

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ASIGNATURA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

**“ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO, DE LA RADIOPACIDAD DE RESINAS
COMPUESTAS FOTOPOLIMERIZABLES PRESENTES EN EL MERCADO
ACTUALMENTE”**

Juan Donoso Lizana

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader M.**

**TUTORES ASOCIADOS
Prof. Dr. Cristian Astorga M.
Prof. Dr. Milton Ramos.**

**Santiago – Chile
2008**

***Dedicada al esfuerzo y apoyo de
mis padres y hermano, que hacen que
mi vida sea más bella....***

AGRADECIMIENTOS

- A Dios por permitirme estudiar esta hermosa carrera.
- A mis padres y hermano, por todo el apoyo que me han dado en la carrera y en mi vida.
- A mi profesor Dr Marcelo Bader por la paciencia y enseñanza durante todo este trabajo.
- Al profesor Dr Milton Ramos por toda la ayuda y buena voluntad en este trabajo.
- Por ultimo a todas las personas que han estado conmigo en este trabajo de investigación.

ÍNDICE

	Página
Introducción.....	1
Marco teórico.....	4
Hipótesis.....	25
Objetivo General.....	26
Objetivos Específicos.....	27
Materiales y Método.....	28
Resultados.....	40
Discusión.....	54
Conclusiones.....	58
Resumen.....	61
Bibliografía.....	63

INTRODUCCIÓN

A lo largo del tiempo el hombre ha estado en una constante búsqueda de ideales con el fin de mejorar su entorno y su calidad de vida, tratando de dominar el ambiente y los elementos de dicho entorno, mediante distintas artes.

La odontología encierra ese espíritu propio del hombre que busca los materiales y técnicas que contengan la esencia para mejorar y avanzar en esta evolución que es conducida por el tiempo.

Dentro de los grandes avances de la odontología están las resinas compuestas, con gran importancia en la odontología restauradora, generalmente en el uso de restauraciones directas donde el resultado estético es crucial ¹, sobre todo en restauraciones del sector anterior. Estos materiales presentan una serie de propiedades tales como: la contracción en la polimerización, el coeficiente de expansión térmica, la resistencia a la fractura, la resistencia al desgaste, adhesión a esmalte y dentina, facilidad de manejo, acabado, pulido y su radiopacidad ¹. Esta última es una propiedad que en las resinas compuestas es dada por los materiales de relleno. Esta propiedad se relaciona con el número de cristales y cuerpos cerámicos en su composición, entre los cuales están los metales pesados, como el bario, el estroncio y el circonio entre otros, los que tienen números atómicos elevados ⁴⁻⁵.

A pesar de la importancia que cada propiedad merece, algunas han sido más investigadas que otras como por ejemplo la mayor resistencia a la fractura, la resistencia a la fatiga², una mejor estética y la disminución en su solubilidad³. En la literatura, por el contrario, son pocos los informes que se encuentran sobre radiopacidad⁶⁻⁷⁻⁸, quizás sea por el hecho de que algunos autores no consideran esta propiedad relevante para el diagnóstico, ya que esta no se encuentra presente en todos los composites¹. Esto último también puede deberse al hecho de que en los últimos años el cambio en los parámetros estéticos y las controversias en relación a la toxicidad de los composites han hecho priorizar estos temas dejando otros de lado⁶.

Históricamente los cementos de silicato fueron los primeros materiales desarrollados para restauraciones estéticas de piezas dentarias, seguido de las resinas acrílicas y de las resinas compuestas⁷; estas últimas han evolucionado logrando una mejoría en sus propiedades¹⁰, siendo en la actualidad procesadas para exhibir una radiodensidad que es distinta a la estructura del diente. Sin embargo, con el tiempo la resina expuesta demuestra mínima radiopacidad provocando muchas veces dificultad en la interpretación radiográfica⁸. Este último punto es importante para un diagnóstico radiográfico rápido y acertado¹¹⁻¹².

La importancia de la radiopacidad radica en que en una restauración radiopaca se pueden distinguir radiográficamente los contornos de la restauración, excesos de material, espacios vacíos y el diagnóstico de caries

secundaria⁹⁻¹⁰. Por ello, diversos autores sugieren que la radiopacidad del material restaurador sea similar a la del esmalte para la mejor detección de caries recurrente¹³⁻¹⁴, que es una de las patologías de importancia en el campo de acción del odontólogo.

En virtud de lo anterior, es que el presente trabajo busca evaluar el grado de radiopacidad de las distintas marcas de resinas compuestas presentes en el mercado nacional y de esta manera contribuir a un mejor conocimiento de estas, estableciendo así un factor que colabore en la selección del material más adecuado para nuestro tratamiento.

MARCO TEÓRICO

La Odontología ha tenido la responsabilidad de contribuir a mejorar la calidad de vida de las personas, con el objetivo de alcanzar niveles óptimos en salud bucal para la población³⁹.

Estas últimas décadas, se han caracterizado por cambios intensos y permanentes en el marco del conocimiento. En base a esto la Odontología ha sufrido un cambio y radical en gran parte de su quehacer. Dentro de esta nueva era, la odontología restauradora ha experimentado un enorme salto y de gran relevancia. Muestra de esto, es la evolución y mejoramiento de los materiales dentales como por ejemplo las resinas compuestas³⁹.

Uno de los grandes requerimientos de los pacientes frente a restauraciones en el sector anterior es la estética y dentro de los materiales estéticos directos e indirectos de restauración se pueden encontrar, en orden de aparición³⁸:

a) Los cementos de silicatos, los cuales aparecen a finales del siglo XIX y en Chile se usaron hasta fines de 1970, pero debían usarse en restauraciones a corto plazo ya que eran muy solubles y no resistían la disolución en el medio bucal, además sus propiedades estéticas no eran las mejores, cambiando de color con el tiempo y opacándose a medida que pasaba el tiempo debido a la pigmentación y a la deshidratación³².

b) Luego surgieron las resinas acrílicas sin relleno alrededor del año 1945, como alternativa a los silicatos, mejorando sus propiedades y ampliando su uso en los años setenta¹.

Estas resinas acrílicas eran insolubles en el medio bucal y su deshidratación disminuyó en comparación con los cementos de silicatos, pero el problema del cambio de color se mantenía. Junto a este problema estaba su contracción a la polimerización y cambios dimensionales que favorecían la microfiltración en los márgenes de la restauración promoviendo la aparición de caries secundaria¹⁻⁷.

c) En 1972 aparecen los cementos de vidrio ionómero que se utilizan para restaurar lesiones cervicales, cuyas cualidades principales eran su buena adhesión al diente y la liberación de fluor al medio, pero tenían la desventaja de su gran opacidad que los convertía en un material con problemas estéticos¹.

d) Ante el fracaso de las resinas acrílicas surgen las resinas compuestas, las que se han convertido en el material más usado actualmente para restauraciones estéticas directas¹.

En 1962 surge en reemplazo del metacrilato de metilo de las resinas acrílicas un nuevo monómero, el bisfenol glicidildimetacrilato, molécula que presentaba un mayor tamaño molecular y por lo tanto una menor contracción con la polimerización, a la cual se agregaron partículas inorgánicas como relleno, las cuales se unían mediante un agente de unión o de acoplamiento.

Nació así un nuevo complejo de resina, las que se denominaron Resinas Reforzadas, Compuestas o Composites⁷⁻³⁸.

Composición de las resinas compuestas.

