
de las coronas metal porcelana
segun tipo de cemento
Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT.
2003



Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Gráfico # 2:

En el siguiente gráfico para el cemento Bistite II DC se observa muy marcado dos puntos que se alejan del promedio, contrario a los otros ocho puntos

que se mantuvieron muy cerca del promedio., se demuestra claramente que tres de estas diez piezas se fracturaron (puntos rojos), donde dos de ellas se

mantuvieron cerca de la fuerza promedio y solo una de ellas se alejó de la fuerza promedio.

Para el caso del gráfico del cemento Panavia F se observa que cuatro puntos se separaron levemente del promedio, contrario a los otros seis puntos que se mantuvieron muy cerca o en el promedio, se demuestra que cinco de las diez piezas se fracturaron (puntos rojos), donde dos de ellas se encuentran cerca del promedio y tres de ellas se alejaron levemente de la fuerza promedio.

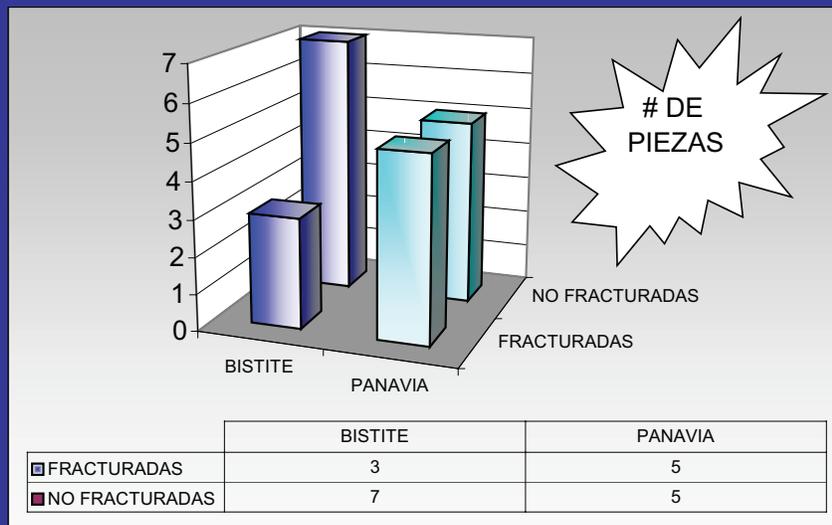
| Prueba #2 | | | | | | |
|---|--------|--|----------------|-------|---------|--------|
| Prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable fuerza sin los fracturados | | | | | | |
| $H_0 : M_P = M_B$ | | | | | | |
| No existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas de metal porcelana en los cementos Panavia F y Bistite II DC | | | | | | |
| $H_1 : M_P \neq M_B$ | | | | | | |
| Existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas metal porcelana cementadas con el cementos Panavia F y el cemento Bistite II DC | | | | | | |
| GRUPO | FUERZA | FUERZA PANAVIA | FUERZA BISTITE | RANGO | RANGO X | RANGOY |
| 2 | 296,54 | 296,54 | | 1 | 1 | |
| 2 | 319,42 | 319,42 | | 2 | 2 | |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 3 | | 4 |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 4 | | 4 |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 5 | | 4 |
| 1 | 474,46 | | 474,46 | 6 | | 6,5 |
| 1 | 474,46 | | 474,46 | 7 | | 6,5 |
| 1 | 593,07 | | 593,07 | 8 | | 9 |
| 2 | 593,07 | 593,07 | | 9 | 9 | |
| 2 | 593,07 | 593,07 | | 10 | 9 | |
| 2 | 652,38 | 652,38 | | 11 | 11 | |
| 1 | 948,92 | | 948,92 | 12 | | 12 |
| $T = S - (n (n+1))/2$ | | Conclusión | | | | |
| S= | 32 | Dado que $T > W_{\alpha/2}$ y menor que $W_{1-\alpha/2}$ porque $2 < 17 < 33$, se concluye que NO hay evidencia estadística para rechazar la hipótesis nula, es decir la M_P es igual que la M_B , de donde se deduce que la fuerza de separación del cemento Panavia F es igual que la fuerza de separación del cemento Bistite II DC. | | | | |
| n= | 5 | | | | | |
| $n(n+1)/2=$ | 15 | | | | | |
| m= | 7 | | | | | |
| T= | 17 | | | | | |
| α | 1% | | | | | |
| $W_{\alpha}=0.005(5,7)$ | 2 | | | | | |
| $W_{1-\alpha}=nm-W_{\alpha}$ | 33 | | | | | |

Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Prueba # 2:

La prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable fuerza nos indica que la hipótesis nula no se rechaza , de donde se deduce que la fuerza de separación del cemento Panavia F es igual que la fuerza de separación del cemento Bistite II DC.

