



Universidad de Valparaíso  
Facultad de Odontología  
Escuela de Odontología  
Cátedra de Protésis Fija

# **“RESISTENCIA COMPRESIVA EN PRÓTESIS FIJA UNITARIA PERIFÉRICA COMPLETA SIMPLE DE COMPOSITE, ESTUDIO IN VITRO”**

Alumnos: Mauricio Guardiola A.  
Gonzalo Ibarrola N.  
Héber Santibáñez Q.

Trabajo de Investigación  
Requisito para obtener el  
Título de Cirujano Dentista

Profesor Guía: Dr. Pedro Maldonado C.

**Valparaíso – Chile  
2000**

---

## DEDICATORIA

---

“ A mis padres, por educarme y guiarme en todas mis acciones durante mi vida”

“ A mis amigos y compañeros, especialmente a mis mejores amigos que juntos hicimos posible el desarrollo del presente estudio”

“ A Mylena. Una luz guió mi camino, me abrazó, me mantuvo abrigado, estuvo a mi lado siempre.....”

**Mauricio Guardiola A**

---

“ A mi familia, por el amor que me brindan y darme la fuerza para seguir caminando”

“ A Valentina, Por estar siempre conmigo y amarme tal como soy”

“ A Athos y Porthos por soportarme y por su amistad”

“ Al Sensei: Grande Maestro!!!”

**Gonzalo Ibarrola N.**

---

“ Los que están conmigo, aun no presentes físicamente, han ayudado a ser lo que soy y lo que puedo hacer... Gracias”

**Héber**

---

## AGRADECIMIENTOS

---

- Prof. Dr. Pedro Maldonado C., por su constante guía y ayuda en el desarrollo del presente estudio.
- Prof. Dr. Francisco Bravo, por su valiosa contribución al desarrollo del presente estudio.
- Sr. Enrique Cabrera. Prof. Estadística U. Valparaíso, por su valiosa colaboración desinteresada.
- Sr. Alejandro Manhood, Sinergia, Santiago, Chile, por proveernos de materiales para el desarrollo de el presente estudio.
- Sra. Mónica Undurraga, Productos Dentales 3M, Chile, por proveernos de materiales para el desarrollo de el presente estudio.
- Sr. Julio Allende, Encargado del Laboratorio de ensayos del Departamento de Mecánica de la Universidad Técnica Federico Santa María, por enseñarnos y facilitarnos la máquina Instron.
- Dr. Mauricio Vivanco B, por su ayuda desinteresada.

## INDICE

I INTRODUCCION .....	1
II MARCO TEÓRICO .....	2
1. Elección del material restaurador .....	2
2. Evaluación de materiales .....	3
2.1 Especificaciones .....	3
3. Propiedades de los materiales .....	6
3.1 Variaciones en las dimensiones: .....	6
3.2 Variaciones dimensionales térmicas: .....	6
3.3 Conductividad térmica .....	7
3.4 Propiedades eléctricas .....	7
3.5 Solubilidad y absorción .....	8
3.6 Humectabilidad .....	8
3.7 Propiedades mecánicas .....	9
4. Requisitos de la odontología restauradora .....	14
5. Selección de material .....	14
5.1 Criterio objetivo .....	14
5.2 Criterio subjetivo .....	14
6. Biomecánica de prótesis fija unitaria periférica completa simple de composite en dientes .....	15
7. Referencias de estudios in vitro .....	16
III OBJETIVOS .....	17
1. Objetivo General .....	17
2. Objetivo Específicos .....	17
3. Hipótesis .....	17
4. Definiciones operacionales .....	17
5. Limitaciones .....	18
6. Delimitaciones .....	18
IV MATERIALES Y MÉTODOS .....	19
1. Universo y muestra .....	19
2. Montaje de cuerpos de prueba .....	19
3. Preparación dentaria .....	19
4. Confección de aparatología .....	20
5. Cementación .....	21
6. Ensayo mecánico .....	21
7. Plan para recolección de datos .....	22
7.1 Calibración de las observaciones .....	22
V RESULTADOS .....	24
1. Tablas de Resultados .....	24
2. Análisis de los resultados .....	28
VII DISCUSIÓN .....	33
VIII CONCLUSIONES .....	35
IX SUGERENCIAS .....	36
X RESUMEN .....	37
X REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	38
XI ANEXOS Y APÉNDICE .....	40

## I INTRODUCCION

---

El presente estudio se enmarca dentro del ámbito de la odontología restauradora. Se pretende experimentar en la consecución de la aparatología protésica fija unitarias sin el uso de lo que se considera, hoy en día, el laboratorio protésico fijo tradicional, es decir: Metales, resinas y cerámicas.

La disyuntiva entre las cualidades conocidas de las PFU tradicionales y las técnicas diferentes relacionadas con materiales como composite y sistemas adhesivos a tejidos dentarios parece inclinarse a favor de las técnicas y los materiales clásicos. Desarrollar nuevas técnicas en base a materiales modernos que pudieran significar cambios en costos de tiempo de trabajo y valor de los mismos, parecen sostenerse sobre la base de nueva información en las propiedades físico químicas y simpleza en la utilización de estos.

Por otra parte el estudio del comportamiento biomecánico y clínico de estas técnicas implica un análisis sistemático de las numerosas variable involucradas siendo evidente el desarrollo de una investigación amplia que considere estudios experimentales in vitro y clínicos prospectivos..

Se ha considerado como relevante iniciar el estudio de las características biomecánicas de las resinas compuestas, en conjunto con los cementos adhesivos. Debido a que materiales como estos cumplen con los requisitos de la Odontología restauradora en general y aparecen como dudosos en indicaciones de alto requerimiento mecánico como las prótesis fijas.

En este estudio trataremos de enfocar las características que nos permitirán seleccionar un material de tal forma de solucionar el problema de confeccionar PFU sin asistencia de laboratorio respondiendo a las necesidades de durabilidad, salud, y morfofunción y las medidas que se tuvieran que tomar para mejorar la longevidad de las restauraciones en un plano estético adecuado.

Para poder situarnos en este estudio es necesario presentar la base teórica de la línea de investigación dentro del cual se encuentra inmersa nuestro estudio (*Diagrama N° 1*).

## III MARCO TEÓRICO

---

### 1. Elección del material restaurador

El primer paso en nuestro camino hacia la prótesis indirecta sin laboratorio es elegir el material restaurador más idóneo para realizar dicha aparatología .

Cuando el daño en la estructura dentaria es significativo, contamos con toda una gama de materiales y sistemas de materiales que en forma indirecta permiten construir restauraciones, es así como tenemos incrustaciones y coronas, sean estas de metal, porcelanas solas o fundidas sobre metal, resinas, etc.

Sin embargo, no es suficiente conocer y dominar la técnica de utilización del biomaterial. Es importante también comprender que todo este proceso salud enfermedad y su rehabilitación, sea dentro de un contexto o modelo, que comprende fenómenos biológicos, psicológicos y sociales de los individuos, los que debemos considerar al planificar un tratamiento.

El sistema estomatognático nuestro principal terreno de estudio y acción, está profundamente enraizado en la conducta y la socialización del individuo, ya que a través de él nos comunicamos y mantenemos un contacto con el mundo afectivo y social. Prueba de ello es la importancia que tienen, por ejemplo, el amamantamiento, las expresiones de afecto a través del beso y el impacto de una sonrisa. (Apuntes Cátedra Prótesis Fija, 1998)

Es así que, cuando seleccionamos un biomaterial para restaurar una pieza, no sólo estamos pensando en los componentes biológicos sino en todo este otro campo de la actividad humana. Mientras para una persona o comunidad puede ser perfectamente aceptable tener una pieza dentaria anterior restaurada con oro, para otros es un material inaceptable. Los materiales disponibles poseen algunas deficiencias que deben ser minimizadas a través de una adecuada selección y manipulación de ellos.(Fernández E., 1999)

Se trabajará en un sistema dinámico, colocando un material que debe durar el máximo de tiempo posible sin deteriorarse, solucionando las necesidades del paciente y sin alterar el equilibrio del sistema.(Bader y cols, 1996)

El proceso de selección de un material restaurador, idealmente, debería contar con:

- 1) Análisis del problema
- 2) Consideración de las necesidades específicas del problema.
- 3) Estudio de los materiales disponibles y de sus propiedades

Para seleccionar el material, por ejemplo, es importante valorar si la restauración va a colocarse en zonas de carga elevada, si será visible cuando el paciente sonría, si la cavidad es profunda o superficial, etc.

Luego se debe enumerar la lista de requisitos que deberá reunir el material para ser considerado adecuado para la situación de que se trate. Siguiendo con el ejemplo mencionado en el punto anterior se deberá optar por un material de obturación que coincida con el color de la pieza dentaria, que sea capaz de resistir cargas sin fracturarse, que sea compatible con las estructuras orgánicas, que no altere el equilibrio del sistema bucal, etc. Por ejemplo algunas lesiones de las piezas dentarias pueden ser producidas por un efecto abrasivo ya sea del cepillo dental o del dentífrico en este caso especial, el material de restauración utilizado debiera poseer una adecuada resistencia a la abrasión frente a la acción de esos elementos. Así pues, la lista de necesidades a la abrasión es infinitamente variable, aunque se pueden efectuar algunas clasificaciones generales. (Bader y cols,1996)

Después de comparar las propiedades de los materiales disponibles con los requisitos que deberán cumplir, será posible la opción por un determinado grupo genérico de materiales. La elección final de una marca comercial depende de las preferencias personales del odontólogo, en rigor éste debería haberlos probado todos. En esta fase del proceso de selección pueden desempeñar un papel importante la facilidad de manejo, la disponibilidad, el costo y fundamentalmente los resultados obtenidos con ellos después de un tiempo de uso. (Bader y cols,1996)

## **2. Evaluación de materiales**

Con la cantidad de materiales nuevos es importante el odontólogo evite usar los materiales que no hayan sido estudiados concienzudamente. Cabe resaltar que la mayoría de los fabricantes de materiales dentales se ajusta a un estricto programa de calidad garantizada y los materiales se ensayan exhaustivamente antes de ser suministrados al odontólogo, pero, cabe destacar también que la promoción comercial influye y no todos tienen las mismas propiedades físico químicas y biológicas, pero manteniéndose todos estos en similares condiciones.

En nuestro mercado nacional de materiales, por las características de la economía y la gran importación de productos es fácil encontrar biomateriales que no sabemos realmente como son desde el punto de vista de su calidad, por lo que se hace necesario saber si han sido sometidos a algún tipo de control que los avale. Estos controles están determinados en las Normas o Especificaciones elaboradas por diversas Organizaciones Internacionales o por pruebas de Laboratorio y/o clínicas específicas.