Las resinas compuestas poseen tres fases: una matriz del polímero, partículas de relleno y un agente de acoplamiento¹:

Matriz de polímero: en general los materiales compuestos usan monómeros que son diacrilatos aromáticos o alifáticos, como el Bis- GMA o el dimetacrilato de uretano (UEDMA) los cuales son los dimetacrilatos usados comúnmente en los compuestos dentales. Estos monómeros de alto peso molecular, y particularmente el Bis-GMA, son muy viscosos a la temperatura ambiente. Por lo mismo es esencial el uso de monómeros diluyentes no sólo para lograr alcanzar el agregado de un elevado nivel de partículas de relleno, si no además para producir una pasta de consistencia que se pueda manejar en forma clínica. Estos diluyentes pueden ser monómeros de metacrilato, pero los más utilizados son monómeros a base de dimetacrilatos³².

La adición de estos monómeros diluyentes de bajo peso molecular generará un gran problema, el aumento de la contracción de polimerización, por lo cual limita la cantidad de ellos para usarse en las resinas compuestas. Los monómeros de dimetacrilato permiten que suceda enlace cruzado entre las cadenas, lo que genera una matriz más resistente a la degradación frente a solventes.

Aunque las propiedades mecánicas del Bis-GMA son superiores a las de las resinas acrílicas, no posee adhesión específica a la estructura dentaria y por lo tanto, la contracción de polimerizado y el cambio dimensional térmico son importantes consideraciones para las resinas compuestas³².

Partículas de relleno: La incorporación de las partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades tanto físicas como mecánicas.

Al haber menor matriz de resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, al compararla con una resina sin relleno. En cuanto a la sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son también menores en comparación con las resinas sin relleno. También mejoran las propiedades mecánicas, la resistencia a la compresión, resistencia elástica y el módulo de elasticidad, así como la resistencia a la abrasión. Todos estos cambios ocurren con el aumento de partículas de relleno.

Las partículas de relleno son producidas comúnmente por pulido o trituración de cuarzo o vidrio de tamaños que oscilan entre 0,1 y 100 μm ; y Las partículas de sílice de tamaño coloidal (0,04 μm), se obtienen por el proceso de precipitación o pirolítico. Por lo tanto se han utilizado partículas de cuarzo, sílice, silicato de litio, aluminio y cristales de bario, estroncio, cinc e y terbio en el relleno³².

Agentes acopladores: Las partículas de relleno se unen químicamente a la matriz de resina, Permitiendo que la matriz del polímero que es más

flexible y transfiera las tensiones a las partículas de relleno, que son más rígidas. Un agente de acoplamiento aplicado en forma adecuada puede impartir propiedades físicas y mecánicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno resina. Aunque también se utilizan titanatos y circonatos como agentes de acoplamiento, los agentes que más frecuentemente se usan, son los derivados de los silanos orgánicos. En este estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles sobre las superficies del relleno, mediante la formación de un enlace de siloxano. Por otra parte, los grupos metacrilato del componente organosilano forman enlaces covalentes con la resina cuando ésta polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento³².

Además de las tres fases anteriores, las resinas compuestas presentan otros elementos constituyentes, tales como:

Sistema activador e iniciador: Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por una reacción de polimerización por adición iniciada por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación física (calor o luz). Los composites fotoactivados se usan más que los activados químicamente y se proporcionan como una pasta simple contenida en una jeringa. La iniciación de radicales libres consiste en la fotoiniciación de un receptor fotosensible y la acción de éste sobre un activador de amina contenido en esta pasta. La exposición a la

luz en una correcta longitud de onda (unos 468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador y su interacción con una amina alifática para formar radicales libres que inicien la polimerización por adición³².

El fotoiniciador más comúnmente empleado es la canforoquinona cuyo pick de sensibilidad es de 468 nm dentro del espectro de la longitud de onda azul. Este iniciador está presente en la pasta a niveles cercanos a 0,2% en peso³²⁻³³.

Inhibidores: Para evitar o minimizar la polimerización espontánea de los monómeros, se agregan inhibidores a los sistemas de resinas. Estos inhibidores tienen fuerte potencial de reacción con radicales libres, Si se ha formado un radical libre, como en una breve exposición a la luz cuando se ha dispersado el material, el inhibidor reacciona con el radical libre y así inhibe la propagación de la reacción en cadena terminando con la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá la propagación de la reacción si se produce el desdoblamiento de los radicales. Un inhibidor típico es el hidroxitolueno butilado que se emplea en concentraciones de 0,01% en peso³².

Modificadores ópticos: Las resinas compuestas deben tener una coloración visual (matizado) y una traslucidez que puedan simular la estructura del diente. El matizado se logra por la adición de diferentes pigmentos. Estos pigmentos a menudo consisten en óxido metálicos diferentes que se agregan en pequeñas cantidades³².

Criterios de clasificación de las resinas compuestas.

1.-Según el sistema de activación se clasifican en:

- Autopolimerizables.
- Fotopolimerizables.
- Mixtas o duales.
- Termopolimerizables.

2.-Según el tipo de monómero utilizado, pueden ser a base de:

- Bis-GMA.
- DMU.
- Mixtas.

3.- Según su indicación, se utilizan como materiales para:

- Restauración (Directa-Indirecta).
- Sellantes.
- Medio de fijación o cementación.

4.- Según el tamaño de partícula de relleno pueden ser de:

- Macrorellenos o convencionales.
- Minirellenos.
- Microrelleno.
- Híbridos.
- Microhíbridas.
- Nanorrelleno.

Este último parámetro es el más utilizado en la clasificación de resinas compuestas y es el que pasaremos a analizar con detalle, a continuación¹⁻³⁷.

Resinas convencionales o de macrorelleno: son las primeras en desarrollarse y se han ido lentamente modificando con el tiempo. El relleno más común en estos materiales era el cuarzo con un tamaño promedio de partícula de 8 a 20 μm , aunque también podían haber partículas mayores a 80 μm la carga de relleno era generalmente de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Estas partículas de relleno eran grandes y estaban rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina. Poseían rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz alrededor de las partículas de relleno. El pulido de este tipo de restauraciones dejaba una superficie rugosa, dado por el patrón distinto de desgaste que tenía la matriz y el relleno, además que gruesas partículas de relleno quedaban expuestas. Estas restauraciones tendían a pigmentarse, por la susceptibilidad de la textura rugosa a retener sustancias que generaban manchas³².

Resinas de microrelleno: Para resolver el problema de la rugosidad de la superficie en los compuestos convencionales, se desarrolló un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico, con un tamaño promedio de partícula de relleno que oscilaba entre 0,04 y 0,05 μm y cuyo contenido final del relleno inorgánico era alrededor de un 50% en peso (alrededor de 30% en volumen). Por esto, sus propiedades mecánicas y físicas son inferiores a la de los composites convencionales porque casi un 70% en

volumen del material de restauración corresponde a matriz de resina y a mayor cantidad de resina comparada con la cantidad de relleno da lugar a mayor sorción de agua, a menor resistencia mecánica, a mayor coeficiente de expansión térmica y a disminución del módulo de elasticidad³².

Resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas: Nacen en intento por mejorar las características de las resinas compuestas de macrorrelleno y emular a las de microrelleno. El tamaño de los rellenos fue como promedio entre 1 a 8 μm , pero esta distribución de tamaño es muy amplia, lo que facilita una elevada carga de relleno (80% en peso y 60 a 65% en volumen). Las partículas pequeñas eran de cuarzo, pero muchos incorporaron cristales que contenían metales pesados. La matriz de resina de estos materiales era semejante a la de los composites convencionales y de microrrelleno. El tamaño de las partícula de relleno de estas resinas hacía posible que se obtuvieran superficies mas lisas que las de macrorrellenos y que pudieran ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como las resinas dentales de microrelleno o las híbridas, por lo que dejaron de utilizarse³².