Grafico #3
Número de piezas fracturadas de las coronas metal porcelana según tipo de cemento
Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT.
2003



Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Gráfico # 3:

Este gráfico nos demuestra la frecuencia de fractura de las coronas de metal porcelana., en el cual nos indica que tres de las diez piezas cementadas con Bistite II DC presentaron fractura, esto nos demuestra un 30% de la cantidad total de las piezas cementadas con Bistite II DC.

En el caso del Panavia F, nos indica que cinco de las diez piezas cementadas con este cemento presentaron fractura, esto nos demuestra un 50% de la cantidad total de las piezas cementadas con Panavia F.

Grafico #4
Fuerza promedio de piezas fracturadas de las coronas metal porcelana segun tipo de cemento
Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT. 2003

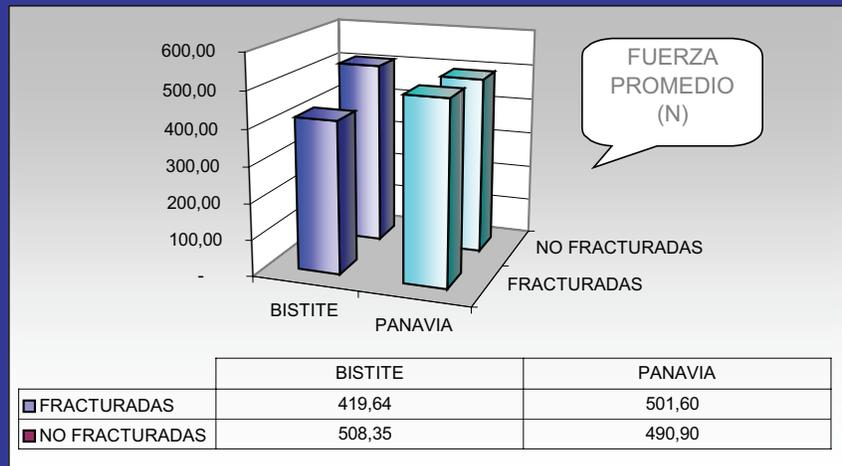
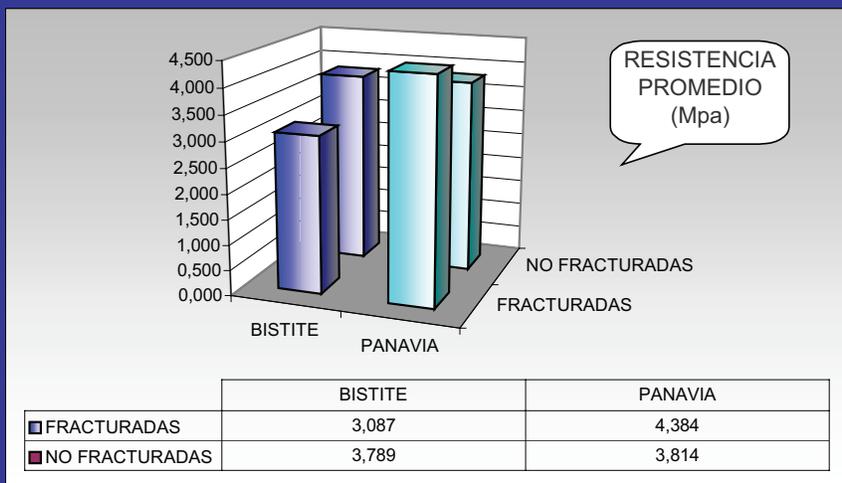


Grafico #5
Resistencia promedio de piezas fracturadas de las coronas metal porcelana segun tipo de cemento
Clinica de Especialidades Odontologicas ULACIT. 2003



Fuente: datos obtenidos (anexo 1 y 2)

Gráfico # 4:

Este gráfico indica que la fuerza promedio de las piezas fracturadas de las coronas metal porcelana fue mayor en aquellas cementadas con Panavia F que las que se cementaron con Bistite II DC.

Gráfico # 5:

Este gráfico indica que la resistencia promedio de las piezas fracturadas de las coronas metal porcelana fue mayor en aquellas cementadas con Panavia F que las que se cementaron con Bistite II DC.

4.2 Discusión de los resultados

El resultado de la variable resistencia al desplazamiento de las piezas cementadas con cementos de resina dual según la prueba Mann Whitney demostró que la resistencia en el cemento Panavia F es igual que la resistencia del cemento Bistite II DC.

El uso de estos cementos en odontología es una nueva alternativa para restauraciones fijas ,según el fabricante de dichos cementos, menciona que estos tienen una resistencia al desplazamiento aproximadamente de 23 Mpa,, entre algunas de sus ventajas están una mayor calidad de adhesión y sellado marginal para dichas restauraciones, menor solubilidad del material a los líquidos bucales , permitiendo una restauración satisfactoria y así brindar un mejor tratamiento a los pacientes que requieren de este tipo de trabajos.