### ***2.1 Especificaciones***

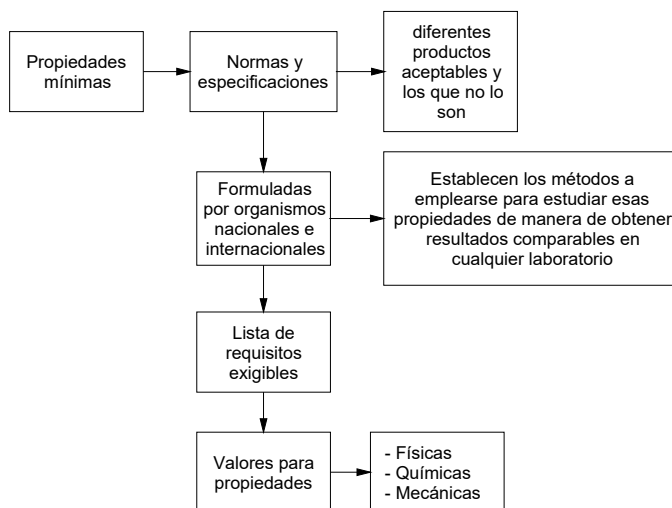
Se dispone de muchas especificaciones para el análisis de materiales elaboradas por organizaciones como la Asociación Dental Americana, la ISO, etc. A través de estas normas internacionales se pueden mantener en forma eficiente los niveles de calidad de algunos biomateriales dentales. Estas especificaciones suelen dar detalles sobre el o los ensayos a que deben ser sometidos ciertos productos, el método para calcular los resultados y los valores mínimos aceptables para el adecuado funcionamiento de ellos. Aunque tales especificaciones desempeñan un papel importante, no se consideran indicaciones de una idoneidad total, puesto que a menudo las

pruebas no cubren algunos aspectos críticos del uso del material. Por ejemplo, muchos materiales fracasan en la práctica por un mecanismo de fatiga y, sin embargo, pocas especificaciones incluyen ensayos de fatiga.(Bader y cols,1996)

Las pruebas de laboratorio que se detallan en las especificaciones pueden usarse como indicador de la idoneidad de ciertos materiales. Por ejemplo, una simple prueba de solubilidad puede señalar la estabilidad de un material en un medio acuoso, propiedad muy importante para los materiales de obturación.

Es importante que los métodos utilizados para evaluar los materiales en el laboratorio den resultados que puedan correlacionarse con la experiencia clínica. Por ejemplo, las fracturas de prótesis completas superiores por la línea media, lo hacen por flexión. De ahí que con estos materiales sea mucho más significativa una prueba de flexión o de resistencia transversal que una prueba de compresión.

Aunque las pruebas de laboratorio pueden proporcionar muchos datos importantes sobre los materiales, la prueba definitiva es el ensayo clínico controlado y el veredicto de los profesionales después de cierto periodo de uso en la práctica. Muchos materiales dan buenos resultados en el laboratorio y solo se observan sus reales características (en caso de que existan) al someterlos al uso clínico. La mayor parte de los fabricantes efectúan extensos análisis clínicos con los nuevos materiales, normalmente en cooperación con departamentos universitarios u hospitalarios antes de suministrar al producto al odontólogo. (Bader y cols,1996)



Es imprescindible para seleccionar el material más adecuado, que permita enfrentar una determinada situación odontológica, el diferenciar las distintas propiedades de ellos. Cuanto más preciso mejor será la selección y por tanto mejor resultado. (Craig R. y cols., 1996)



Normalmente los materiales son estudiados por los laboratorios de producción e investigación en base a trabajos *in vitro*, buscando ciertas características en ellos (coeficientes de expansión, resistencias traccionales, dureza superficial, resistencia a la compresión, durabilidad, características biológicas, etc.). Por estos motivos los laboratorios documentan sus materiales en estos puntos y el paso al uso clínico, y por consiguiente las indicaciones para lo que serán utilizados los materiales producidos se van configurando una vez que se hacen pruebas en pacientes y se genera un método de utilización del material fabricado para solucionar los problema que se plantean en la práctica odontológica. (3M, 1999; Coltene, 1999)

La mayor parte de los materiales restauradores en uso hoy en día se miden por un conjunto de ensayos físicos, químicos o mecánicos. Como resultado de esas pruebas el esfuerzo para controlar la calidad y las exigencias de estos mismos materiales es más uniforme. Esta condición ha llevado a mejoras en materiales de manera gradual unidos al estudio de los fundamentos físicos de los materiales. (3M, 1999; Coltene, 1999)

Los materiales que se dispone actualmente para la confección directa de rehabilitaciones son en general, sistemas en base a: amalgamas, materiales en base a ionómeros, compómeros , ionómeros híbridos, composites, composites empacables, y cerómeros.

Estos materiales se utilizan rutinariamente en forma directa sobre la estructura dentaria y pretenden unirse mediante sistemas de adhesión, tratando con esto impedir o minimizar la microinfiltración. (Ölmez, A, y cols, 1998; Noack M. J., 1998)

Los patrones de comparación normalmente se basan en restauraciones que utilizan el desempeño de un laboratorista dental para generar una estructura fuera de boca, que reproduce la morfofunción una vez llevada a boca. Pero esto implica que se necesitan mayores recursos para costear dicho trabajo, además de requerir de una comunicación que permita al laboratorista y al profesional obtener un resultado satisfactorio común. Por todo esto se requiere destinar un tiempo clínico mayor con el consiguiente aumento de costo relativo.

Como un factor biológico externo se debe tener presente que, el cuidado de los dientes y su ambiente es necesario para la durabilidad de las rehabilitaciones. Por tanto, se considera de importancia las características de higiene que tienen los pacientes para saber, por ejemplo, si los materiales serán sometidos a presencia de ácidos que podrían dañar las estructuras como los composites, o la presencia de arsénico en el agua de consumo que genera el fracaso de las restauraciones de ionómero.

Lo anterior determina también que se deben seleccionar algunos materiales para un tipo de paciente, el cual deberá ser integralmente evaluado, por ejemplo en el caso de presentarse bruxismo. (Touati B., 1998)

De esta forma se puede anticipar si un producto va a ser útil o no y si puede esperarse o no resultados superiores a los que se tienen con los ya conocidos.

Se puede obviar, de esta manera, el probar muchos materiales directamente en boca lo que representa una inversión considerable de tiempo y esfuerzo. La investigación clínica representa el

paso final para la evaluación de materiales, que en laboratorio hayan demostrado tener posibilidades de éxito. (Bader M. y cols., 1996)

Las propiedades físicas y químicas se estudian en todos los materiales. Además se analiza como reaccionan organismos vivos ante su presencia, tanto para operadores como pacientes.

La experiencia clínica y las investigaciones han demostrado que existe una relación entre los resultados clínicos y determinadas propiedades de los materiales, las que han servido de pauta en el perfeccionamiento de los materiales dentales. Todo esto ha llevado al desarrollo de unos requisitos mínimos o especificaciones. El American National Standard Institute y la American Dental Association junto con algunas organizaciones reguladoras federales e internacionales, han establecido más de 50 normas o especificaciones para los materiales dentales, y publican periódicamente “Clinical Products in Dentistry, A Desktop Reference”. Allí aparecen listas de materiales que cumplen los requisitos mínimos de calidad. Esta publicación puede conseguirse en las oficinas de la American Dental Association en Chicago. Estas listas ayudan a seleccionar los materiales para la práctica odontológica y garantizan el control de calidad de los materiales certificados. (Craig R. y cols., 1996)

### 3. Propiedades de los materiales

#### 3.1 Variaciones en las dimensiones:

Para obtener resultados exactos en las restauraciones odontológicas es muy importante que se mantengan las dimensiones durante los distintos procesos, como en la fotopolimerización de composites. El cambio dimensional suele expresarse en forma de porcentaje del volumen o la longitud originales.

$$\frac{l_1 - l_0}{l_0} \times 100 = \%$$

Donde  $l_0$  es medida inicial y  $l_1$  medida final, el % es el grado de contracción lineal transcurrido un lapso de tiempo, las variaciones en el volumen son más difíciles de medir. Normalmente se asume que las variaciones volumétricas equivalen al cubo de la variación lineal de un material. (Craig R. y cols., 1996; Steenbecker O., 1994)

#### 3.2 Variaciones dimensionales térmicas:

Los materiales de restauración experimentan cambios de temperatura en el interior de la boca. Estos cambios producen variaciones en las dimensiones de los materiales, así como en la estructura dental adyacente. Dado que los materiales de restauración no suelen experimentar la

misma expansión térmica que la estructura dental, se produce una diferencia que provoca filtraciones de los líquidos orales entre la restauración y el diente. (Steenbecker, 1994)

Se puede medir la expansión térmica lineal de los materiales determinando la diferencia en la longitud de una muestra a dos temperaturas. Para facilitar la comparación entre los materiales, la expansión térmica lineal se expresa en forma de un coeficiente de expansión de expansión térmica, que se calcula con la siguiente fórmula:

$$\left( \frac{l_{t_2} - l_{t_1}}{l_{t_1}} \right) \div (t_2 - t_1) = \text{Coeficiente de expansión lineal}$$

El primer término de la ecuación convierte el cambio a unidades de longitud y tiempo a unidades de temperatura. El valor representa la variación por unidad de longitud por cada grado que cambia la temperatura. (Craig R. y cols., 1996; Steenbecker O. 1994)

### ***3.3 Conductividad térmica***

Cuantitativamente, los materiales pueden conducir el calor a diferentes velocidades; los metales conducen mejor el calor que los plásticos y las cerámicas. Cuando se sustituye parte de un diente por una restauración metálica (amalgama o aleación de oro), el diente puede experimentar una sensibilidad pasajera a los cambios de temperatura dentro de la boca. Las personas que usan aparatos ortodóncicos o dentaduras acrílicas completas también perciben cambios térmicos diferentes a los que sienten sin esos aparatos (Craig R. y cols., 1996)

La conductividad térmica permite medir la transferencia de calor y se define como el número de calorías que fluyen por segundo a través de una superficie de 1 cm<sup>2</sup> en la que la temperatura desciende 1°C/cm en toda la muestra. Este es un término cuantitativo bastante complicado, pero cualitativamente equivale simplemente a la velocidad de flujo del calor (Craig R. y cols., 1996)

### ***3.4 Propiedades eléctricas.***

Las propiedades eléctricas de mayor interés son galvanismo y la corrosión. El galvanismo es el resultado de la presencia de dos metales diferentes en la boca. Los metales colocados en una solución electrolítica, pasan a dicha solución de forma diferente, por lo tanto cuando se encuentran restauraciones de estos materiales se produce una diferencia de potencial y el paciente experimenta dolor y suele percibir un sabor metálico. Este fenómeno puede producir corrosión cuando restauraciones contiguas son de metales diferentes, cuando el oro se contamina con hierro, también el deslustre que es una reacción superficial de los metales en el interior de la boca a consecuencia de los componentes de la saliva o los alimentos. Es importante destacar que esta propiedades son casi exclusivas de los metales. (Craig R. y cols., 1996)

### **3.5 Solubilidad y absorción.**

La solubilidad de los materiales en la boca y la sorción (adsorción y absorción) de los líquidos orales por los materiales son criterios muy importantes en su selección. A menudo se han efectuado estudios para investigar el comportamiento de los materiales en agua destilada, produciendo a veces resultados que no concuerdan con las observaciones clínicas, ya que en el interior de la boca los materiales están cubiertos por placa bacteriana y, por consiguiente, están expuestos a diversos ácidos y productos orgánicos. La solubilidad y la sorción se dan de dos formas:

- Como porcentaje de peso de material disuelto o sorbido.
- Como peso de material disuelto o sorbido por unidad de superficie (por ejemplo miligramos por centímetro cuadrado).

La absorción consiste en la captación de líquido por el sólido, por ejemplo, la absorción acuosa en equilibrio de los acrílicos es del 2%, aproximadamente. La adsorción indica la concentración de moléculas en la superficie de un sólido o un líquido, por ejemplo, la adsorción de componentes salivares a nivel de la superficie de la estructura. (Craig R. y cols., 1996 ; O'Brien W., 1997)

### **3.6 Humectabilidad**

La humectabilidad de los sólidos por los líquidos es un factor importante en odontología, como ejemplos podemos citar la humectación salival de los plásticos usados en las bases de las dentaduras, la humectación del esmalte dental por los selladores de fosas y fisuras, la humectación de las gomas de impresión o por las mezclas acuosas de yeso y la humectación de los patrones de cera por los recubrimientos dentales.