Resinas compuestas híbridas: Se desarrollaron para obtener la superficie pulida lisa de las resinas compuestas de microrelleno y la resistencia mecánica de las resinas compuestas de macrorelleno. Este relleno híbrido consiste en sílice coloidal y partículas pequeñas de cristales que contienen metales pesados, alcanzando un porcentaje 75 a 80% en peso

aproximadamente. Las partículas de relleno tienen un tamaño que oscila entre 0.04 y 5 μm , donde el sílice coloidal representa 10 a 20% en peso del contenido total de relleno y las partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrelleno, hace que aumente la superficie de contacto, por lo que el contenido total del relleno no es tan alto como el de los composite convencionales y de los compuestos de partículas pequeñas³².

Resinas compuestas microhíbridas: Estas resinas compuestas corresponden a una mejora de las resinas compuestas híbridas. El relleno inorgánico de estas resinas está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila entre 0,04 y 3 μm . El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,4 y 0,9 μm dependiendo de la marca, con un 65% de relleno inorgánico, permitiendo mejorar algunas propiedades de las resinas dentales³².

Resina Compuesta de nanorelleno: En el mercado se han introducido actualmente en el mercado nuevos composites que incluyen partículas nanométricas de relleno. Estas partículas de relleno que se emplean en los composites de nanorelleno poseen entre 20 y 75 nm, con formas esféricas. Se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal el relleno es aproximadamente de 75 a 85% en peso (60% en volumen), cuya matriz orgánica de los composites de nanorelleno está constituida por dimetacrilatos como: Bis GAMA, UDMA Y TEGDMA.

El sistema fotoiniciador está constituido por canforoquinona y las partículas de relleno están constituidas de vidrio de Estroncio silanizado, vidrio de Bario silanizado y ácido silíceo amorfo hidrofobizado. El tamaño de las partículas de relleno no es nuevo dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite, con el fin de evitar la aglomeración. Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas, que tienden a aglomerarse (para formar partículas más grandes) y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y por lo tanto no pueden ser aprovechadas sus ventajas, al ser partículas tan pequeñas, por lo mismo numerosas, constituyen superficies muy extensas y poseen energía superficial elevada.

La tecnología convencional obtiene partículas cerámicas de los composites moliendo un bloque cerámico cuyo tamaño inferior de las partículas es de 0,5 μm . La forma de estas es irregular y la dispersión de tamaños es amplia.

Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, por ejemplo, resistencia a la abrasión, mejorar lisura superficial y permitir mejor pulido, Al incorporar más componente cerámico, disminuir la cantidad de resina en la forma del composite, y con ello, disminuir la contracción de polimerización volumétrica (CPV) del mismo, ya que al poseer un composite más carga

cerámica, disminuye su porcentaje de contracción. Por esta circunstancia es que se pretende incorporar generalmente más carga cerámica en las formación de los composite (al igual que para lograr algunas propiedades mecánicas) ahora bien, con la tecnología convencional se ha llegado a establecer un tope máximo de incorporación de carga cerámica. Al agregar más, el composite pierde características de manipulación adecuadas al igual que se empobrece su aspecto óptico. Se obtendrían composite muy densos, viscosos (no fácilmente manipulables) y además muy opacos (antiestéticos)³⁴⁻

35-36

Propiedades de las resinas compuestas

Contracción de polimerización: al polimerizar la matriz de resina, sus polímeros organizados necesitan menos espacio de lo que necesitaban los monómeros desorganizados que la constituían antes de ser polimerizados. Por ello el composite disminuye en volumen³³. La contracción es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Se ha podido demostrar que, a pesar del grabado ácido del esmalte y el empleo de adhesivos, las tensiones generadas por esta contracción pueden superar la fuerza de adhesión de los composites a la estructura dental, lo que puede dar lugar a filtraciones marginales. Se han propuesto dos métodos para suprimir o limitar los efectos

de la contracción de polimerización. Uno de ellos consiste en aplicar y polimerizar el composite por capas (técnica incremental), reduciendo de ese modo la contracción efectiva. El segundo consiste en preparar una incrustación de composite en la boca o sobre un troquel, y seguidamente cementar dicha incrustación en el diente con una fina capa de cemento de composite de baja viscosidad¹.

Expansión térmica: Al aumentar la cantidad de matriz orgánica aumenta igualmente el coeficiente de expansión térmica, ya que el polímero tiene un coeficiente mayor que el relleno. Debido a ello, entre los diferentes tipos de resinas compuestas, aquellas de microrelleno tienen los máximos valores de expansión térmica y por consiguiente las restauraciones con este tipo de composites experimentarán una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura oral. Sin embargo, un composite híbrido con un 30% de volumen en microrrelleno experimenta la mitad de la expansión térmica que un composite que tiene exclusivamente microrrelleno¹.

Sorción acuosa: La absorción de agua consiste en la captación de líquido por un sólido. La matriz orgánica es la principal responsable de la absorción de agua, y por esto las resinas compuestas de microrrelleno son más propensas a los cambios de color a causa de los pigmentos hidrosolubles que penetran en la matriz de resina¹.

Módulo elástico: El módulo elástico, o de rigidez, de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y aumenta exponencialmente con la fracción volumétrica del mismo. La rigidez tiene una gran importancia en aquellas aplicaciones que soportan fuerzas de oclusión muy intensas. Sin embargo, los composites con módulo elástico elevado pueden ser incapaces de adaptarse a algunos cambios que producen las fuerzas de flexión sobre la forma de los dientes. Esta situación podría dar lugar a que la restauración de composite se desprendiese del esmalte o la dentina.

Dureza, resistencia a la penetración y desgaste: La dureza de Knoop de los composites guarda una relación exponencial con la fracción volumétrica del relleno. Aquellos composites que contienen un mayor contenido de relleno permiten oponer una mayor resistencia a la penetración no recuperable y al desgaste abrasivo³⁷.

Resistencia a la compresión y tracción: La resistencia suele aumentar de forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno. Con un mismo porcentaje de relleno inorgánico, al disminuir el tamaño de las partículas aumenta la resistencia. No obstante, las partículas de los composites de microrrelleno incrementan la viscosidad de los materiales, razón por la cual sólo se pueden utilizar cantidades limitadas de relleno, por lo que su resistencia a la compresión es menor¹.

Resistencia al desgaste: ha recibido una gran atención en numerosos estudios clínicos y existen como mínimo 5 tipos de posibilidades de desgaste de un composite:

- Por acción de los alimentos.
- Por impactos generados en contacto dental céntrico.
- Por deslizamiento de contacto dental funcional.
- Por frote de contacto dental interproximal.
- Por desgaste secundario producido por los métodos de profilaxis oral¹.

Radiopacidad: esta última propiedad, ha sido una de las que a mejorado con el tiempo, se define como el menor grado de oscurecimiento de una imagen radiográfica, esto es, el grado de impedimento al paso de la luz que tiene una imagen radiográfica, es decir, cuando el cuerpo absorba la totalidad o gran cantidad de rayos y el tono sea claro el cuerpo será radioopaco, ejemplo: esmalte, oro¹⁻¹⁵.

Para que un composite sea radiopaco debe contener un elemento de número atómico elevado, como Bario, Estroncio, Bromo, Yodo, Cinc y Circonio, ya que el Carbono, Hidrógeno, Oxígeno y Silicio atenúan los rayos χ^{14} .

Aquellos composites que contiene sólo Sílice o sólo cuarzo en su estructura no son radiopacos. En cambio, aquellos composites que contienen

cantidades suficientes de cristales de metales pesados si son radiopacos, y son identificados como tales por los fabricantes¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸.

Actualmente el Bario es uno de los elementos más utilizados para mejorar la radioopacidad de las resinas compuestas, ya que éste tiene una radioopacidad más alta que los otros elementos mencionados. El Bario con un número atómico de 56 aparece bajo el Estroncio con un número atómico de 38 en el II grupo de la tabla periódica de elementos. Estos elementos son incorporados dentro del principal vidrio de relleno pulverizado y con lo cual se modifican recíprocamente sus radiopacidades y por ende la del material obturador resultante¹⁷.