Según los resultados de la resistencia obtenidos en este estudio no concuerdan con las especificaciones del fabricante ya que en dicho estudio la cantidad de Mpa fue menor que la que indica el fabricante (23 Mpa), debe quedar claro que el área de la preparación del diente influye a la hora de obtener la resistencia esto no indica, por los datos obtenidos en este estudio , que sea de menor calidad que las que se especifican. Debemos tomar en cuenta que el procedimiento empleado fue mediante pruebas in vitro, donde las piezas elegidas fueron premolares, equiparadas en tamaño, sin embargo debe tomarse en cuenta que ningún diente es igual a otro, además debemos recordar que al tratarse de piezas extraídas estas pierden sus propiedades , influyendo de una u otra forma en los resultados obtenidos.

El resultado de la variable fuerza de separación de las piezas cementadas con cementos de resina dual según la prueba Mann Whitney demostró que la fuerza de separación en el cemento Panavia F es igual que la fuerza de separación del cemento Bistite II DC.

Según la teoría las fuerzas que actúan sobre los dientes y las restauraciones dentales varían de 300,200 y 150 N en las premolares, en este caso dichas cifras no son similares a las cifras que obtuvimos al realizar este estudio que en promedio son de 508.35 y 490.90. N

Dado que el fabricante no especifica la fuerza de separación que utilizó, no se puede establecer si existen desigualdades o no, por lo tanto no existe cierta similitud entre los resultados que obtuvimos y lo que se menciona en la teoría acerca de la cantidad de fuerza que actúa sobre la dentición; lo que nos asegura que es un material confiable para ser utilizado en boca .

La frecuencia de fractura de las coronas metal porcelana., nos indica que tres de las diez piezas cementadas con Bistite II DC presentaron fractura, esto nos demuestra un 30% de la cantidad total de las piezas cementadas con Bistite II DC. En el caso del Panavia F, nos indica que cinco de las diez piezas cementadas con este cemento presentaron fractura, esto nos demuestra un 50% de la cantidad total de las piezas cementadas con Panavia F.

Existen diversos factores que pueden influir en la frecuencia de fractura a la hora de aplicar una fuerza de tracción , como lo son :preparación de la pieza dental (no retentiva), exceso de desgaste específicamente produciendo debilitación a la pieza y pérdida de las propiedades. Debemos recordar que estos cementos podrían resultar más resistentes que la pieza dental , dando como resultado una fractura o rompimiento de la misma.

Al analizar los resultados de la prueba se obtuvo que la calidad de resistencia al desplazamiento provocado por fuerzas de tracción, en coronas metal porcelana no se presento diferencia alguna en las piezas cementadas con Panavia F (J Morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan),

CAPITULO V

CONCLUSIONES

5.1 CONCLUSIONES

Una vez efectuadas y analizadas las pruebas de laboratorio fue posible llegar a las siguientes conclusiones:

- ❖ Al realizar las pruebas de tracción para comparar la resistencia al desplazamiento en coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bistite II DC , se concluyó que no presentaron diferencia.
- ❖ Al efectuar la comparación de la fuerza de separación por medio de pruebas de tracción en coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bistite II DC, se concluyó que no se presentó diferencia alguna.
- ❖ De la totalidad de las piezas en estudio fue menor la frecuencia de fractura que las piezas que se separaron de la corona metal porcelana, en donde se concluye que las piezas fracturadas no interfirieron en el resultado final.
- ❖ A la hora de analizar la calidad de la resistencia al desplazamiento in vitro por una fuerza de tracción en coronas metal porcelana , se concluye que dichos cementos son aptos para utilizarse en los tratamientos de prostodoncia fija.

5.2 RECOMENDACIONES

Con base en los objetivos propuestos en la presente investigación y con ayuda de las conclusiones obtenidas, se ofrecen las siguientes recomendaciones:

- ❖ Aumentar el uso del cemento de resina dual en la Clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT en los tratamientos de prostodoncia fija.
- ❖ Brindar al estudiante y al profesional una actualización anual sobre materiales dentales y así poder ofrecer una mejor calidad de atención al paciente.
- ❖ Incentivar al profesional y al estudiante el uso de los nuevos materiales en odontología.
- ❖ Se recomienda hacer un estudio con mayor número de muestras, donde las piezas dentales se conserven con mayor propiedades húmedas similares a las que se encuentran en boca, para así complementar este estudio y obtener mejores resultados.
- ❖ Establecer alianzas estratégicas con empresas productoras de materiales dentales para efecto de ofrecer al estudiante alternativas de investigación sin incurrir en costos adicionales .
- ❖ Propiciar la creación de un banco de piezas dentales extraídas , donde se conserve el máximo de sus propiedades para ser utilizadas en futuras investigaciones in vitro.