La humectabilidad de un sólido por un líquido puede observarse estudiando la forma que adquiere una gota de líquido en la superficie del sólido. La forma de las gotas queda definida por el ángulo de contacto  $\theta$ , por los ángulos de unión entre las gotas y la superficie sólida y por la línea tangente a la superficie del líquido en la periferia de las gotas. (Craig R. y cols., 1996; O'Brien W., 1997)

Si el ángulo de contacto es reducido, el líquido humedece fácilmente el sólido y si el líquido es agua se denomina hidrófilo. Si el ángulo de contacto supera los 90 grados, el líquido humedece poco el sólido, entonces se denomina hidrófobo. (Craig R. y cols., 1996; O'Brien W., 1997)

El grado de humectación depende de las energías superficiales relativas de los sólidos y los líquidos y de su atracción intermolecular. Los sólidos con mucha energía y los líquidos con poca energía producen una buena humectación; por consiguiente, los líquidos suelen humedecer bien los sólidos de mayor energía. Por otra parte, los líquidos se retraen sobre los sólidos de menor energía, como la cera, el teflón y muchos polímeros. Se puede reducir el elevado ángulo de contacto del agua sobre estos sólidos añadiendo al agua un agente humectante como un detergente, para reducir la

tensión o energía superficial. En nuestro estudio esta propiedad es importante para los cementos y sistemas adhesivos. (Craig R. y cols., 1996)

### 3.7 Propiedades mecánicas

Para comprender la importancia de las propiedades mecánicas de los materiales dentales es necesario conocer la magnitud de las fuerzas de mordida. Las fuerzas máximas de mordida disminuyen de los molares a los incisivos, siendo la fuerza media de mordida en el primer y el segundo molares unas 130 libras, mientras que la fuerza medias en los bicuspídeos, monocuspídeos e incisivos son de unas 70, 50 y 40 libras. En unidades internacionales estos valores equivalen a 578, 311, 222 y 178 newton (N), respectivamente. (Craig R. y cols., 1996)

#### Tensión.

Cuando se aplica una fuerza sobre un material, éste opone una resistencia a la fuerza externa. La fuerza se distribuye en una superficie, y se denomina tensión al cociente de la fuerza y la superficie:

$$tensión = \frac{Fuerza}{Superficie}$$

Por consiguiente, para una fuerza determinada, cuanto menor sea la superficie sobre la que actúa, mayor será la magnitud de la tensión.

Cuando una fuerza actúa sobre un material puede generar diferentes tipos de tensiones: compresión, tracción y cizallamiento.

Un material experimenta una tensión compresiva cuando se aprieta o comprime dicho material, y una tensión por tracción cuando se tira del mismo. La tensión por cizallamiento se produce cuando se fuerza una parte (plano) del material a deslizarse sobre otra. Estos tipos de tensiones permiten valorar las propiedades de los materiales. (Craig R. y cols., 1996, Steenbecker O, 1994)

#### Distorsión.

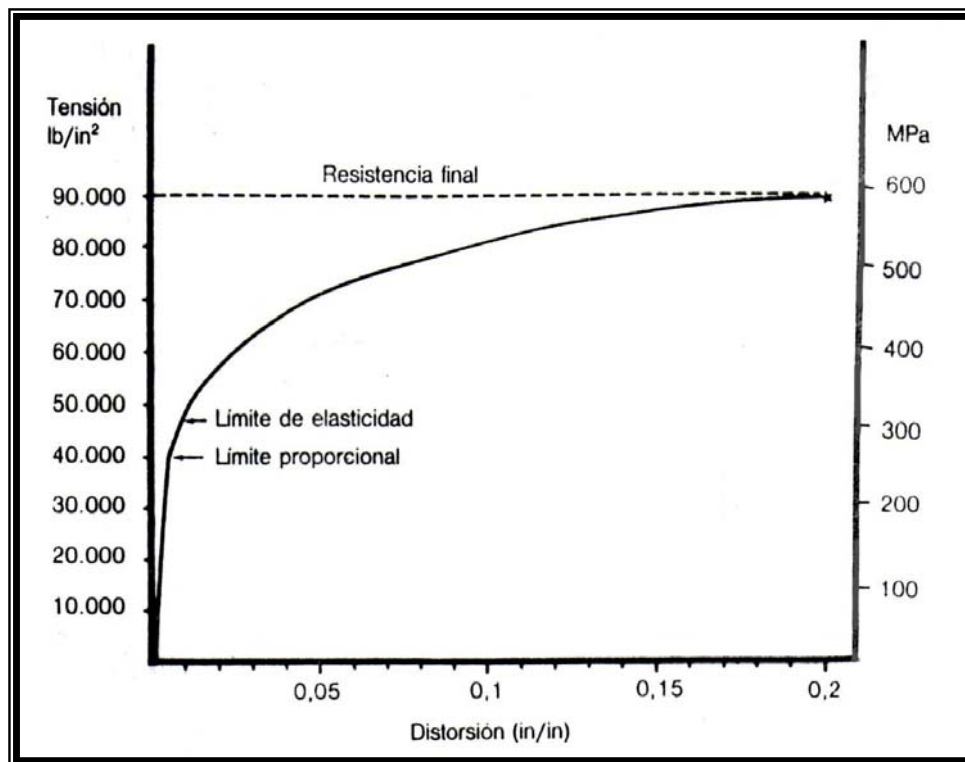
Es el cambio de longitud, o la deformación por unidad de longitud, que se produce cuando un material soporta una tensión. ( Steenbecker O, 1994)

$$distorsión = \frac{deformación}{longitud}$$

La distorsión se visualiza más fácilmente que la tensión, ya que se puede observar directamente. Las dimensiones de distorsión no tienen unidades, siendo igual el valor independientemente de que se emplee el sistema métrico o el inglés. Algunos productos de odontología, como los materiales de impresión de caucho, experimentan una distorsión considerable al aplicarles una tensión; otros, como las aleaciones de oro o el esmalte dental, se deforman poco con la tensión.

### Curvas tensión-deformación o tensión-distorsión

Es un método adecuado para comparar las propiedades mecánicas de los materiales consiste en aplicar diferentes fuerzas a un material y determinar los valores de tensión y distorsión correspondientes. (*Esquema n°1*)



*Esquema n° 1*

**Límite proporcional y el límite de elasticidad:** indican la tensión a partir de la cual un material deja de comportarse como un cuerpo elástico. El material se deforma permanentemente por encima de este último valor. El límite proporcional es el valor de la tensión a partir del cual la curva de tensión - distorsión deja de ser lineal o el cociente tensión - deformación deja de ser proporcional. El límite de elasticidad es siempre algo mayor que el límite proporcional (*Esquema n°1*). (Steenbecker O, 1994; Craig, 1996)

Estas propiedades son especialmente importantes, ya que se puede considerar que una restauración ha fracasado clínicamente cuando se produce una deformación permanente significativa, aunque el material no se rompa. Se dice que los materiales se comportan como cuerpos elásticos por debajo de los límites proporcional o de elasticidad, y como cuerpos plásticos por encima de esos valores. (Steenbecker O, 1994; Craig R. y cols., 1996)

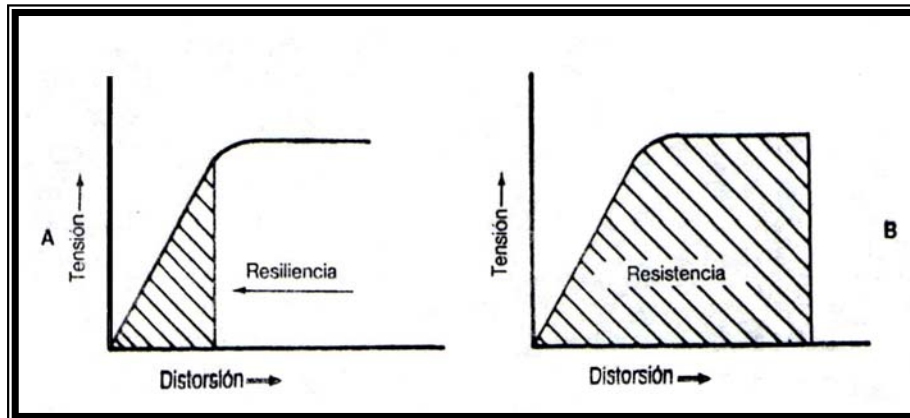
**Módulo elástico:** Es una medida de la rigidez de un material y no es raro que alcance valores muy elevados. La rigidez es muy importante a la hora de elegir los materiales de restauración ya que no conviene que se produzcan grandes deformaciones bajo el efecto de las fuerzas (O'Brien W., 1997). Es una constante que se calcula por el cociente entre la tensión aplicada y la distorsión producida y se mide en unidades de presión, el cálculo se efectúa bajo el límite proporcional (*Esquema n°1*). (Steenbecker O, 1994)

**Resistencia final:** Si se aplican fuerzas cada vez mayores sobre un material se alcanza finalmente una tensión a la que el material se rompe o se fractura. Si la fractura se debe a la tracción, esta propiedad recibe el nombre de resistencia a la tracción, y si se debe a la compresión, recibe el nombre de resistencia a la compresión. (*Esquema n°1*)

Las resistencias de un material a la tracción y a la compresión pueden diferir notablemente. Los materiales como el esmalte humano, la amalgama y los composites presentan diferencias notables, y son más resistentes a la compresión que a la tracción. (Craig R. y cols., 1996)

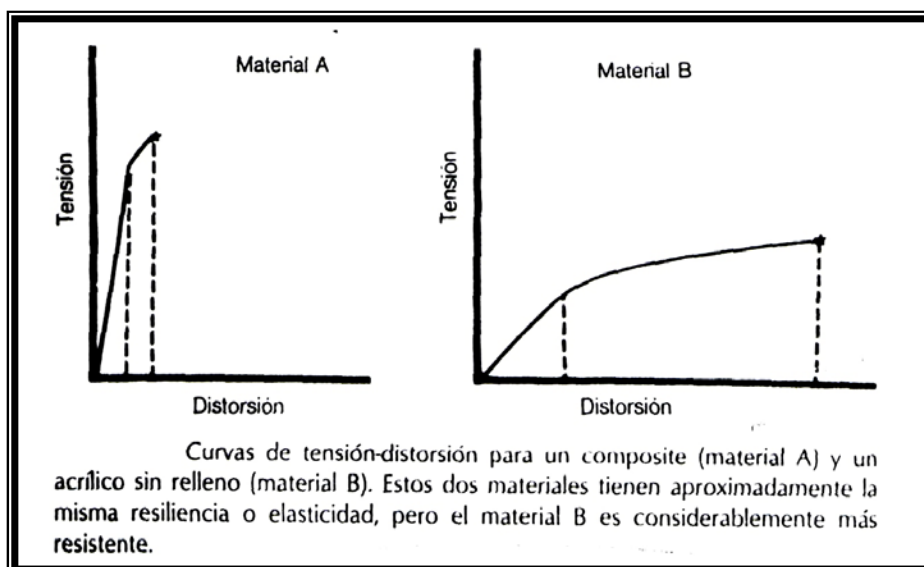
La unión entre dos materiales suele medirse durante la tracción o cizallamiento, y se expresa como la tensión necesaria para romper dicha unión. Dependiendo del sistema, la unión puede ser química, mecánica o mixta. La unión entre los dientes acrílicos y las bases de dentaduras acrílicas es fundamentalmente de tipo químico y suele superar las 5.000 lbs/in<sup>2</sup> (34 Mpa) medidos durante la tracción. Por otra parte, la unión entre los composites y el esmalte dental grabado con ácido es fundamentalmente de tipo mecánico y tiene un valor del orden de 3.500 lbs/in<sup>2</sup> o 24 Mpa en tracción. También existen adhesivos para unir los composites a la dentina que tienen una fuerza adhesiva de 700 a 3.500 lbs/in<sup>2</sup> o 5-24 Mpa. Se ha podido comprobar que esta unión se debe a la difusión del adhesivo por la capa superficial de la dentina grabada. (Craig R. y cols., 1996)