Es importante, por lo mismo, considerar la cantidad de elementos radiopacos que son incorporados al vidrio principal pulverizado. Ya que la incorporación de muchos de estos metales pesados puede afectar a las resinas compuestas y a sus propiedades, debido a que con cercana igualdad en las propiedades ópticas del relleno y de resina, los materiales serán traslúcidos a la luz visible y con la desigualdad de los índices de refracción se provocaría opacidad al material¹⁹. Es por ello que en el diseño y selección de este material de relleno se debe considerar la variación de las propiedades de luz refractaria del Bario y el Estroncio, ya que se podría afectar la Traslucidez del material que es muy importante estéticamente⁹. Por otro lado, la incorporación de porcentajes elevados de relleno radiopaco puede también conducir a la desintegración química por hidrólisis de la unión silano entre

relleno y resina, afectando la resistencia y estabilidad dimensional, provocando considerables desgastes en las áreas de contacto oclusal⁹.

También tiene influencia significativa el tipo de voltaje de los equipos de rayos X en la radiopacidad de los materiales. Los efectos de la alteración del KV, dependen sobre todo, de la absorción característica del medio de contraste, por lo tanto, el Estroncio es menos influenciado por un alza en el KV que el Bario, debido a la menor absorción de energía⁹.

En cuanto a la disminución de la radiopacidad de los composites con el tiempo por su permeabilidad, se ha mostrado que no hay disminución significativa de la radiopacidad de los composites posteriores después de ser almacenados en soluciones acuosas buffer, ácidas, alcalinas y a un ph neutro por doce semanas. Pero son necesarios más estudios para investigar si la permeabilidad de los iones orgánicos, especialmente en la parte superficial del relleno proximal puede disminuir la radiopacidad de los composites a niveles más bajos que los del esmalte²⁰⁻²¹.

Las resinas compuestas en su fórmula original y también las resinas sin relleno de las cuales ellas derivan, muestran mucho menos radiopacidad que los tejidos duros a los que ellos deben reemplazar. Pero los estudios sobre este tema sugieren que los materiales de relleno de resina diseñados para restauraciones de dientes posteriores deben ser más radioopacos que el esmalte¹¹⁻¹⁷⁻²².

Los estándares Internacionales tales como los de la ISO para materiales de relleno de las resinas, aceptan que los composites deben tener una radioopacidad como mínimo igual a la del esmalte, aunque el grado de radioopacidad óptimo para la evaluación clínica no ha sido establecido por valores absolutos²⁴.

Por lo mismo, la ubicación de la cámara pulpar radiográficamente ha sido favorecida por los composites radioopacos, pues antiguamente muchas perforaciones operatorias o caries penetrantes eran enmascaradas por los composites no radioopacos. Las ventajas de estos composites radioopacos sobre materiales que no son radioopacos resulta en¹⁶⁻²⁵:

- 1.-Diferenciación de caries secundarias o dentina descalcificada, de las restauraciones.
- 2.-Ubicación de la cámara pulpar, en relación a la resina compuesta.
- 3.-La identificación de sobre contornos gingivales.
- 4.-La ubicación de poros, vacíos u otros defectos de la restauración⁹.

En la detección de caries secundaria cercana a una restauración muy radiopaca, se describe el efecto de "Match Band" como un fenómeno que juega un rol importante en el diagnóstico. Este tipo de fenómeno es la ilusión visual que puede mejorar el contraste entre un área clara y un área oscura, haciendo del límite oscuro un área más oscura y este efecto puede ser mal interpretado como caries, pero dicho efecto desaparecerá cuando el área clara

sea enmascarada. La percepción del “Match Band” varía según los observadores⁹.

La radioopacidad es vital en materiales de restauración para permitir la distinción radiográfica cuando se evalúan los vacíos, los contornos y grandes sobre contornos en las restauraciones, por la implicancia que estos tienen en la salud periodontal. Esta radioopacidad también nos puede ayudar en la localización radiográfica de un material en instancias ocasionales en donde se ha ingerido y o se ha alojado como cuerpo extraño en los tejidos¹⁹.

Este requisito de radiopacidad de las resinas compuestas para facilitar la interpretación radiográfica no es compartido por algunos investigadores, mientras que otros creen que esta debería ser tan radiopaca como el esmalte. Los primeros consideran que los materiales de restauración que son más radiopacos que el esmalte pueden interferir con la detección de caries recurrentes y vacíos de un material, como ocurre con las amalgamas dentales, el oro y otras restauraciones metálicas¹⁶⁻¹⁷⁻²².

En muchas ocasiones el odontólogo debe determinar radiográficamente con precisión los límites de una restauración o de una caries ya sea primaria o secundaria o si hay un sobre contorno gingival o un contorno deficiente de la restauración²⁵.

Es por ello que el profesional debe considerar la configuración de la cavidad y el remanente de los tejidos dentarios cuando debe evaluar una imagen radiográfica. Ver la cantidad de esmalte y dentina que hay y su relación

con la restauración existente. Al cambiar por una resina compuesta más radiopaca disminuye el grado de complejidad del análisis²⁵.

Pero también la alta radiopacidad de los materiales de restauración puede disminuir la información diagnóstica de la radiografía en las áreas cubiertas por la restauración²⁵.

El rápido desarrollo de materiales dentales en conjunto con sus propiedades y su importancia tanto para el trabajo clínico, como para el adecuado diagnóstico para el paciente, recomienda que la radiopacidad sea un requisito considerado a incorporar en la especificación de todo material restaurador.

Frente a la necesidad de medir la densidad de la imagen radiográfica, en este caso particular de las resinas compuestas actuales en el mercado, hoy se puede acceder a la Sustracción Radiográfica o Radiodensidad, la que consiste en programas computacionales que analizan las imágenes radiográficas, con una alta sensibilidad y especificidad para la detección de pequeños cambios de densidad en los colores presentes para en el análisis²⁷.

La sustracción radiográfica tiene relevancia en el diagnóstico de muchas lesiones y fue introducida alrededor de los años '80 para Odontología, como un método para facilitar la visualización de las áreas de hueso perdido o ganado en el diagnóstico de enfermedades periodontales²⁸.

El desarrollo de la sustracción radiográfica ha sido facilitado por la disponibilidad de la técnica digital de imágenes. Para la sustracción

radiográfica los requerimientos de estandarización y reproducibilidad son básicamente iguales pero con mayor precisión que en la interpretación visual convencional de las imágenes radiográficas³⁰⁻³¹.

La aplicación de este método basado en un software para corregir la distribución, en este caso, de la escala de blancos puede ser una ayuda en la medición fiel de la radiopacidad de las resinas compuestas presentes en el mercado odontológico.

El presente trabajo busca evaluar el grado de radiopacidad de las distintas marcas de resinas compuestas presentes en el mercado nacional y de esta manera contribuir a un mejor conocimiento de éstas, estableciendo así un factor que colabore en la selección del material más adecuado para nuestro tratamiento.

HIPÓTESIS

Existen diferencias, en la radiopacidad de distintas resinas compuestas fotopolimerizables presentes en el mercado actualmente.

OBJETIVO GENERAL

Determinar in vitro, si existen diferencias en la radiopacidad de distintas resinas compuestas fotopolimerizables presentes en el mercado actualmente.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la radiopacidad de la resina compuesta BRILLANT NL[®].
- Determinar la radiopacidad de la resina compuesta Z350[®].
- Determinar la radiopacidad de la resina compuesta AMARIS[®].
- Determinar la radiopacidad de la resina compuesta TETRIC N CERAM[®].
- Determinar la radiopacidad de la resina compuesta CERAM X[®].
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODO

Este trabajo se realizó en el Laboratorio del Área de Biomateriales Dentales y en el Área de Radiología Bucal y Maxilofacial de la Facultad de Odontología U. de Chile.