PROPUESTA

OBJETIVO DE LA PROPUESTA

Posible publicación en un ejemplar odontológico y premio de investigación, se realiza un artículo científico.

“ Comparación de la resistencia al desplazamiento por medio de fuerzas de tracción en dos cementos de resina en coronas metal porcelana ”

Dr Sánchez, Fernando

Post grado en Odontología General Avanzada y Estética.

Rodríguez, Mario – Irías, Paola

Estudiantes de la licenciatura de odontología en la Universidad ULACIT de Costa Rica.

Los cementos a base de resina están diseñados para aplicaciones específicas, como lo es para retener restauraciones o aparatos en una posición fija dentro de la boca por medio de la adhesión.

Este es un proceso que ha revolucionado la odontología en las últimas décadas. Ya que es un mecanismo que mantiene dos o más substratos unidos (similares o diferentes), sin que estos se separen; lográndolo a través de dos mecanismos: Químico y Físico. El objetivo de este estudio fue analizar la calidad de la resistencia al desplazamiento por medio de fuerzas de tracción en dos cementos de resina en coronas de metal porcelana .

Hipótesis

Existen diferencias en la calidad de la resistencia y a la fuerza de tracción en coronas de metal – porcelana cementadas con cementos de resina dual Panavia F (J Morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan).

Materiales y métodos

Se utilizaron 20 piezas dentales extraídas en óptimas condiciones que permitieran preparar bien su corona, se miden para seleccionarlas por su tamaño (equiparación), se montan en un troquel de acrílico, con ayuda de brocas de diamante hombro chánfer se preparan cada una de estas piezas, se confecciona la cofia metálica .

Se evaluaron dos cementos a base de resina Panavia F(J Morita) y Bistite II DC (Tokuyama Japan), utilizando para cada uno 10 piezas dentales..Para las cementadas con Bistite II DC ,se mezcla el primer 1A y 1B , se aplica 30 seg y se seca 3 seg., se aplica primer 2 20 seg. y seca por 5 seg., se mezcla pasta A y B del cemento se coloca la cofia metálica y se cementa, se coloca el inhibidor de oxígeno por 3 min. para el proceso de auto-curado, lavar . Para el Panavia F, se mezcla el ED primer A y B , se aplica 60 seg., secar con aire leve , mezclar la pasta A y B , colocar la cofia , cementarla , retirar los excesos , colocar el inhibidor de oxígeno 3 min., para el proceso de autocurado., lavar. Finalmente se preparan las piezas para someterlas a las pruebas de tracción.

Resultados

Con base a los resultados obtenidos mediante la prueba realizada, se demostró que la fuerza de separación en el cemento Panavia F es igual que la fuerza de separación del cemento Bistite II DC.

Discusión

Se elaboro una prueba estadística para cada variable (Fuerza y resistencia)No hubo diferencias en la resistencia al desplazamiento ni en la fuerza de separación en las coronas metal porcelana cementadas con Panavia F y Bistite II DC y en donde la frecuencia de fractura fue menor que las piezas que se separaron de la cofia .

INTRODUCCIÓN

En la actualidad en los consultorios dentales se utiliza el cemento de resina como una de las mejores elecciones para el cementado de restauraciones protésicas fijas.

Esta predilección de los profesionales por su uso se debe a su insolubilidad en el medio oral, además presentan gran resistencia a las fuerzas de tracción a la hora de llevar a cabo el proceso de masticación.

El uso de los cementos de resina se ha hecho de gran importancia a la hora de la cementación de restauraciones protésicas fijas, puesto que estas dependen del cemento para asegurar su retención.

Mediante este estudio se pretende analizar cual de estos dos cementos tiene mayor calidad de resistencia al desplazamiento al someterlos a una fuerza de tracción.

Estos cementos a base de resina por lo que he investigado son una gran alternativa para la cementación de una corona metal-porcelana. Según algunas manifestaciones clínicas este cemento

puede dar o garantizar una buena resistencia y adhesión a la estructura dental. Como evolución se ha descubierto muy poco ya que son cementos muy nuevos y utilizados poco, por su alto costo.

Pregunta interrogante

¿Cuál cemento a base de resina de las marcas PANAVIA F (J MORITA) y BISTITE II DC (Tokuyama) , tienen mayor calidad de resistencia al desplazamiento provocado por fuerza de tracción en coronas metal –porcelana ?