**Resiliencia y resistencia:** Se denomina resiliencia o elasticidad a la energía necesaria para deformar permanentemente un material y resistencia o tenacidad a la energía necesaria para fracturarlo, área bajo la curva tensión deformación. (*Esquema n°2*)



Esquema n° 2

Estas dos propiedades son más complejas que la fortaleza o la deformación, ya que su magnitud representa el producto de la tensión y la deformación. Dos materiales pueden tener la misma resiliencia, pero mientras uno tiene un límite de elasticidad elevado y una deformación correspondiente baja, el otro puede tener un límite de elasticidad elevado bajo y una deformación correspondiente elevada. Esos dos materiales pueden ser los composites y los acrílicos sin relleno, que tienen una resiliencia aproximada de 100 pulgadas - libras/pulgada cúbica ( $7 \text{ cm}\cdot\text{kg}/\text{cm}^3$ ) y diferencias notorias en su límite de elasticidad. Tampoco es fácil cuantificar la resistencia; por ejemplo, aunque los composites tienen límites de elasticidad considerablemente mayores que los acrílicos sin relleno, estos últimos pueden deformarse mucho más antes de romperse, ya que son más resistentes que los composites (Esquema n° 3). (Craig R. y cols., 1996)



Esquema n° 3



### **Curvas de distorsión - tiempo.**

Las curvas de tensión - distorsión tienen importancia para aquellos materiales en los que la distorsión no depende del tiempo que actúe una fuerza. Sin embargo, para aquellos en los que la deformación depende del tiempo que se mantenga la carga, las curvas de distorsión - tiempo son de mayor utilidad que las de tensión - distorsión para poder explicar sus propiedades. Como ejemplos de materiales cuyo comportamiento depende de la duración de la distorsión podemos citar los materiales de impresión de alginato y caucho, la amalgama dental y la dentina humana. (Craig R. y cols., 1996)

### **Dureza**

Se considera que un material es duro si resiste fuertemente al corte de un material duro, como el diamante. Cabría esperar que la dureza guardase relación con el límite de elasticidad; sin embargo, esta propiedad es compleja y en general no existe relación directa entre ambos parámetros. La única excepción está en la comparación de materiales del mismo tipo, como una serie de aleaciones de oro similares. (Craig R. y cols., 1996)

Generalmente, para indicar la dureza de los materiales dentales se emplea la escala de dureza Knoop. Para los composites se puede usar la escala de dureza de Rockwell. (Craig R. y cols., 1996)

El índice de dureza de Knoop se consigue midiendo la longitud de la diagonal mayor del corte producido por un indentador de diamante piramidal y calculando el número de kilogramos que se necesitan para obtener un corte de  $1\text{mm}^2$ . Por consiguiente, cuanto mayor sea la muesca, menor será la dureza. (Steenbecker O. 1994).

Para averiguar el índice de Rockwell se suele practicar una muesca con una bola de acero y medir la profundidad de la indentación. La bola que se utiliza para los composites en la prueba de Rockwell tiene un diámetro de 1,25 cm, y es intencionalmente grande para que actúe sobre ambas fases del composite. (Craig R. y cols., 1996)

### **Propiedades dinámicas.**

Las propiedades que hemos descrito hasta ahora pertenecen a la categoría de propiedades estáticas, debido a la velocidad relativamente lenta de aplicación de la carga. También tienen importancia en odontología las propiedades de los materiales a velocidades de carga extremadamente elevadas, como las que se producen durante un impacto. Se clasifican como propiedades dinámicas.

Las más importantes son el módulo dinámico y la resiliencia dinámica. El módulo dinámico mide la rigidez del material frente a cargas muy rápidas, y es importante en los materiales para protectores bucales, cuyas propiedades mecánicas dependen de la velocidad de la distorsión. La resiliencia dinámica mide la energía absorbida durante distorsiones muy rápidas, como la producida por un golpe sobre el protector bucal de un deportista. (Craig R. y cols., 1996)

## 4. Requisitos de la odontología restauradora

Para realizar un análisis de los materiales necesarios para la confección de la PFU, sabemos que debemos restaurar una serie de formas y funciones de la aparatología de tal forma que se mejore o restablezca la salud del sistema.

Para esto es fundamental que nuestra restauración cumpla los requisitos básicos de una aparatología: estético, biológico, mecánico, higiénico y funcional. Además debe presentar anclaje, concepto relativo cuando se trabaja con cementación adhesiva, y estabilidad funcional (Apunte Cátedra Prótesis Fija 1996).

## 5. Selección de material

Después de lo anteriormente expuesto y pensando en el tipo de aparatología que queremos realizar, deberemos evaluar los distintos materiales de acuerdo a dos criterios

### 5.1 Criterio objetivo

- Propiedades físico mecánicas adecuadas (las más importantes para PFU): Dureza, una resistencia adecuada al estrés masticatorio, al desgaste, al cizallamiento, traccionales, compresivas y cohesivas, coeficiente de expansión térmica lineal, estabilidad dimensional. (Coltene, 1999 ; 3M, 1999 ; Dionysopoulos P., Watts D., 1989 ; Keltjens, T. J. Y cols., 1999; Xiaoqiang Hu y cols., 1999 ; Yap A. U. J. y cols., 1999).
- Propiedades químicas: Resistencia a la corrosión y a la hidrólisis. (Keltjens, T.J., 1999; Raskin A. y cols., 1999; Scheibenbogen-Fuchsbrunner A. y cols., 1999)
- Propiedades biológicas: Material biocompatible y que proteja el remanente dentario.

### 5.2 Criterio subjetivo

- No requiera laboratorio:
  - Por economía de recursos para el clínico.
  - Ahorro de tiempo total.
  - Evitar problemas de comunicación, y elaboración en laboratorio.
  - Evitar acumulación de errores sucesivos de los métodos indirectos comunicacionales.
- Estética: Concepto subjetivo de acuerdo a la capacidad de mimetismo o de imitar el color y forma de la aparatología.
- Durabilidad: Depende de múltiples factores físicos y químicos, así como, de la manipulación del operador y la función a que lo someta el paciente.
- Economía: Siempre es deseable disminuir el costo de la aparatología para hacer más accesible dicho tratamiento.

- Facilidad de manipulación.

De aquí queda en claro que todos los materiales que requerimos para nuestro estudio deben ser manipulados por el clínico y carecer de una tecnología específica que implique un gran costo en equipos asociados al material o una técnica muy complicada. Tiene que ser un material con el que se pueda contar en toda clínica, además de ser estético y resistente como para cumplir los requisitos de una prótesis fija unitaria. Con todo lo expuesto anteriormente podríamos quedarnos con materiales plásticos, como la amalgama, pero esta, a pesar de sus excelentes propiedades físicas, tiene un gran problema, no es estética. (Xiaoqiang Hu y cols, 1999; Yap A.U.J. y cols, 1999)

Después están los ionómeros los cuales son descartados por la misma razón que la amalgama, además de presentar problemas en cuanto a las propiedades físicas y mecánicas. Esto reforzado con el hecho de que tienen en general problemas de manipulación.

Si avanzamos en el proceso de selección quedan las resinas y dentro de ellas materiales con propiedades similares. Hablamos de tres grandes grupos los composites, los compómeros y los cerómeros.

Los cerómeros, si bien tienen propiedades excelentes, son de un costo mayor.

Los compómeros, comparados con los composites tienen menor capacidad estética por falta de colores y problemas de pulido, además de presentar menores propiedades mecánicas que los composites. (El-Kalla, García-Godoy F.,1999)

Por lo tanto se seleccionan los composites, como material de elección no por que sean muy buenos, si no por que cumplen con requisitos que, para el estudio, se consideran importantes ya que no todos las propiedades mencionadas anteriormente tienen el mismo grado de importancia. Es importante principalmente la capacidad estética del material; las características objetivas antes mencionadas, el costo y facilidad de manipulación.

Después de una exhaustiva investigación bibliográfica tendiente a buscar el composite ideal se descubrió que genéricamente no existen grandes diferencias entre ellos.

En la realización de la línea de investigación nos enfrentamos a la problemática que se requiere más información in vitro para poder realizar una experimentación in vivo.

## **6. Biomecánica de prótesis fija unitaria periférica completa simple de composite en dientes**

El diseño clínico dentario sigue distintas razones teóricas, consta de una preparación clásica para PFUPCC metal - cerámica donde se redondean los ángulos internos en el perímetro cervical para eliminar tensiones. El diseño con una conicidad en 6° si bien no estaría justificado , por el hecho de realizar cementación adhesiva, ayuda a la retención, sirve para distribuir mejor las cargas, de una

manera mas uniforme, y para poder realizar la aparatología sobre un modelo y después cementarla en boca. Al ser ligeramente expulsiva y tener un eje de inserción permite su correcta manipulación. Además por ser un material de tipo directo requiere un grosor determinado, el cual fue escogido basándose en dos evidencias teóricas:

- El grosor máximo permitido en una preparación para PFUPC clásica es de 2mm. por motivos biológicos , mecánicos y estéticos.(Schillimburg y cols., 1981)
- En un material de tipo resinoso indirecto reforzado, como lo es el sistema de cerómeros Targis/Vectris, la recomendación es de un grosor de 1.5 (Touati B, Miara P., 1998), y si pensamos que dichos materiales tienen una resistencia mayor, se tuvo que aumentar el grado de desgaste al máximo el cual esta descrito en el punto anterior.

## 7. Referencias de estudios in vitro

Los materiales normalmente sufren cambios durante la compresión desde una etapa inicial que absorben una carga y comienzan a deformarse de forma proporcional y después sufren una deformación elástica, luego llegan a una deformación permanente o plástica, y al final llegan a su límite de ruptura y se rompen, los dientes soportan la carga y los materiales en contacto con ellos se fracturaban y posteriormente se fracturaban los dientes o sustancia dentaria subyacente, debido a que los materiales que estaban sobre el diente tenían una resistencia a la compresión inferior a la del diente. (Craig R. y col., 1996; Leevailoj C. y col., 1998)

Además, al realizar un estudio de cargas lo mejor sería orientar las fuerzas para tratar de asimilarlo a lo que sucede en boca. Se encontró que en un cefalograma el ángulo interincisivo es de 135° en conjunto, lo que corresponde a 45° medido desde el eje axial del anterosuperior, (*Fig. 45*) . (Enlow D.,1982; Moyers R.,1976; Libman W., Nichols J., 1995)

Los materiales revisados en la investigación bibliográfica nos muestran una serie de datos que al compararlos denotan una variabilidad baja de características físico mecánicas y químicas de ellos, lo que nos permite considerar el uso de los composites independiente de la marca.

## III OBJETIVOS

---

### 1. Objetivo General

Evaluar prótesis fija unitaria periférica completa simple de composite

### 2. Objetivo Específicos

- Evaluar el comportamiento de la prótesis fija unitaria periférica completa simple de composite, cementada con método adhesivo, frente a cargas compresivas en 45° respecto del eje mayor del diente , utilizando un contacto puntiforme.