Se sometieron a estudio cinco marcas de resinas compuestas fotopolimerizables presentes en el mercado nacional actualmente, para evaluar la diferencia de la radiopacidad entre dichos materiales dentales restauradores.

Los materiales evaluados fueron:

- Resina compuesta AMARIS[®]-VOCO.
- Resina compuesta BRILLANT NL[®]-COLTENE.
- Resina compuesta CERAM X[®]-DENTSPLY.
- Resina compuesta TETRIC N CERAM[®]-VIVADENT.
- Resina compuesta Z350[®]-3M.

La radiopacidad se evaluó de dos formas:

La primera, mediante toma radiográfica con película Kodak oclusal a cuerpos de prueba de forma cilíndrica de 3 mm de espesor y 6 mm de diámetro de los cinco materiales en estudio.



Figura n°1

Para realizar cada uno de los cuerpos de prueba se utilizó un formador de cuerpos de prueba metálico (fig n°1), el que fue llenado alternativamente y con pequeños incrementos con los materiales antes mencionados, usando una espátula para resina compuesta y previo aislación del molde con grasa de silicona, una vez lleno el molde, se compacto el material presionando la superficie con un porta objeto de vidrio. Luego se polimerizó cada cara de la probeta por 40 segundos, totalizando 80 segundos de exposición a la luz. Se usó para este propósito una lámpara de fotocurado de luz visible marca 3M (Elipar 2500). Una vez confeccionados los cuerpos o probetas, fueron colocados en la película radiográfica de tal manera que formaran un círculo semejándose a un reloj con el fin que los rayos penetren de igual forma las probetas (fig n°2). El equipo radiográfico que se utilizó fue marca SIRONA de 70 Kv, con un tiempo de exposición de 0,40 segundos y el tubo de rayos x tuvo una distancia foco-película igual a 15 cm. (fig n°3)

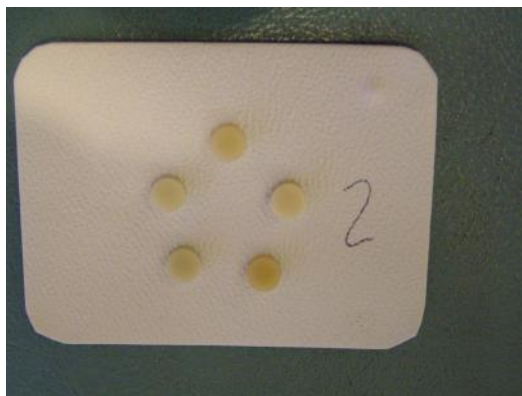


Figura n°2

Película radiográfica oclusal con los cuerpos de prueba.



Figura n°3

Enseguida, los cuerpos de prueba fueron radiografiados en cuatro películas Kodak oclusal ubicándolos en distinto orden. En dos películas las probetas se ubicaron en superficie o acostadas (fig n°4) y en las otras dos, verticales u ortográficamente en relación con la película Kodak. (fig n°5)

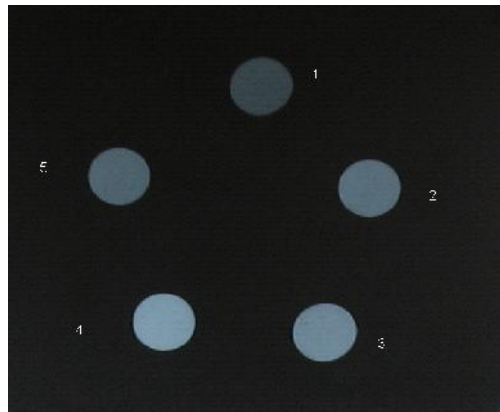


Figura n°4

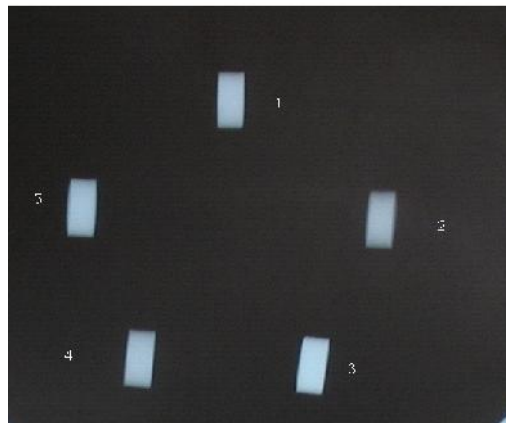


Figura n°5

El orden de las resinas en cada película fue el siguiente:

PLACA N°1 (en superficie):

- 1- Resina compuesta AMARIS®.
- 2- Resina compuesta BRILLANT NL®.
- 3- Resina compuesta CERAM X®.
- 4- Resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- 5- Resina compuesta Z350®.

PLACA N°2 (en superficie):

- 1- Resina compuesta TETRIC N CERAM[®].
- 2- Resina compuesta AMARIS[®].
- 3- Resina compuesta CERAM X[®].
- 4- Resina compuesta BRILLANT NL[®].
- 5- Resina compuesta Z350

PLACA N°3 (ortográficamente):

- 1- Resina compuesta Z350[®].
- 2- Resina compuesta CERAM X[®].
- 3- Resina compuesta BRILLANT NL[®].
- 4- Resina compuesta TETRIC N CERAM[®].
- 5- Resina compuesta AMARIS[®].

PLACA N°4 (ortográficamente):

- 1- Resina compuesta BRILLANT NL[®].
- 2- Resina compuesta AMARIS[®].
- 3- Resina compuesta TETRIC N CERAM[®].
- 4- Resina compuesta Z350[®].
- 5- Resina compuesta CERAM X[®].



Figura n°6

La segunda forma de evaluar la radiopacidad fue radiografiando cada material sobre una pieza dentaria. Para ello, se confeccionó una preparación dentaria próximo oclusal expulsiva estandarizada (fig n°6) la que fue restaurada alternativamente con los materiales en estudio, es decir, se confeccionó una restauración, se le tomó la Rx, luego se retiró y sobre la preparación limpia se confeccionó la restauración con otro material, se tomó la Rx y así, sucesivamente. De esta manera se estandarizó el grosor de remanente dentario para todas las resinas compuestas en evaluación.

Esta última placa (n°5) consiste en una placa de cartón al igual que las placas anteriores solo que en vez de tener una película radiográfica oclusal portaba las cinco películas radiográficas retroalveolares, cada una con una marca distinta de resina compuesta como restauración en la preparación cavitaria de la misma pieza dentaria radiografiada aleatoriamente.

PLACA N°5 (en pieza dentaria):

- 1- Restauración de resina compuesta AMARIS®.
- 2- Restauración de resina compuesta BRILLANT NL®.
- 3- Restauración de resina compuesta CERAM X®.
- 4- Restauración de resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- 5- Restauración de resina compuesta Z350®.

El revelado de las placas radiográficas se obtuvo por medio de revelado automático, con un equipo marca AIR TECHNIQUES A/T 2000 Plus.

Todas las tomas radiográficas fueron contrastadas por quince observadores:

- Cinco Radiólogos Buco máxilofacial .
- Cinco Odontólogos generales.
- Cinco Estudiantes de Odontología de sexto año.

Para este efecto las placas radiográficas se colocaron en un negatoscopio de uso corriente en clínica y a cada evaluador se le entregó una pauta escrita con la información acerca de la experiencia a realizar y donde debieron contestar lo observado.

En esta encuesta, debieron ordenar las resinas compuestas observadas de mayor a menor grado de radiopacidad. De esta manera, se realizó primero la observación de las 4 radiografías oclusales con los

cuerpos de prueba radiografiados en distinto orden y posición con respecto al rayo y los ordenaron en la encuesta según su apreciación. Cada cuerpo de prueba tuvo un número de acuerdo al sentido horario para su identificación en la pauta.