Materiales y métodos

Se utilizaron 20 piezas dentales extraídas en optimas condiciones que permitieran preparar bien su corona, se miden para seleccionarlas por su tamaño (equiparación), se montan en un troquel de acrílico, con ayuda de brocas de diamante hombro chánfer se preparan cada una de estas piezas, se confecciona la cofia metálica .

Se evaluaron dos cementos a base de resina Panavia F(J Morita) y Bistite II DC (Tokuyana Japan), utilizando para cada uno 10 piezas dentales..Para las cementadas con Bistite II DC ,se mezcla el primer 1A y 1B , se aplica 30 seg y se seca 3 seg., se aplica primer 2 20 seg. y seca por 5 seg., se mezcla pasta A y B del cemento se coloca la cofia metálica y se cementa, se colo ca el inhibidor de oxígeno por 3 min. para el proceso de auto-curado, lavar . Para el Panavia F, se mezcla el ED primer A y B , se aplica 60 seg., secar con aire leve, mezclar la pasta A y B ,colocar la cofia, cementarla, retirar los excesos, colocar el inhibidor de oxígeno 3 min., para el proceso de autocurado., lavar. Finalmente se preparan las piezas para someterlas a las pruebas de tracción.

Desde el punto experimental, se utilizará el diseño cuasiexperimental, ya que en este tipo de diseño no requiere de la obtención de la población por medio de escongenia al azar ni equiparación.

El sujeto de estudio son 20 premolares extraídas de pacientes de

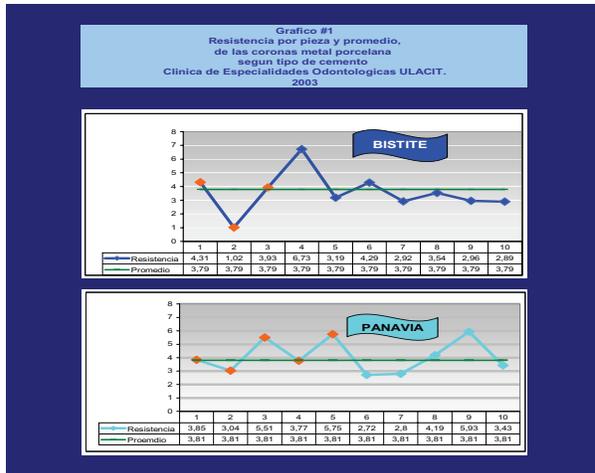
la clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT.

Se procesaron los datos mediante método estadísticos descriptivos y en donde se realizará pruebas de hipótesis de mediana utilizando la prueba de Mann Whitney no paramétrica por tratarse de muestras pequeñas y por no cumplir la condición de normalidad de la prueba de T´students.

Resultados

| Cuadro #1 Estadísticas de posición y variabilidad, de la totalidad de las piezas de la variable resistencia de las coronas metal porcelana, según tipo de cemento Clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT. 2003 | | |
|---|-----------------|---------|
| Estadísticas de posición y variabilidad | Tipo de cemento | |
| | Bistite | Panavia |
| Promedio | 3,79 | 3,81 |
| Mediana | 3,19 | 3,43 |
| Moda | no hay | no hay |
| Desviación estándar | 1,39 | 1,32 |
| Mínimo | 2,89 | 2,72 |
| Máximo | 6,73 | 5,93 |
| Cuenta | 7 | 5 |

“ Comparación de la resistencia al desplazamiento por medio de fuerzas de tracción en dos cementos de resina en coronas metal – porcelana ”



Prueba #2
Prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable fuerza sin los fracturados

$H_0 : M_p = M_B$
No existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas de metal porcelana en los cementos Panavia F y Bistite II DC

$H_1 : M_p \neq M_B$
Existen diferencias en la fuerza de separación de las coronas metal porcelana cementadas con el cementos Panavia F y el cemento Bistite II DC

| GRUPO | FUERZA | FUERZA PANAVIA | FUERZA BISTITE | RANGO | RANGO X | RANGOY |
|-------|--------|----------------|----------------|-------|---------|--------|
| 2 | 296,54 | 296,54 | | 1 | 1 | |
| 2 | 319,42 | 319,42 | | 2 | 2 | |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 3 | | 4 |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 4 | | 4 |
| 1 | 355,84 | | 355,84 | 5 | | 4 |
| 1 | 474,46 | | 474,46 | 6 | | 6,5 |
| 1 | 474,46 | | 474,46 | 7 | | 6,5 |
| 1 | 593,07 | | 593,07 | 8 | | 9 |
| 2 | 593,07 | 593,07 | | 9 | 9 | |
| 2 | 593,07 | 593,07 | | 10 | 9 | |
| 2 | 652,38 | 652,38 | | 11 | 11 | |
| 1 | 948,92 | | 948,92 | 12 | | 12 |