### 3. Hipótesis

**Se utilizará como hipótesis**

“Los dientes restaurados con prótesis fija unitaria de composites resisten menos que la estructura de dientes naturales que subyace a la aparatología”

### 4. Definiciones operacionales

- **Aparatología:** Es una prótesis fija unitaria periférica completa simple de composite.
- **Cuerpos de prueba:** Dientes extraídos montados en acrílico restaurados con PFUPCS de composite que fueron sometidos a ensayo mecánico (*Fig.46*).
- **Cofia:** Primera capa de composite que cubre las paredes axiales
- **Espatulado:** Es el proceso mediante el cual se homogenizan 2 pastas de diferente composición química generando un íntimo contacto.
- **Estructura que subyace bajo la aparatología:** Corresponde al tejido dentario de la preparación biomecánica sobre la cual se cementa la PFUPCS de composite y la raíz del diente.
- **Fotopolimerización:** Corresponde al proceso de polimerización de el material según las pautas del fabricante, en este caso usando Brilliant™ de Coltene™.
- **Instrumental rotatorio:** elemento conectado a un sistema impulsor motor con que el odontólogo prepara cavidades, desgasta o pule tejido dentario o restaurador por medio de corte o roce.
- **PFUPCS:** Es una Prótesis fija unitaria periférica completa simple.
- **Preparación:** Corresponde al desgaste de la superficie del diente de acuerdo a una pauta rígida que permite un grosor adecuado del material que después se colocará para tener la resistencia que se ofrece de fábrica.

## 5. Limitaciones

- Todos los dientes que utilizaremos son extraídos, sanos, de diferentes tamaños del mismo sector de la boca (anterior superiores) presentan anatomía y volúmenes de estructura dentaria diferentes.
- La data de extracción de los dientes es diferente pues son obtenidos desde un banco de dientes que no tienen catalogados la fecha de extracción.
- Los dientes son de personas de edades diferentes, por lo cual no todos tienen la cámara pulpar del mismo tamaño.
- El composite y el cemento son de distinta marca.

## 6. Delimitaciones

El estudio comprende las siguientes poblaciones:

- Dientes anterosuperiores extraídos preparados y restaurados con una PFUPCS de composite.
- Estas prótesis serán cementadas con cemento adhesivo.

## IV MATERIALES Y MÉTODOS

---

### 1. Universo y muestra

El universo de estudio son los dientes extraídos antero superiores preparados para PFUPCS de composite, la muestra que se sacó fue un número de dientes que representa aleatoriamente al universo, como estamos dentro de un estudio del ámbito biológico se ajusta el análisis estadístico respetando las variabilidades normales, por tanto se proyecta un “n” que permita un análisis de proporciones binomiales ajustado para curva normal. La muestra no debe ser muy baja, lo cual es evaluado por un estadístico que evalúa, la cantidad de datos y la posibilidad de efectuar el test de acuerdo a la variabilidad de estos.

En el estudio se utilizó una muestra de 41 dientes.

### 2. Montaje de cuerpos de prueba

Se montaron 41 dientes en poliedros de acrílico transparente (*Fig. 1*). Se preparó acrílico transparente en un vaso dappen, agregando gota a gota monómero sobre el acrílico hasta que este estuviera en consistencia arenosa. Se espero hasta que estuviera en estado plástico, conformando un poliedro de acrílico con los dedos (*Fig. 2*), el cual incluía la raíz del diente de tal forma de dejar el crévice visible (*Fig. 3*). Los poliedros fueron alisados con un pimpollo metálico de manera que las paredes fueran paralelas al eje mayor del diente.

A cada diente se le asignó un número, para poder ordenar las mediciones en las tablas correspondientes.

### 3. Preparación dentaria

La preparación dentaria fue realizada con una piedra de diamante troncocónica extra larga de punta redondeada ISO 023, siendo realizada por un solo operador.

La preparación para PFUCS tiene las siguientes características:

- Un escalón con ángulos redondeados en todo el perímetro cervical de la preparación.
- La pared vestibular (los 2 tercios cervicales de la preparación) tiene una conicidad en 3° con respecto al eje mayor del diente, al igual que la pared cingular del diente.
- Las paredes proximales son paralelas en 3° con respecto al eje mayor del diente.
- La pared palatina y la vestibular tercio incisal mantienen la angulación anatómica.
- El desgaste en la preparación es de app 2 mm.

Después de ser realizadas las preparaciones se midieron los altos, anchos mesiodistales, y grosores de cada cuerpo de prueba, mediante el uso de un escalímetro Vernier Calipers. El volumen aproximado se calculó como si fuera un paralelepípedo. Alto x ancho x grosor. Se realizó de esta forma con todos para poder compararlos, aún sabiendo que la forma del muñón es irregular y la única forma de comparar volúmenes sería por desplazamiento de líquidos en una fuente calibrada (*Fig. 8*).

#### 4. Confección de aparatología

Los dientes después de tallados fueron sometidos a la confección de la corona de composite, usando Brilliant/Dentin™ de la fábrica Coltene™ (*Fig. 7-8*) color A 3.5, el cual se fotopolimeriza 1mm 30'', 2mm 40'' y 3mm 70'' según especificaciones del fabricante. Para fotopolimerizar se utilizó una lámpara halógena 3M™ modelo Curing Light 2500, a la cual se le incorporó un condensador, fabricado para el estudio, en la punta. Este fue hecho con un envase porta rollos fotográficos forrado con papel aluminio con el objetivo de evitar una dispersión de la luz que pueda ser nociva para el operador. (*Fig. 4-5 -6*).

La confección fue efectuada mediante los siguientes pasos:

- Se confeccionó inicialmente una cofia de composite cubriendo las paredes axiales (*Fig. 9-10-11-12*).
- Posteriormente se comprobó el adecuado retiro de la cofia de la preparación, manipulándose desde los márgenes con instrumental (*Fig. 13*).
- Se reposicionó la cofia y se comenzó a agregar composite en la superficie de la cofia. La primera capa consiste en el composite cervical el cual se agrega tratando de lograr un buen ajuste al perímetro (*Fig. 14*).
- La segunda capa corresponde a una banda de composite que se extiende desde vestibular a palatino por el medio del diente de tal forma que se obtenga la anatomía inicial del diente para generar el grosor adecuado de material de 2mm (*Fig. 11*).
- Se rellenó los demás espacios tratando de asegurar los 2 mm. de grosor.
- Se agregó composite en proximal y en palatino y vestibular para dar la forma anatómica (*Fig. 15*).
- Fotopolimerizado entre capas 40 seg., fotopolimerizado final 40 seg, según especificación del fabricante.
- Una vez terminado la colocación de material se realizó un acabado mediante instrumental rotatorio y luego un pulido con Discos Soflex 3m™ (*Fig. 16-17-18*).
- Una vez pulido se comprobó el ajuste, y se analizaron los límites, posteriormente se procedió a la cementación (*Fig. 19-20-21*).



## 5. Cementación

Los dientes con la PFUPCS ya confeccionada fueron sometidos al proceso de cementación adhesiva con el kit cemento dual RELIX™ de 3M™ (*Fig. 22*), el kit incluía además al adhesivo multipropósito Singlebond™ de 3M™ (*Fig. 24*). Posteriormente se siguió las indicaciones del fabricante, el cual se compone de las siguientes etapas.

- Se preparó la superficie de la preparación y la cara tisular de la aparatología con ácido fosfórico al 37%, durante 15 “ (*Fig. 23*).
- Se lavó la superficie de la preparación y la cara tisular de la aparatología con agua en spray por 10” (*Fig. 25*). Se secó con aire, sin desecar.
- Se colocó dos capas consecutivas de SingleBond™ de 3M™, mediante los tips que vienen incluidos en el set, en la superficie de la preparación y en la cara tisular de la aparatología, se secó por 5 seg. (*Fig. 26-27*).
- Se fotopolimerizó por 60’’ (*Fig. 28*).
- Se proporcionó la cantidad de cemento necesario para la cementación de una PFU en dientes anteriores que, de acuerdo al fabricante, es de 3 porciones (*Fig. 29*).
- Se espatuló el cemento por 10’’. Sobre un papel, con ayuda de una espátula para cemento (*Fig. 30*).
- Se colocó una fina capa de cemento en la cara tisular de la aparatología (*Fig. 31*).
- Se posicionó lentamente la aparatología en la preparación (*Fig. 32*).
- Se retiraron los excesos del cemento (*Fig. 33*).
- Se fotopolimerizaron los márgenes por 40’’
- Se esperó el final de la polimerización por 10’ (*Fig. 34*). (Relix 3M, 1999)

## 6. Ensayo mecánico

Posteriormente los cuerpos de prueba (*Fig. 46*) se llevaron al ensayo de cargas en una máquina Instron, (UTFSM) (*Fig. 35-36*). Para realizar el experimento se colocaron los dientes montados en una prensa que se ángulo en 45° con respecto a la vertical, de tal forma que el cuerpo sometido a cargas fue colocado en 45° con respecto a una esfera que es la cual generará la carga sobre el cuerpo de prueba (*Fig. 38*).

La máquina Instron permitió tener un control de la carga que fue registrado con una aguja inscriptora en un papel milimetrado continuo, entregando la información de los kilogramos fuerza que se están aplicando a la estructura. La escala fue calibrada en 200 kg fuerza en todo el ancho del papel (*Fig. 37*).

Una vez posicionado el diente en la prensa y esta ajustada, se colocó bajo la esfera y se hizo una elevación de la base de la prensa la que se lleva hasta un contacto mínimo, denominado precarga, de aproximadamente 5kg fuerza. La esfera generó un contacto de aproximadamente  $1\text{mm}^2$  (Fig. 39-41-43).

Luego se activó el sistema de carga automático, mediante este se va realizando una carga continua, creciente que va siendo registrada por la púa inscriptora. El registro de la púa se produce debido al paso homogéneo, creciente de electricidad dentro de una bobina, que produce un aumento de temperatura predecible, el cual expande una aleación, la que genera la carga sobre el cuerpo de prueba al ser transmitida por la esfera.

## 7. Plan para recolección de datos

Se determinó mediante la caída de la carga demostrada por la púa inscriptora en el panel de control de la máquina Instron, una cámara de vídeo adecuadamente colocada, además de la observación directa del cuerpo de prueba, si la fractura ocurría en el composite, en el muñón o la raíz del diente.

Se confeccionaron tablas previo a la recolección de los datos, con el fin que al registrar los resultados, para que esto fuera sencillo y fácil de interpretar posteriormente.

### 7.1 Calibración de las observaciones

Se uniformaron los criterios de las observaciones definiendo los siguientes parámetros:

- Si se observó rasgos de fractura o fractura total de la corona de composite manteniéndose indemne el interior, o sea el muñón no ha sufrido problemas, se considera fractura del composite (Fig. 40).
- Si se desalojó el muñón con la corona íntegra o una leve fractura de ésta, o se produjo un movimiento en masa de la zona en contacto con respecto a la zona cervical del diente estando el composite íntegro se considera fractura del muñón (Fig.42).
- Si se produjo un desplazamiento de la corona estando la aparatología íntacta, se considera fractura de la raíz del diente.
- También en algunos casos se produjo una fractura total, o sea, composite más estructura subyacente,.

Una vez cargados, todos los cuerpos de prueba se clasificaron en alguno de los parámetros antes mencionados. Se recopilaban los datos de fuerza y tipo de fractura en una tabla adecuada.

Se registraron los tiempos de confección en la totalidad de los cuerpos de prueba, mediante el uso de un cronómetro digital, y se promediaron los tiempos. Se registró la cantidad de composite que fue utilizado y se promedió, relacionándolos con las coronas confeccionadas, aproximando el rendimiento de los materiales.