Luego se observaron las radiografías con las restauraciones de cada resina compuesta en estudio sobre la pieza dentaria para la misma categorización.

Los resultados obtenidos fueron tabulados, analizándose de acuerdo a las observaciones realizadas, el promedio en que quedó cada resina compuesta en cuanto a su radiopacidad.



Figura n°7

Posteriormente, se realizó mediante un Scanner (EPSON EXPRESSION 10.000 XL) (fig n°7) la digitalización de todas las películas radiográficas anteriormente nombradas para la medición de la radiopacidad

de cada cuerpo de resina compuesta por si sola (fig n°8) y en la cavidad dentaria (fig n°9).

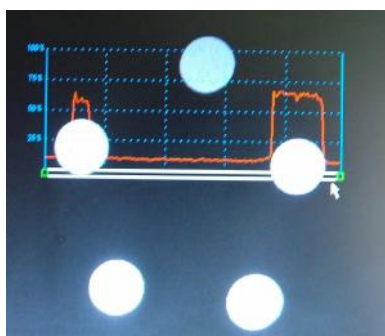


Figura n°8



Figura n°9

Esta medición de radiopacidad se hizo con un programa computacional NEMOCEPH NX 2004, (fig n°10) mediante la densitometría que consiste en un gráfico que representa la densidad de los colores de la imagen. Este gráfico aparece superpuesto a la imagen graficando la densitometría, en este caso, del color blanco en la radiografía.

Este gráfico podía ser cambiado de posición y de tamaño para una mejor evaluación, cuya escala era de 1 a 100%.

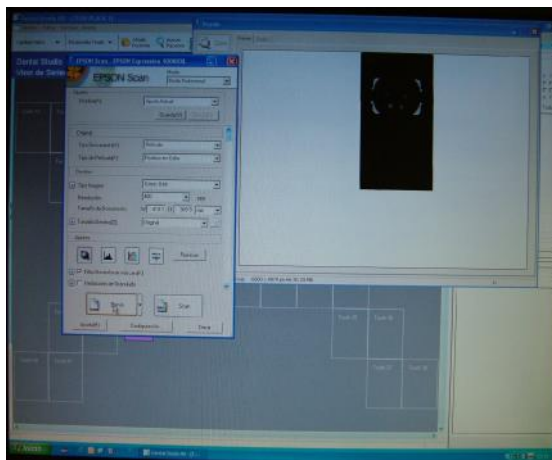


Figura n°10

De esta forma se obtuvieron valores de intensidad radiográfica para cada una de las resinas compuestas en las distintas placas analizadas y para un mejor análisis computacional del valor de la radiopacidad de las restauraciones en la cavidad dentaria estas fueron medidas en el diente y fuera de él.

Todo esto con el fin de comparar los resultados obtenidos de los observadores con el análisis computacional, para establecer si existe alguna correlación.

ENCUESTA

A continuación deberá ordenar los cuerpos enumerados de mayor a menor radiopacidad (**RO**). De esta manera, realizará primero la observación de las radiografías oclusales con los cuerpos de prueba radiografiados y los ordenará en la pauta según su apreciación.

Luego observará cada radiografía de las piezas dentarias restauradas para realizar la misma categorización.

1.- Ordene de mayor a menor **RO** los pellets radiografiados en superficie en la placa numero uno:

--	--	--	--	--

2.- Ordene de mayor a menor **RO** los pellets radiografiados en superficie en la placa numero dos:

--	--	--	--	--

3.- Ordene de mayor a menor **RO** los pellets radiografiados ortográficamente en la placa numero tres:

--	--	--	--	--

4.- Ordene de mayor a menor **RO** los pellets radiografiados ortográficamente en la placa numero cuatro:

--	--	--	--	--

5.- ¿Distingue los tejidos dentarios del material de obturación?

Si	NO

*Si ha respondido NO, indique cuál (es)

--	--	--	--	--

6.- Ordene de mayor a menor **RO** las restauraciones en la cavidad dentaria:

--	--	--	--	--

Mayor **RO**: Más blanco.

Menor **RO**: Más negro.

RESULTADOS

Resultados de la medición de la radiopacidad por método visual

En las tablas que a continuación se exponen, está el resultado obtenido de la medición visual de la radiopacidad de los diversos cuerpos de prueba.

PLACA N°1.

Radiopacidad en orden decreciente, de las probetas radiografiadas en superficie sobre en una película radiográfica oclusal, cuyo orden fue:

- Posición 1 resina compuesta AMARIS[®].
- Posición 2 resina compuesta BRILLANT NL[®].
- Posición 3 resina compuesta CERAM X[®].
- Posición 4 resina compuesta TETRIC N CERAM[®].
- Posición 5 resina compuesta Z350[®].

OBSERVADORES	SECUENCIAS DE RESPUESTAS				
Radiólogo n°1	4	3	2	5	1
Radiólogo n°2	4	3	2	5	1
Radiólogo n°3	4	3	2	5	1
Radiólogo n°4	4	3	2	5	1
Radiólogo n°5	4	3	2	5	1
Odontólogo n°6	4	3	2	5	1
Odontólogo n°7	4	3	2	5	1
Odontólogo n°8	4	3	2	5	1
Odontólogo n°9	4	3	2	5	1
Odontólogo n°10	4	3	2	5	1
Estudiante n°11	4	3	2	5	1
Estudiante n°12	4	3	2	5	1
Estudiante n°13	4	3	2	5	1
Estudiante n°14	4	3	2	5	1
Estudiante n°15	4	3	2	5	1

Frecuencia:

Moda: 4-3-2-5-1

	1	2	3	4	5
1°				15	
2°			15		
3°		15			
4°					15
5°	15				

De las cinco resinas compuestas la n°4 obtuvo la mayor RO, y la n°1 la menor según los encuestados.

PLACA N°2.

Radiopacidad en orden decreciente, de las probetas radiografiadas en superficie sobre una película radiográfica oclusal, cambiando el orden de posición de la radiografía n°1:

- Posición 1 resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- Posición 2 resina compuesta AMARIS®.
- Posición 3 resina compuesta CERAM X®.
- Posición 4 resina compuesta BRILLANT NL®.
- Posición 5 resina compuesta Z350®.

OBSERVADORES	SECUENCIAS DE RESPUESTAS				
Radiólogo n°1	1	3	4	5	2
Radiólogo n°2	1	3	4	5	2
Radiólogo n°3	1	3	4	5	2
Radiólogo n°4	1	3	4	5	2
Radiólogo n°5	1	3	4	5	2
Odontólogo n°6	1	3	4	5	2
Odontólogo n°7	1	3	4	5	2
Odontólogo n°8	1	3	4	5	2
Odontólogo n°9	1	3	4	5	2
Odontólogo n°10	1	3	4	5	2
Estudiante n°11	1	3	4	5	2
Estudiante n°12	1	3	4	5	2
Estudiante n°13	1	3	4	5	2
Estudiante n°14	1	3	4	5	2
Estudiante n°15	1	3	4	5	2

Frecuencia:

Moda: 1-3-4-5-2

	1	2	3	4	5
1°	15				
2°			15		
3°				15	
4°					15
5°		15			

De las cinco resinas compuestas la n°1 obtuvo la mayor RO, y la n°2 la menor según los encuestados.

PLACA N°3.

Radiopacidad en orden decreciente, de las probetas radiografiadas ortográficamente en una película radiográfica oclusal, cuyo orden fue:

- Posición 1 resina compuesta Z350®.
- Posición 2 resina compuesta CERAM X®.
- Posición 3 resina compuesta BRILLANT NL®.
- Posición 4 resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- Posición 5 resina compuesta AMARIS®.