| T = S - (n (n+1))/2 | | Conclusión Dado que $T > W_{\alpha/2}$ y menor que $W_{1-\alpha/2}$ porque $2 < 17 < 33$, se concluye que NO hay evidencia estadística para rechazar la hipótesis nula, es decir la M_p es igual que la M_B , de donde se deduce que la fuerza de separación del cemento Panavia F es igual que la fuerza de separación del cemento Bistite II DC. |
|------------------------|----|---|
| S= | 32 | |
| n= | 5 | |
| $n(n+1)/2=$ | 15 | |
| m= | 7 | |
| T= | 17 | |
| α | 1% | |
| $W\alpha=0,005(5,7)$ | 2 | |
| $W1-\alpha=nm-W\alpha$ | 33 | |

Prueba #1
Prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable resistencia sin los fracturados

$H_0 : M_p = M_B$
No existen diferencias en la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bistite II DC

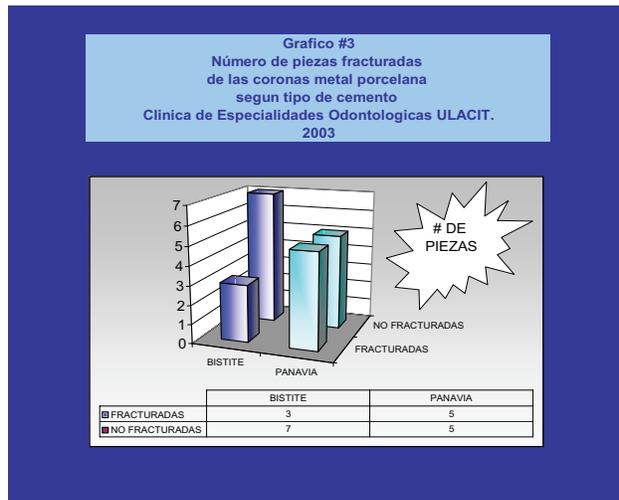
$H_1 : M_p \neq M_B$
Existen diferencias en la resistencia al desplazamiento de las coronas metal porcelana cementadas con el cemento Panavia F y el cemento Bistite II DC

| GRUPO | RESISTENCIA | RESISTENCIA PANAVIA | RESISTENCIA BISTITE | RANGO | RANGO X | RANGOY |
|-------|-------------|---------------------|---------------------|-------|---------|--------|
| 2 | 2,72 | 2,72 | | 1 | 1 | |
| 2 | 2,8 | 2,8 | | 2 | 2 | |
| 1 | 2,89 | | 2,89 | 3 | | 3 |
| 1 | 2,92 | | 2,92 | 4 | | 4 |
| 1 | 2,96 | | 2,96 | 5 | | 5 |
| 1 | 3,19 | | 3,19 | 6 | | 6 |
| 2 | 3,43 | 3,43 | | 7 | 7 | |
| 1 | 3,54 | | 3,54 | 8 | | 8 |
| 2 | 4,19 | 4,19 | | 9 | 9 | |
| 1 | 4,29 | | 4,29 | 10 | | 11 |
| 2 | 5,93 | 4,29 | | 11 | 11 | |
| 1 | 6,73 | | 4,29 | 12 | | 11 |

| T = S - (n (n+1))/2 | | Conclusión Dado que $T > W_{\alpha/2}$ y menor que $W_{1-\alpha/2}$ porque $2 < 15 < 33$, se concluye que NO hay evidencia estadística para rechazar la hipótesis nula, es decir la M_p es igual que la M_B , de donde se deduce que la resistencia al desplazamiento del cemento Panavia F es igual que la resistencia al desplazamiento del cemento Bistite II DC. |
|------------------------|----|---|
| S= | 30 | |
| n= | 5 | |
| $n(n+1)/2=$ | 15 | |
| m= | 7 | |
| T= | 15 | |
| α | 1% | |
| $W\alpha=0,005(5,7)$ | 2 | |
| $W1-\alpha=nm-W\alpha$ | 33 | |

Cuadro #2
Estadísticas de posición y variabilidad de la totalidad de las piezas de la variable fuerza de separación, de las coronas metal porcelana según tipo de cemento
Clínica de Especialidades Odontológicas ULACIT. 2003

| Estadísticas de posición y variabilidad | Tipo de cemento | |
|---|-----------------|---------|
| | Bistite | Panavia |
| Promedio | 508,35 | 490,90 |
| Mediana | 474,46 | 593,07 |
| Moda | 355,84 | 593,07 |
| Desviación estándar | 213,45 | 168,92 |
| Mínimo | 355,84 | 296,54 |
| Máximo | 948,92 | 652,38 |
| Cuenta | 7 | 5 |



Discusión

La prueba de la mediana de Mann Whitney para la variable resistencia a la prueba de tracción y fuerza de separación nos indica, que la resistencia al desplazamiento y la fuerza al desplazamiento por el cemento Panavia F es igual que la resistencia y la fuerza al desplazamiento por el cemento Bisfite II DC.