## V RESULTADOS

## 1. Tablas de Resultados

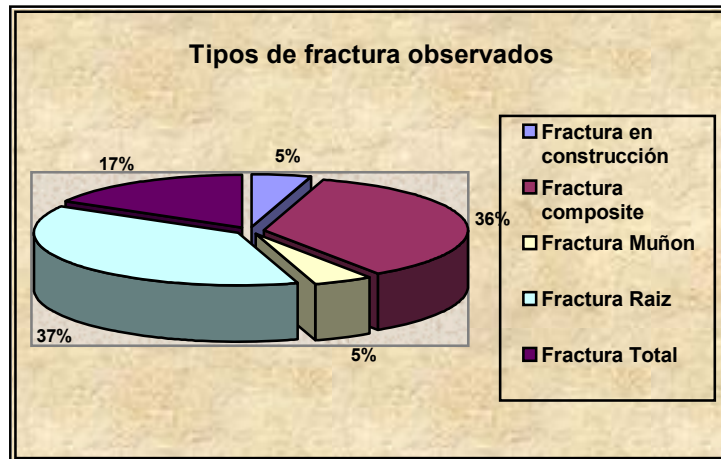
Tabla n° III: Para dientes coronados

N° diente	Medidas del Muñón Tallado Sano (mm)				Resistencia a fractura en Kg fuerza			
	Alto	Ancho M-D	Grosor	Volumen	Composit	Muñón	Raíz	Todo
1	7.5	4.2	3.8	119.7	73			
2	7.8	4.5	5.2	182.52		24		
3	6	3.7	4.41	97.902				119
4	7.39	4.32	6	191.5488	110			
5	7	3.5	5.6	137.2			110	
6	6.4	3.5	6.5	145.6				124
7	6	2.5	4.21	63.15				109
8	6.5	4.2	4	109.2			28	
9	10	5.6	7.6	425.6	31			53
10	7	3	4	84			60	
11	8.34	4	5.5	183.48		100		
12	9	4.2	6.66	251.748	100			
13	8	3.16	5.4	136.512	66			
14	7.4	3.7	6.08	166.4704			82	
15	6.48	3.8	5.4	132.9696				53
16	6.58	4.6	6	181.608	98			
17	7.7	4	6.2	190.96			46	
18	8.4	3.4	6.1	174.216			40	
19	6.68	3.6	5.5	132.264			52	
20	8.4	4.4	6.4	236.544	69			
21	9	3.6	5.6	181.44	55			
22	5.5	3.7	5.2	105.82	40			
23	6.3	3.7	6.3	146.853	87			
24	7.4	4	5.9	174.64			25	
25	5	4	4	80			37	
26	6.5	6	5.7	222.3	37			
27	7	5	6.5	227.5				105
28	5	3.3	5	82.5			70	
29	8	4	7.1	227.2	140			
30	5	3.5	7	122.5			58	
31*	7	3.8	6.28	167.048	*	*	*	*
32	6.8	3.4	4.2	97.104			29	
33	4	2.5	3.6	36				62
34	6.5	4.5	5.2	152.1			40	
35	6.18	2.5	6	92.7	51			
36	5	5	5	125	66			
37	5.9	4.3	4.6	116.702			22	
38	5	4	4.3	86			43	
39	5.6	3.9	5	109.2			50	
40	6.3	4	5.7	143.64	43			
41*	6.5	4	5.8	150.8	*	*	*	*

\* Sufrieron fractura durante la confección.

Las observaciones fueron graficadas de la siguiente manera

**Gráfico n° 1**



De las observaciones del gráfico n° 1 se puede extraer que:

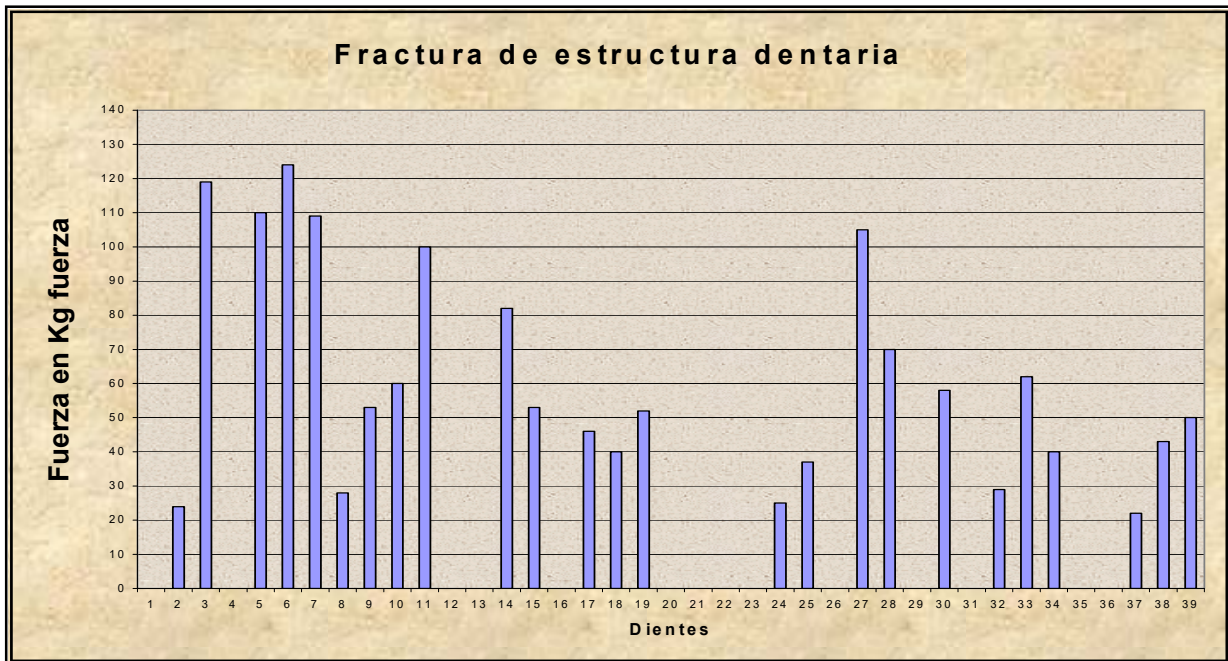
- El 4,87% de los dientes sufrió fractura en el proceso de construcción de la aparatología.
- En el 36,58% de los casos ocurrió la fractura del composite.
- En el 5,87% de los casos ocurrió fractura del muñón.
- En el 39,02% de los casos ocurrió fractura de la raíz.
- En el 17,07% de los casos ocurrió fractura de toda la aparatología.

**Gráfico n° 2**



Este gráfico muestra las resistencias de las coronas en las cuales se fracturó el composite.

Gráfico n° 3



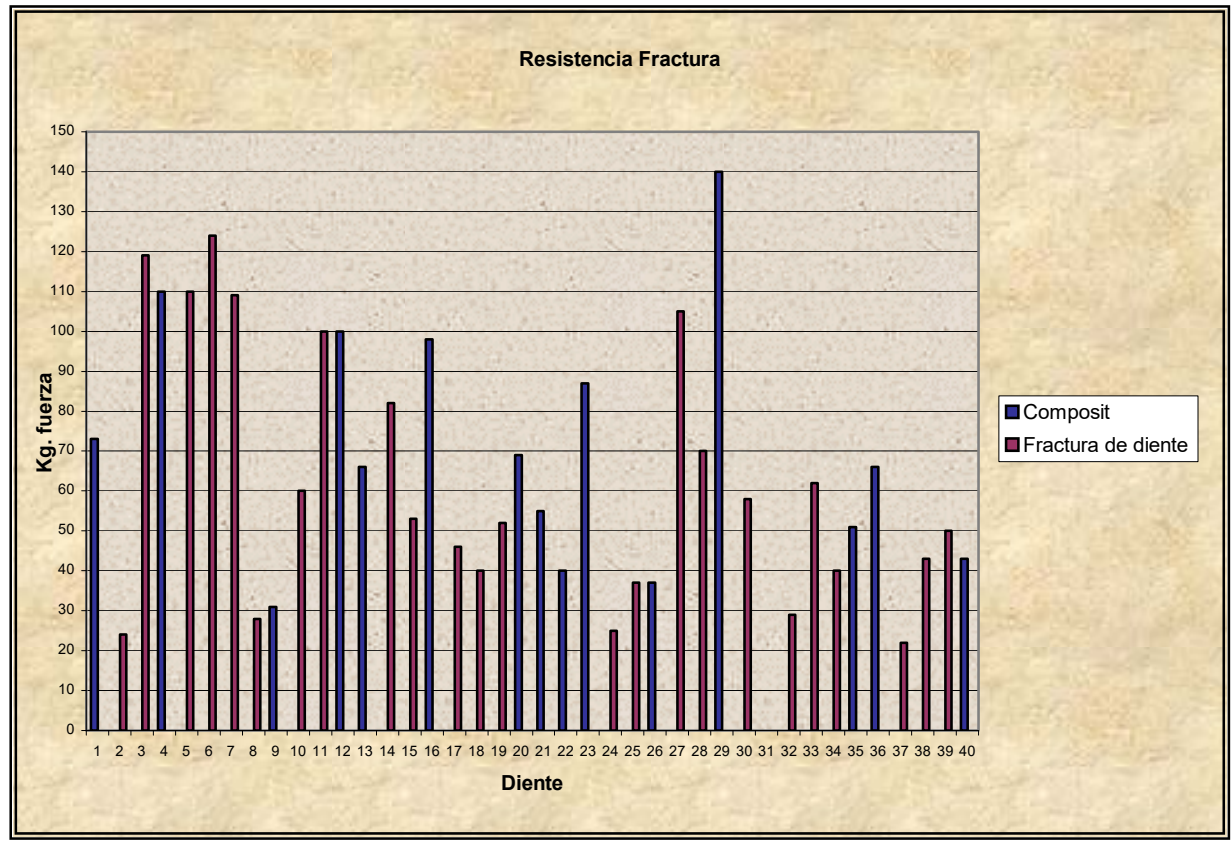
Este gráfico muestra las resistencias obtenidas en los dientes que sufrieron fractura de la estructura que subyace a la aparatología.

Al realizar el experimento se cuantificaron los tiempos de trabajo en la confección de las aparatologías, considerando tiempos totales de manipulación, de la totalidad de los composites.

Tabla n° IV: Tiempos de ejecución

Etapa clínica	Tiempo total de ejecución
Confección de 41 preparaciones	643,7 minutos
Confección de coronas de composite de 39 dientes	803,6 minutos
Tiempo total de cementación de 39 coronas	390 minutos
Composite total utilizado en las 39 coronas	7.5 jeringas (30 gramos)

Gráfico n° 4



El gráfico n° 4 representa los resultados que fueron ocupados para el análisis estadístico del test de proporción binomial.

## 2. Análisis de los resultados

### 2.1.-Comportamiento de PFUPCS de composite.

#### 2.1.1. Prueba estadística de ensayo de Resistencia

(Dócima e Hipótesis: con prueba estadística en relación a una Curva Normal standard; Intervalo de confianza y prueba de hipótesis acerca de  $\pi$  “test de proporción binomial poblacional”)

Los dientes sufrieron fracturas de composite en menor proporción que las fracturas de estructura dentaria como muñón y raíz. Esto fue sometido a un test para saber si existía diferencia estadísticamente significativa entre las proporciones de resistencia a la fractura, expresada como fractura de la estructura que subyace a la aparatología, y la de fractura de composite.

Se plantea la utilización de un test de proporción binomial, por el hecho que permite una evaluación de la experiencia, de tal manera que se incluyen todas las variables que existen al azar y se ponderan de manera apropiada.

Ambos grupos corresponden al total de la muestra el cual se proyecta al universo de coronas debido a las características de elección al azar de las piezas dentarias.