OBSERVADORES	SECUENCIAS DE RESPUESTAS				
Radiólogo n°1	3	4	2	1	5
Radiólogo n°2	3	4	2	1	5
Radiólogo n°3	4	2	3	1	5
Radiólogo n°4	4	3	2	5	1
Radiólogo n°5	4	2	3	1	5
Odontólogo n°6	2	4	3	1	5
Odontólogo n°7	4	2	3	1	5
Odontólogo n°8	2	4	1	3	5
Odontólogo n°9	2	3	4	1	5
Odontólogo n°10	4	2	3	1	5
Estudiante n°11	4	3	2	5	1
Estudiante n°12	4	2	3	1	5
Estudiante n°13	4	2	3	5	1
Estudiante n°14	4	3	2	1	5
Estudiante n°15	4	2	3	1	5

Frecuencia:

Moda: 4-2-3-1-5

	1	2	3	4	5
1°	0	3	2	10	0
2°	0	7	4	4	0
3°	1	5	8	1	0
4°	11	0	1	0	3
5°	3	0	0	0	12

De las cinco resinas compuestas la n°4 obtuvo la mayor frecuencia de opinión como la más RO, y la n°5 la menor según los encuestados.

PLACA N°4.

Radiopacidad en orden decreciente, de las probetas radiografiadas ortográficamente en una película radiográfica oclusal, cuyo orden fue:

- Posición 1 resina compuesta BRILLANT NL®.
- Posición 2 resina compuesta AMARIS®.
- Posición 3 resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- Posición 4 resina compuesta Z350®.
- Posición 5 resina compuesta CERAM X®.

OBSERVADORES	SECUENCIAS DE RESPUESTAS				
Radiólogo n°1	3	1	5	4	2
Radiólogo n°2	1	3	5	4	2
Radiólogo n°3	3	1	5	4	2
Radiólogo n°4	3	1	5	4	2
Radiólogo n°5	3	1	5	4	2
Odontólogo n°6	3	1	5	4	2
Odontólogo n°7	3	1	5	4	2
Odontólogo n°8	3	1	5	4	2
Odontólogo n°9	3	1	5	4	2
Odontólogo n°10	3	5	1	4	2
Estudiante n°11	3	5	1	4	2
Estudiante n°12	3	1	5	4	2
Estudiante n°13	3	1	5	4	2
Estudiante n°14	3	1	4	5	2
Estudiante n°15	1	3	5	4	2

Frecuencia:

Moda: 3-1-5-4-2

	1	2	3	4	5
1°	2	0	13	0	0
2°	11	0	2	0	2
3°	2	0	0	1	12
4°	0	0	0	14	1
5°	0	15	0	0	0

De las cinco resinas compuestas la n°3 obtuvo la mayor RO, y la n°2 la menor según los encuestados.

PLACA N°5.

Distingue los tejidos dentarios del material de obturación:

- Posición 1 resina compuesta AMARIS®.
- Posición 2 resina compuesta BRILLANT NL®.
- Posición 3 resina compuesta CERAM X®.
- Posición 4 resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- Posición 5 resina compuesta Z350®.

OBSERVADORES	RESPUESTAS
Radiólogo n°1	Si
Radiólogo n°2	Si
Radiólogo n°3	Si
Radiólogo n°4	Si
Radiólogo n°5	Si
Odontólogo n°6	Si
Odontólogo n°7	Si
Odontólogo n°8	Si
Odontólogo n°9	Si
Odontólogo n°10	Si
Estudiante n°11	Si
Estudiante n°12	Si
Estudiante n°13	No (pieza n°5)
Estudiante n°14	Si
Estudiante n°15	No (pieza n°5)

Sólo dos de los encuestados no distinguió los tejidos dentarios del material de obturación, en ambos casos fue en la pieza n°5.

PLACA N°5.

Radiopacidad en orden decreciente, de las restauraciones en la cavidad dentaria, cuyo orden fue:

- Posición 1 resina compuesta AMARIS®.
- Posición 2 resina compuesta BRILLANT NL®.
- Posición 3 resina compuesta CERAM X®.
- Posición 4 resina compuesta TETRIC N CERAM®.
- Posición 5 resina compuesta Z350®.

OBSERVADORES	SECUENCIAS DE RESPUESTAS				
Radiólogo n°1	3	4	2	1	5
Radiólogo n°2	4	3	2	1	5
Radiólogo n°3	3	2	4	1	5
Radiólogo n°4	4	3	2	1	5
Radiólogo n°5	3	4	2	5	1
Odontólogo n°6	4	3	2	5	1
Odontólogo n°7	3	4	2	1	5
Odontólogo n°8	4	3	2	5	1
Odontólogo n°9	4	3	2	1	5
Odontólogo n°10	4	3	2	5	1
Estudiante n°11	3	4	2	1	5
Estudiante n°12	2	4	3	1	5
Estudiante n°13	3	4	2	1	5
Estudiante n°14	2	4	3	1	5
Estudiante n°15	4	3	2	1	5

Frecuencia:

Moda: 4-3-2-1-5

	1	2	3	4	5
1°	0	2	6	7	0
2°	0	1	7	7	0
3°	0	12	2	1	0
4°	11	0	0	0	4
5°	4	0	0	0	11

De las cinco restauraciones en la cavidad dentaria la n°4 obtuvo la mayor frecuencia de RO, y la n°5 la menor según los encuestados.

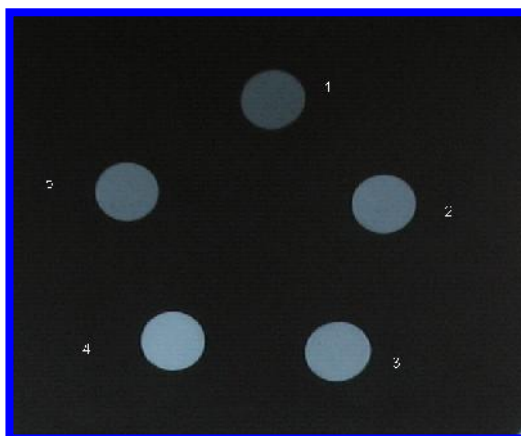
Resultados de la medición de la radiopacidad con imagen digitalizada

En las tablas que a continuación se exponen, está el resultado obtenido de la medición computacional de la radiopacidad de los diversos cuerpos de prueba.

PLACA N°1.

Para las resinas compuestas radiografiadas en superficie se obtuvo la siguiente radiopacidad:

UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC AMARIS®	46%
Numero n°2	RC BRILLANT NL®	65%
Numero n°3	RC CERAM X®	75%
Numero n°4	RC TETRIC N CERAM®	90%
Numero n°5	RC Z350®	63%

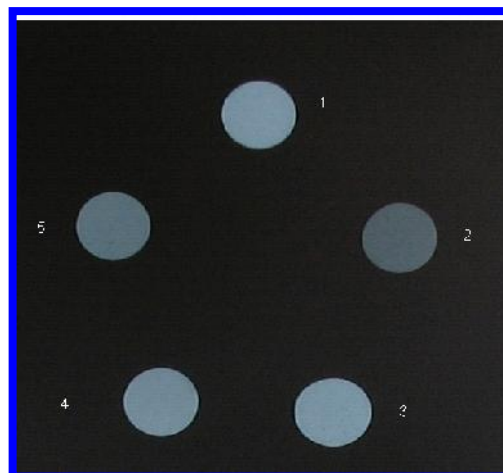


Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 4-3-2-5-1.

PLACA N°2.