La frecuencia de fractura de las coronas metal porcelana., nos indica que tres de las diez piezas cementadas con Bisfite II DC presentaron fractura, esto nos demuestra un 30% de la cantidad total de las piezas cementadas con Bisfite II DC. En el caso del Panavia F, nos

indica que cinco de las diez piezas cementadas con este cemento presentaron fractura, esto nos demuestra un 50% de la cantidad total de las piezas cementadas con Panavia F.

Al analizar los resultados de la prueba se obtuvo que la calidad de resistencia al desplazamiento provocado por fuerzas de tracción, en coronas metal porcelana no se presento diferencia alguna en las piezas cementadas con Panavia F (J Morita) y Bisfite II DC (Tokuyama Japan),

Conclusiones

La resistencia al desplazamiento por medio de pruebas de tracción en coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bisfite II DC no presentan diferencia.

La fuerza de separación por medio de pruebas de tracción en coronas metal porcelana cementadas con los cementos Panavia F y Bisfite II DC no presentan diferencia.

De la totalidad de las piezas en estudio, se concluye que fue menor la frecuencia de fractura, que las piezas

que se separaron de la corona metal porcelana.

A la hora de analizar la calidad de la resistencia al desplazamiento in vitro por una fuerza de tracción en coronas metal porcelana , se concluye que dichos cementos son aptos para utilizarse en los tratamientos de prostodoncia fija.

BIBLIOGRAFÍA

- Craig, Robert G (1998) Materiales de odontología restauradora .Editorial Harcourt Brace.
- Phillips , Robert (2000) La ciencia de los materiales dentales .Edición Mc Graw –Hill Interamericana.
- Aschheim Dale (2002) Odontología Estética .Editorial Harcou.
- Hernández Sampieri,r., Fernandez Collado, C., y Boptista Lucio,P. (2002) Metodología de la investigación. México: McGraw-Hill.
- J MoritaUsa. Bistite II DC.
www.jmoritausea.com/products/consumables/resin_cements_components/bistite_2_dc.htm 4 junio 2003.
- JmoritaUsa.PanaviaF.
www.jmoritausea.com/products/consumables/resin_cements_components/panavia_f.htm. 4 junio 2003.

BIBLIOGRAFÍA

- ❖ Abreu R, Jesús. Resinas compuestas en el futuro.
www.odontología-onlen.com/casos/part/RA/RA01/ra01.html
10 septiembre 2003

- ❖ Abreu R, Jesús. Adhesión en odontología contemporánea 1.
www.odontología-online.com 10 septiembre 2003.

- ❖ Antoniadou, M (2000) Efecct of a new metal primer on the bond strength Between a resin cement and two high-noble alloys, The Journal of Prothetic Dentistry, Vol. # 5, 554—559.

- ❖ Anusavice, De Phillips.(2000) Materiales dentales 2000. 3era edición. Editorial México, D.F, panamericana.

- ❖ Aschheim Dale (2002) Odontología Estetica .Editorial Harcou

- ❖ Anusavice, De Phillips.(1999) Ciencia de los materiales dentales. 10ma edición. Editorial McGraw-Hill internacional.

- ❖ Craig, Robert G (1998) Materiales de odontología restauradora .Editorial Harcourt Brace.

- ❖ Dennis,M, (1997) Gold inlays bonded with a resin cement: A clinical report , The journal of prosthetic Dentistry, vol. 78 #3, 233-234.

- ❖ Ferrari, M, (1994). Morphologic aspects of the Resin-Dentin interdiffusion zone with five Different Dentin Adhesive Systems tested in vivo, Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 71,#4.
- ❖ Hernández Sampieri,r., Fernandez Collado, C., y Boptista Lucio,P. (2002) Metodología de la investigación. México: McGraw-Hill.
- ❖ JMoritaUsa.BistiteI IDC.
www.jmoritausea.com/products/consumables/resin_cements_components/bistite_2_dc.htm 4 junio 2003.
- ❖ JmoritaUsa.PanaviaF.
www.jmoritausea.com/products/consumables/resin_cements_components/panavia_f.htm. 4 junio 2003.
- ❖ Michael Linking (1999) Effect of adhesive resin cement on design of partial veneer crowns, The Journal of Prosthetic Dentistry, vol.82 # 2, 157-160.
- ❖ M.F.,Burrow y Col, (1996) Early Bonding of resin cements to dentin-effect of Bonding environment, Operative Dentistry, 21, 196-202
- ❖ Ogunyinka, A (1998) A simple method of increasing the adhesion between resinous cement and timplated gold alloys, The journal of prosthetic Dentistry, vol. 80 #3, 302-306 .
- ❖ Phillips , Robert (2000) La ciencia de los materiales dentales .Edición Mc Graw –Hill Interamericana.