$X =$  1 si fractura es del composite antes de diente  
0 en otro caso

Como se desarrolló el experimento muestral al azar y se realizaron los ensayos se obtuvo la siguiente información, la razón de fracturas de composite es

15 dientes se fracturó primero el composite

( $p = 15/39$ ) lo que es  $a = 0,384615384$

La razón de los dientes que se fracturaron junto o antes del composite es de

24 no se fracturó el composite primero

( $p = 24/39$ ) =  $a = 0,615384615$

### **Intervalo de confianza y prueba de hipótesis acerca de $\pi$ “test de proporción binomial poblacional”**

$\pi =$  parámetro de interés (proporción poblacional)

Teorema: Sea  $p$  el estimador de  $\pi$ , entonces sabemos que la media  $\mu$  y la desviación estándar de la variable aleatoria binomial  $x$  son ( $p$  estima  $\pi$ )

$$\mu = n\pi$$



$$\sigma = \sqrt{n\pi(1-\pi)}$$

de donde el estadígrafo de prueba es:

$$z = \frac{x - \mu}{\sigma_x} \quad \text{o} \quad z = \frac{x - n\pi}{\sqrt{n\pi(1-\pi)}}$$

dividiendo el numerador y el denominador entre n, tenemos:

$$z = \frac{\frac{x}{n} - \pi}{\frac{\sqrt{n\pi(1-\pi)}}{n}} = \frac{\frac{x}{n} - \pi}{\sqrt{\frac{n\pi(1-\pi)}{n^2}}} = \frac{\frac{x}{n} - \pi}{\sqrt{\frac{\pi(1-\pi)}{n}}}$$

donde  $\frac{x}{n}$  es la estimación p de  $\pi$

Así tenemos que el error estándar de p es:  $\sigma_p = \sqrt{\frac{\pi(1-\pi)}{n}}$  pero como no conocemos  $\pi$  usamos su estimador p, de donde

$$\sigma_p = \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}} \quad \text{o} \quad \sigma_p = \sqrt{\frac{pq}{n}}$$

En consecuencia, el intervalo de confianza para  $\pi$  es:

$$P(p - Z_{1-\frac{\alpha}{2}} \sigma_p < \pi < p + Z_{1-\frac{\alpha}{2}} \sigma_p) = 1 - \alpha$$

$$P(p - Z_{1-\frac{\alpha}{2}} \sqrt{\frac{pq}{n}} < \pi < p + Z_{1-\frac{\alpha}{2}} \sqrt{\frac{pq}{n}}) = 1 - \alpha$$

Datos

$$n = 39$$

$p = 0,384615384$  dientes fractura de composite

$q = 0,615384615$  dientes que resisten menos o más que composite (complementario)

La distribución muestral de  $p$  es aproximadamente normal con estadígrafo de prueba en el supuesto que  $H_0$  es verdadera:

$$Z = \frac{p - \pi_0}{\sqrt{\frac{\pi_0(1 - \pi_0)}{n}}}$$

Nótese que aquí usamos  $\pi_0$  en vez de  $p$  en la raíz porque las pruebas de hipótesis asumen que  $H_0$  es verdadera.

Hipótesis:

$$H_0 : \pi = 0,5$$

$$H_a : \pi \neq 0,5 \quad (\pi > 0,5 \text{ o } \pi < 0,5)$$

Nivel de significación

$$\alpha = 0,05$$

Por teorema:

$$p \approx N\left(\pi; \frac{\pi(1 - \pi)}{n}\right) = z = \frac{p - \pi}{\sqrt{\frac{\pi(1 - \pi)}{n}}} \approx N(0,1)$$

$$\alpha = 0,05$$

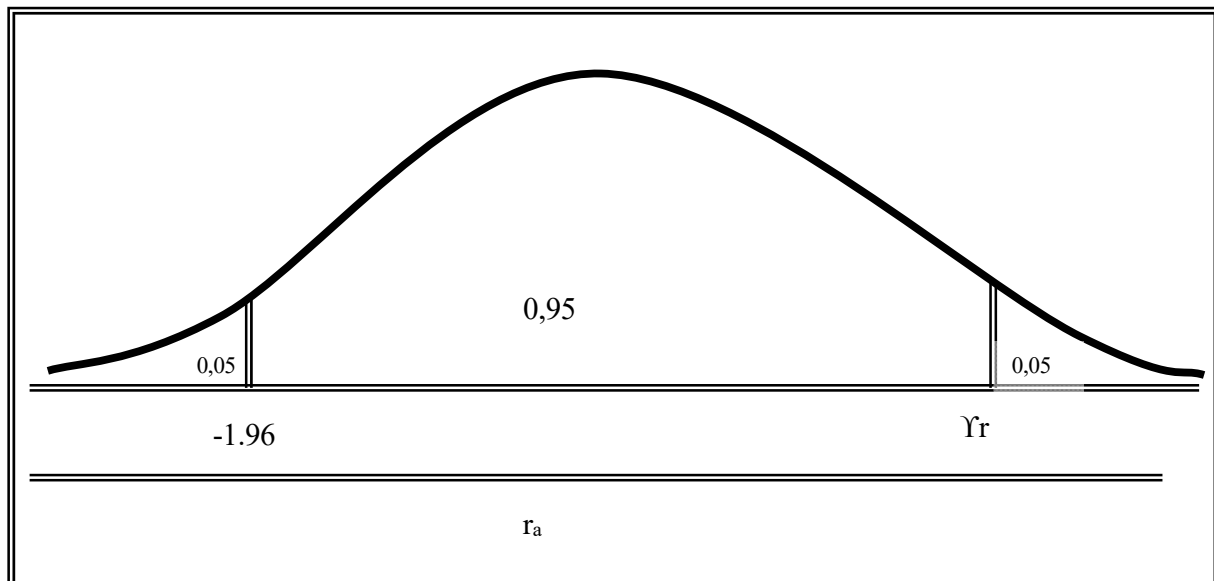
La tabla normal entrega el valor de  $z$  al buscar en ella el valor 0,975.

$$|Z| > Z_{\left(1 - \frac{\alpha}{2}\right)} = Z_{0,975} = 1,96$$

Al tener las proporciones en el ámbito biológico una distribución normal, se supone que la muestra que se toma tiene la posibilidad de estar en un rango que corresponde a la curva de gráfico 5. Al asignar un nivel de significancia de 0,05, generamos un 95% de confianza que el valor que tenemos de la muestra se acerca a la proporción del universo.

Por lo tanto se debe sobrepasar 1,96 para descartar la hipótesis.

**Gráfico n° 5**



Cálculo de z:

$$Z = \frac{0,384 - 0,5}{\sqrt{\frac{(0,5)(0,5)}{39}}} = -1,45$$

Al calcular z se evalúa la diferencia entre las proporciones de fracturas del composite y las de la estructura subyacente considerando el “n” en dicho cálculo, de lo que se desprende que:

Z= 1,45 como número absoluto no es mayor que 1,96 por lo tanto:

**NO SE PUEDE DESCARTAR LA HIPOTESIS  $\pi=0,5$  POR TANTO ES VERDADERA. LOS DIENTES RESTAURADOS CON COMPOSITE SE COMPORTA DE MANERA SIMILAR QUE LA EXSTRUCTURA QUE EXISTE DEBAJO, OSEA IGUAL QUE RAIZ Y MUÑON**  
**La hipótesis del estudio se descarta por el hecho que no hay diferencia entre las proporciones por tanto no hay menor resistencia.**

### 2.2.2. Correlación entre resistencia v/s grosor y volumen

Nº de dientes con fractura de composite =15 (con preparación dentaria)  
Fuerza necesaria para la fractura promedio 71,0067 kg fuerza, con una desviación standard muestral 30,85.

Nº de dientes en los cuales la estructura dentaria resistió menos que el composite, 24, con un promedio de fuerza de 61,5 con una desviación standard de 32,78 (muestral)

Se realizó un test de correlación para determinar si existía una relación de tipo lineal entre grosores vestibulo palatino, volúmenes aproximados y la resistencia de las coronas.

La regresión lineal corresponde a la ecuación  $y=Ax+B$  la cual permite ajustar los datos para entregar la posibilidad de graficar una recta. Si hay correlación es posible ajustar una recta al gráfico de los puntos en una hoja bidimensional ejes X e Y. Es posible utilizar esta ecuación si hay una correlación de tipo lineal entre las dos variables, para saber si la hay se utiliza el cálculo de el coeficiente de correlación de Pearson.

El coeficiente de correlación de Pearson corresponde a “r” y corresponde a la siguiente ecuación.

$$r = \frac{n(\sum XY) - (\sum X)(\sum Y)}{\sqrt{[n\sum X^2 - (\sum X)^2][n\sum Y^2 - (\sum Y)^2]}}$$

Teorema: Sea “r” el coeficiente de correlación de Pearson, si r se aproxima a 1 existe correlación lineal.

Sea X=Volumen  
Y=Resistencia

En dientes sanos:  $r=0,497$ . No hay relación lineal entre fuerza soportada y volumen.

En dientes con preparación en los cuales se fractura el composite:  $r=0,02$ . Lo que indica que no hay relación lineal entre fuerza soportada y volumen.

En dientes con preparación en los cuales se fractura en muñón o la raíz.:  $r=0,0054$ . Lo cual muestra que no hay relación entre volumen del muñón y resistencia a la fractura.

Sea X= Grosor vestibulo palatino  
Y= Resistencia

Resistencia composite  $r=0,23$

Muñón-Raiz=  $r=0,216$

Valores que nos informan de que no hay correlación lineal entre la dimensión vestibulo palatina del muñón y la resistencia del composite o la estructura que subyace a él.

## VII DISCUSIÓN

---

La hipótesis de trabajo que se utilizó fue descartada una vez realizado el estudio. Esto se traduce en una resistencia inesperada a la resistencia a la fractura, lo cual puede tener diferentes explicaciones.

Puede ser esto debido al diseño clínico, el que asegura un grosor de material adecuado, como al hecho de que no es lo mismo probar resistencia del material propiamente tal, que el comportamiento de una aparatología, la cual resultaría favorecida por su configuración cilindro-conica. (Rosentiel, 1991)

Además se encontró información que nos permite aseverar que la PFUPCS de composite tiene igual resistencia, frente a cargas compresivas, que la estructura que subyace a la aparatología. Esto se traduce en que la aparatología no debilita la estructura dentaria, lo que quiere decir que como restauración no produce ningún daño desde el punto de vista mecánico.

Para que la hipótesis utilizada en el test estadístico  $H_0$ , en la cual la PFUPCS de composite se comporta igual que la estructura que subyace frente a cargas compresivas, fuera descartada y manteniéndose la proporción de la fractura de la aparatología de composite el n debería ser mayor a 72. Podría inferirse en ese caso que la resistencia del diente restaurado con PFUPCS de composite sería mayor que la de la estructura que subyace a la aparatología, esto debido a la comparación de proporciones estadísticas obtenidas en el presente estudio.

Para saber la resistencia del material, considerando la aparatología que con él se fabrica, se debería utilizar un modelo dentario de un material de mayor resistencia.

En el presente trabajo nos encontramos que los valores de fuerza son muy diferentes dependiendo del diente que se está utilizando, hay variabilidad amplia de resistencia de dientes a la fuerza compresiva, con esta dificultad, aún es posible evaluar las características y suponer explicaciones a las diferencias.

Considerando lo anterior se buscó relación de resistencia de estructura con volúmenes, no se observó una correlación entre a las dimensiones de las preparaciones con respecto a su resistencia a la fractura frente a fuerzas compresivas. Así mismo, no se observó una correlación entre el tamaño y tipo de dientes íntegros con respecto a la resistencia a la fractura frente a fuerzas compresivas. Esto nos lleva a pensar que las discrepancias observadas se podrían deber, tal vez a la microestructura del diente, a los tamaños de cámara pulpar, edad del diente, y al tiempo transcurrido desde la exodoncia.