- ❖ Ronald E. Goldstein (2002) Odontología estética volumen I . Ars Medica.
- ❖ Sarafianou, A (1997) Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements, The Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 77 # 5, 475-480.
- ❖ Shillingburg , Honb, Whitsett (1990) Fundamentos de prostodoncia fija .La prensa Médica Mexicana S.A.
- ❖ Thordrup, M, (1995) tensile Bond Strength of two ceramic and three resin composite in by materials paced using a resin Luting Agent, The International Journal of Prosthodontics, vol, 8 # 3 .
- ❖ Wayne W. Daniel (1987) Bioestadística . 3era edición. Editorial Limursa.

ANEXOS

TABLA # 2

| NUMERO DE PIEZA DENTAL | FUERZA EN NEWTONS (P) | AREA (PREPARACIÓN DE LA PIEZA) | RESISTENCIA P / A =Mpa |
|-----------------------------------|--|---|-----------------------------------|
| 1 BISTITE | 948.91733 | 141 | 6.7299101 * |
| 2 BISTITE | 474.45817 | 148.8 | 3.1885629 * |
| 3 PANA VIA | 474.45817 | 123.2 | 3.8511215 |
| 4 BISTITE | 652.38011 | 151.28 | 4.3124015 |
| 5 PANA VIA | 432.24477 | 142.04 | 3.04312 |
| 6 BISTITE | 132.07217 | 128.96 | 1.0241328 |
| 7 BISTITE | 593.07345 | 138.32 | 4.2876912 * |
| 8 PANA VIA | 652.38011 | 118.32 | 5.5136926 |
| 9 PANA VIA | 355.84387 | 94.4 | 3.7695325 |
| 10 BISTITE | 355.84387 | 121.9 | 2.9191457 * |
| 11 PANA VIA | 296.53623 | 108.9 | 2.723014 * |
| 12 BISTITE | 474.45817 | 134.2 | 3.5354558 * |
| 13 PANA VIA | 319.41551 | 114.24 | 2.7960041 * |
| 14 PANA VIA | 593.07345 | 141.44 | 4.193197 * |
| 15 BISTITE | 355.84387 | 120.4 | 2.9555138 * |
| 16 BISTITE | 355.84387 | 123 | 2.8930395 * |
| 17 BISTITE | 474.45817 | 120.84 | 3.9263337 |
| 18 PANA VIA | 593.07345 | 100 | 5.9307345 * |
| 19 PANA VIA | 652.38011 | 190.4 | 3.4263661 * |
| 20 | 593.07345 | 103.2 | 5.7468357 |

PANAVIA

RESISTENCIA AL DESPLAZAMIENTO (Mpa)

| # de pieza | Bistite | # de pieza | Panavia F |
|------------|---------------|------------|---------------|
| 1 | 6.7299101 Mpa | 11 | 2.723014 Mpa |
| 2 | 3.1885629 Mpa | 13 | 2.7960041 Mpa |
| 7 | 4.2876912 Mpa | 14 | 4.193197 Mpa |
| 10 | 2.9191457 Mpa | 18 | 5.9307345 Mpa |
| 12 | 3.5354558 Mpa | 19 | 3.4263661 Mpa |
| 15 | 2.9555138 Mpa | | |
| 16 | 2.8930395 Mpa | | |

FUERZA DE SEPARACIÓN (Newtons)

| # de pieza | Bistite | # de pieza | Panavia F |
|------------|-------------|------------|-------------|
| 1 | 948.91733 N | 11 | 296.53623 N |
| 2 | 474.45817 N | 13 | 319.41551 N |
| 7 | 593.07345 N | 14 | 593.07345 N |
| 10 | 355.84387 N | 18 | 593.07345 N |
| 12 | 474.45817 N | 19 | 652.38011 N |
| 15 | 355.84387 N | | |
| 16 | 355.84387 N | | |

**FRECUENCIA DE FRACTURA
(fuerza con la que se fracturó la pieza dental)**

| # de pieza | Bistite | # de pieza | Panavia F |
|------------|-------------|------------|-------------|
| 4 | 652.38011 N | 3 | 474.45817 N |
| 6 | 132.07217 N | 5 | 432.24437 N |
| 17 | 474.45817 N | 8 | 652.38011 N |
| | | 9 | 355.84387 N |
| | | 20 | 593.07345 N |

“ Comparación de la resistencia al desplazamiento por medio de fuerzas de tracción en dos cementos de resina en coronas metal –
porcelana ”