En el apéndice se muestra la comparación de medias de la resistencia a la fractura de composites, estructura subyacente y dientes intactos nos encontramos que la fragilidad de los dientes intactos es mayor que la de los dientes preparados con una aparatología de composite colocada en

posición. Una explicación probable de la resistencia de los dientes restaurados con composite es que al ser más resiliente que el diente, acumula una mayor cantidad de energía. (Steenbecker O., 1995)

Otra explicación a que las cargas en dientes extraídos son distintas puede ser debido a la diferente anatomía del diente, como a la diferente época en que fueron extraídos, algunos podrían estar más desecados que otros, los dientes que están desecados adicionalmente son más frágiles que los de la boca, por una falta de humedad que afecta la sustancia de los dientes a nivel molecular (las proteínas de la matriz tanto dentinaria, sustancia intertubular, como la sustancia interprismática del esmalte). Es importante destacar que el hecho de que la media de la resistencia compresiva de los dientes restaurados con PFUPCS sea mayor que la de los dientes extraídos, no implica un riesgo con respecto a fracturas de remanentes dentarios. Esto debido a que las coronas tradicionales tienen resistencias compresivas mucho más elevadas, aproximadamente 1.400 Kg fuerza (Rosentiel S. y cols., 1991) contra 71, 0067 Kg de las restauraciones en estudio

El método diseñado y puesto en ejecución permitió confeccionar  
41 Preparaciones con las características definidas  
39 coronas de composite

Con respecto al tiempo de confección de PFUPCS de composite, se determinaron:  
Tiempo promedio de preparación dentaria 15,7 minutos.  
Tiempo promedio: 19.6 minutos desde modelo a corona pulida sin cementar.  
Tiempo promedio de cementación: 10 minutos.  
Por corona se utilizó 0,77 gr. de composite en promedio.

Estos tiempos, así como la cantidad de material utilizado, son aceptables como para pensar en realizar la técnica en la clínica. Los tiempos se ampliarían si se ocupan varios colores o si se caracteriza la aparatología, pasos indispensables para obtener estética en clínica.

La técnica evaluada desde un punto de vista subjetivo resultó de mediana complejidad pero unavez asimilada se vuelve relativamente fácil.

Se aceptaría la aparatología por sus propiedades, de resistencia compresiva, para una evaluación mediante un estudio in vivo de tipo prospectivo, ya que no se pone en peligro la estructura subyacente.

## VIII CONCLUSIONES

---

- Las P.F.U.P.C.S. de composite cargadas en un ángulo de  $45^\circ$  con respecto al eje mayor del diente, en la zona cingular de dientes antero superiores, con un contacto puntiforme, son igual de resistentes ante fuerzas compresivas que la estructura que subyace a la aparatología.
- Ante cargas compresivas, de tipo puntiforme en P.F.U.P.C.S. de composite, en un ángulo de  $45^\circ$  con respecto al eje mayor del diente, en la zona cingular de dientes antero superiores, no existe relación lineal entre volúmenes, grosores vestibulo palatinos y la resistencia a la fractura.

## IX SUGERENCIAS

---

Mediante la metodología empleada en el presente estudio, puede realizarse un estudio de resistencia de dientes in vitro, ello se muestra en el apéndice de esta investigación. Debido a la dispersión de los datos, se puede buscar acotar las variables de estudio de tal forma de asignar una determinada resistencia a características específicas de los dientes, ocupando mediciones de variables que no se ocuparon en el presente estudio, como por ejemplo, pruebas de dureza superficial comparándolas con la resistencia global de la estructura dentaria, para poder predecir en el futuro la resistencia de un diente lo más efectivamente posible.

Realizar estudio utilizando materiales de la misma marca, para verificar variaciones posibles por el hecho de mezclar dos marcas.

Realizar un estudio que permitiría comparar marcas de materiales que pudieran influir en la resistencia de las coronas

Aprovechando la metodología empleada en el estudio in vitro, podemos relacionar diferentes variables, que nos entreguen mayor información con respecto al comportamiento de este tipo de rehabilitaciones, considerando que este estudio pertenece a una investigación de mayor envergadura, se puede establecer, con estos procedimientos, protocolos que permitan evaluar diferentes variables tales como:

- Tipos de composites.
- Material diferente al composite.
- Diferente tipo de Pieza dentaria.
- Forma de aplicación de la fuerza en el eje axial del diente, u otra angulación.
- Posición de la carga: No en cingulo, podría ser en fosa o en cúspide.
- Probar distintos materiales de cementación.

Realizar estudio in vivo dando la oportunidad de realizar variaciones a la técnica, utilizando dientes desvitalizados, utilizando pernos preformados para reconstrucciones más extensas que permitan adecuado estudio de evaluación a mayor plazo para la nueva alternativa terapéutica.



## X RESUMEN

---

**Planteamiento del problema:**

Siendo un estudio enmarcado dentro de campo de la odontología restauradora, el problema se presenta al tratar de realizar una prótesis fija unitaria periférica prescindiendo del laboratorio. Dicha aparatología deberá estar realizada en composite, esto determinado después de un proceso de selección de un material de restauración directo.

**Propósito:**

Este estudio tiene como propósito evaluar in vitro el comportamiento de una prótesis fija unitaria periférica completa simple (PFUPCS) de composite ante fuerzas compresivas puntiforme realizadas en 45° con respecto al eje mayor del diente.

**Material y Método:**

Se tomó una muestra de 41 dientes anterosuperiores extraídos sanos. Se montaron los dientes en poliedros de acrílico, se realizó una preparación dentaria y se restauraron con PFUPCS de composite cementada adhesivamente. Se determinaron los volúmenes aproximados y se midieron los grosores vestibulo-palatinos de las preparaciones dentarias. Fueron sometidos a un ensayo de fuerzas compresivas en una máquina Instron. Se cargaron en 45° con respecto al eje mayor del diente con un contacto de tipo puntiforme en el cingulo hasta producir fractura de la restauración de composite o de la estructura dentaria que subyace.

Se aplicó el test de proporción binomial poblacional y el test de regresión lineal simple.

**Resultados:**

El 5% de los dientes se fracturaron al ser preparados, el 36% de los dientes sufrió fractura de composite y el 59% restante, de la estructura dentaria subyacente.

**Conclusiones:**

Las PFUPCS de composite cargadas en dientes anterosuperiores, son igual de resistentes ante fuerzas compresivas que la estructura que subyace a la aparatología. No existe relación lineal entre volúmenes, grosores vestibulo palatinos y la resistencia a la fractura.

## X REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3M (1999) : 3M Filtek™ P60, Sistema Restaurador Posterior, Perfil Técnico del Producto
- 3M (1999) : 3M Filtek™ Z250, Sistema Restaurador Universal, Perfil Técnico del Producto
- 3M (1999) : 3M ReliX™ ARC, Cemento de Resina Adhesivo, Perfil Técnico del Producto
- Steenbecker O. (1994) : Principios físico mecánico de los materiales. Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso, 2º año
- Apuntes Cátedra de Prótesis Fija (1996-1998) : Principios de las preparaciones para Prótesis fija Unitaria. Facultad de Odontología, Universidad de Valparaíso, 3º año
- Bader; Astorga; Baeza; Villalobos (1996): Introducción a los biomateriales-Biomateriales dentales. Ed. Universitaria, Santiago – Chile, Pag. 6-15.
- Canavas G. (1988) : Probabilidad y Estadística Aplicaciones y Métodos, Mexico, Ed. Mc Graw Hill, pag. 1-635
- Coltene (1999) : Documentación técnica del Composite Synergy de Coltene, instrucciones de uso del composite Synegy
- Coltene (1999) : Perfil Técnico One coat bond. Información referencial de la empresa Coltene
- Coltene (1999) : Coltene Brilliant Direct Esthetic System, Step by Step, Instrucciones de uso del composite Brilliant.
- Coltene (1999) : Coltene Brilliant Indirect Esthetic System, Step by Step, Instrucciones de uso del composite Brilliant.
- Craig R. G. y cols (1996) , Propiedades de los materiales - Materiales Dentales (propiedades y manipulación), Ciudad de Mejico, Ed. Mundi, Pag. 10-26
- Cueto A. (1999) : Metodología Científica, Apunte basado en recopilación de artículos y notas de preparación de clases para V año de Odontología, Apuntes Cátedra de Bases del Ejercicio Profesional, Universidad de Valparaíso, 5º año
- Dionysopoulos P.; Watts D.C (1989) : Dynamic mechanical properties of an inlay composite. Journal Of Dentistry . 17 : 140-144
- El-Kalla I. H.; García-Godoy F. (1999) : Mechanical Properties of Compomer Restorative Materials. Operative Dentistry. 24 : 2-8
- Enlow D. H (1982) , Cefalometría - Manual sobre crecimiento facial., B. Aires – Argentina, Ed Intermédica, pag. 252-291
- Fernandez E. (1999) : Coronas, sus eventuales falencias y soluciones a las mismas (parte 1). Rev. Asoc. Odontol Argent. 87 : 110-116
- Ferracane J.L.; Condon J.R. (1999) : In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. J. Dental Materials 15 : 262-267
- Keltjens, T.J. ;Creugers, M.A. ; and Van Hof. (1999) : A 4 year clinical study on amalgam, resin composite and resin-modified glass ionomer cement restorations in overdenture abutments. Journal Of dentistry. 27 : 551-555
- Leevailoj C.; Platt J.; Cochran M. Moore K. : In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load of all-ceramic crowns cemented whit resin-modified glass ionomer and other luting agents. J. Prosth. Dent. 80: 699-707
- Levin R. P. (1998) : Direct Composite Inlays: A profitable practice-Builder. Dental Management. 28 : 40-42.

- Libman W. J.; Nichols J.I. (1995) : Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int. J. Prosthodont.* 8 : 155-161
- Moyers R. (1976) : Análisis del esqueleto craneofacial - Manual de Ortodoncia para el estudiante y el odontólogo general., B. Aires - Argentina, Ed. Mundi, pag. 409
- Noack M. J. (1998) : Intercambio intelectual entre profesionales de la Odontología. *Signature Internacional.* 3 : 12-17
- O'Brien W J. (1997) : Polymeric Restorative Materials - Dental Materials and Their Selection, Londres, Ed. Quintessence, pag.101-113,
- Raskin A.; Michotte-Theall B. et al (1999) : Clínicl evaluation of a posterior composite 10-year report. *Journal of Dentistry* 27 : 13-19
- Rosentiel S.F.; Land M. F.; Fujimoto J. (1991): Prótesis Fija: Procedimientos clínicos y de laboratorio; Barcelona, España, Ed. Salvat, Cap. 7, 149-160, Cap.6, 119-148
- Scheibenbogen-Fuchsbrunner A.; Manhart J. et al (1999) : Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J. Prosthet Dent.* 82 : 391-397
- Shillimburg H. T. Jr Et col (1981) Cap.3. Fundamentos de prostodoncia fija. Barcelona – España. Ed Quintessence publishing co. 1981,
- Touati B.; Miara P. (1998) : Un nuevo sistema Cerómero para restauraciones inlay / onlay. *Signature International* 3 : 7-11
- Versluis, A.; Tantbirojn D.; and Douglas W.H. (1998) : Do Dental Composites Always Shrink Toward the Light?. *J. Dent. Res.* 77 : 1435-1445
- Xiaoqiang Hu et al (1999) : Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams. *J. Prosthet. Dent.* 82 : 214-220
- Yap A.U.J. ; Ong LF.K.L.; Teoh S.H.; and Hastings G. W. (1999) : Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J. of Oral Rehabilitation* 26 : 228-235

XI ANEXOS Y APÉNDICE

---