Para las resinas compuestas radiografiadas en superficie con distinto orden a la placa anterior, se obtuvo la siguiente radiopacidad:

UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC TETRIC N CERAM®	90%
Numero n°2	RC AMARIS®	46%
Numero n°3	RC CERAM X®	75%
Numero n°4	RC BRILLANT NL®	65%
Numero n°5	RC Z350®	63%

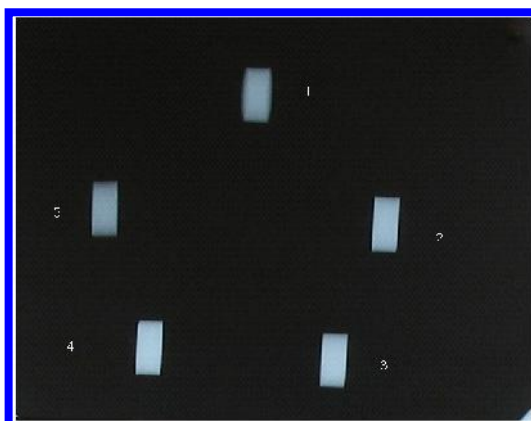


Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 1-3-4-5-2.

PLACA N°3.

Para las resinas compuestas radiografiadas ortográficamente en distinto orden se obtuvo la siguiente radiopacidad:

UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC Z350®	77%
Numero n°2	RC CERAM X®	89%
Numero n°3	RC BRILLANT NL®	87%
Numero n°4	RC TETRIC N CERAM®	93%
Numero n°5	RC AMARIS®	73%



Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 4-2-3-1-5.

PLACA N°4.

Para las resinas compuestas radiografiadas ortográficamente en distinto orden se obtuvo la siguiente radiopacidad:

UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC BRILLANT NL®	87%
Numero n°2	RC AMARIS®	73%
Numero n°3	RC TETRIC N CERAM®	93%
Numero n°4	RC Z350®	77%
Numero n°5	RC CERAM X®	89%



Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 3-5-1-4-2.

PLACA N°5.

A) Para los tejidos dentarios se obtuvo la siguiente radiopacidad:

TEJIDOS DENTARIOS RADIOGRAFIADOS	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Esmalte	83%
Dentina	80%
Pulpa	63%

B) Para las restauraciones radiografiadas en la cavidad dentaria se obtuvo la siguiente radiopacidad, ordenadas según la posición de las películas radiográficas en la placa de cartón:

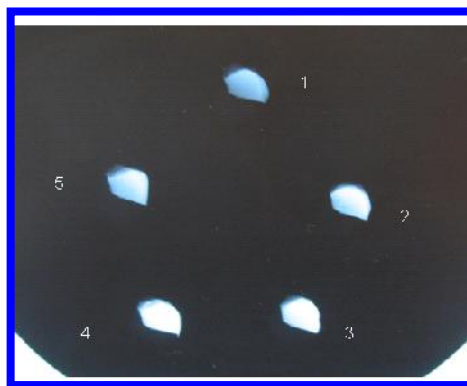
UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC AMARIS®	92,5%
Numero n°2	RC BRILLANT NL®	96%
Numero n°3	RC CERAM X®	96,5%
Numero n°4	RC TETRIC N CERAM®	96,5%
Numero n°5	RC Z350®	90%



Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 4-3-2-1-5.

C) Para las restauraciones radiografiadas fuera de la cavidad dentaria se obtuvo la siguiente radiopacidad:

UBICACIÓN DE LA PROBETA	MARCA COMERCIAL	PORCENTAJE DE RADIOPACIDAD
Numero n°1	RC AMARIS®	45%
Numero n°2	RC BRILLANT NL®	60%
Numero n°3	RC CERAM X®	67%
Numero n°4	RC TETRIC N CERAM®	75%
Numero n°5	RC Z350®	50%



Por lo tanto, según la digitalización de imágenes la secuencia de radiopacidad de mayor a menor será: 4-3-2-5-1.

DISCUSIÓN

En este trabajo de investigación se realizó un estudio comparativo in vitro de la radiopacidad de cinco marcas de resinas compuestas presentes en el mercado actualmente, mediante el método visual y con Imagen digitalizada.

Con el método visual se midió la percepción de la radiopacidad de cada uno de los observadores, los cuales se dividían en tres grupos: estudiantes de odontología, odontólogos generales y odontólogos con especialidad en radiología bucomaxilofacial, mediante este método se obtuvo que:

Placa nº1 y nº2

Coinciden en ambas placas el orden decreciente de la radiopacidad de las resinas compuestas que se encuentran en superficie a la película radiográfica, siendo la resina Tetric N Ceram de Vivadent la más radiopaca y la resina Amaris de Voco la con menos radiopacidad.

Placa nº3

Difieren de la placa nº1 y nº2 en que, no hay concordancia entre los encuestados para distinguir la radiopacidad de las resinas conjuntas. En esta placa la con mayor radiopacidad siguió siendo la resina Tetric N Ceram de Vivadent y la con menos fue Amaris de Voco, pero no con un 100% de

semejanza en el orden de las resinas en la respuesta de los distintos observadores.

Placa nº4

No mostró un 100% de concordancia entre los encuestados; En cuanto a la resina compuesta que obtuvo mayor y menor radiopacidad según la mayoría de los encuestados fueron exactamente las mismas que para las placas anteriores.

Placa nº5

Solo dos de todos los observadores no distinguió los tejidos dentarios de la restauración de resina compuesta, que para ambos casos pertenecía a la marca comercial de Z350 de 3M.

En cuanto a la observación de resinas compuestas como restauraciones en una pieza dentaria, las respuestas de los observadores fueron muy diversas, con diferencias, ya que la resina Tetric N Ceram se mantuvo como la con mayor radiopacidad, pero la con menor radiopacidad fue Z350 de 3M, mientras que con el método de digitalización de imágenes, que se corresponde con las preguntas de la encuesta formulada se obtuvo los siguientes resultados:

Placa nº1: 4-3-2-5-1

100% de coincidencia con el método visual.

Placa nº2: 1-3-4-5-2

100% de coincidencia con la secuencia del método visual.

Placa nº3: 4-2-3-1-5

100% de coincidencia con el método visual.

Placa nº4: 3-5-1-4-2

Existen diferencias con la segunda y tercera radiopacidad del método visual

Placa nº5: 4-3-2-1-5

Existe absoluta coincidencia con la secuencia del método visual, pero al analizar computacionalmente las restauraciones por si solas, sin los tejidos dentarios, varía la posición de la cuarta y quinta resina compuesta.

Las diferencias encontradas entre la percepción visual y computacional se puede explicar debido a que dentro de las personas encuestadas se encontraban estudiantes de Odontología, odontólogos generales y odontólogos especialistas en radiología bucomaxilofacial, los cuales no poseen

la misma experiencia en la observación radiográfica y por lo mismo la misma agudeza visual. En cuanto al proceso computacional hay que contemplar el escáner de las imágenes y la resolución de colores del computador en que se trabajó.

En cuanto a las distintas marcas en estudio de resina compuesta, si bien todas fueron radiopacas, fue posible distinguir cual tenía más o menos radiopacidad. Pero, hay que tener en cuenta los objetivos que cada fabricante persigue y con esto, quizás el hecho de una menor cantidad de elementos radiopacos va en proporción de un mayor logro estético del material o por otro lado el mayor grado de grosor de este material analizado sea indicativo de mayor radiopacidad como objetivo del fabricante o simplemente la suma que ocurre entre el material y los tejidos dentarios sea lo que se espera por parte del fabricante para obtener buenos índices de radiopacidad⁹⁻¹⁹.

Otro aspecto importante en todo esto, es tener en cuenta, que elementos radiopacos ocupa cada marca comercial debido a que esto también va provocar diferencias a nivel radiográfico¹⁴⁻¹⁷.

Por ultimo, otro factor a considerar y que podría influir, es la proporción de relleno que posee cada resina compuesta según la marca comercial, ya que éstas pueden tener mayor o menor grado de radiopacidad¹⁶⁻¹⁷⁻¹⁸.

CONCLUSIONES

De acuerdo a la metodología utilizada en este estudio, se pudo concluir que:

- Existen diferencias entre la radiopacidad de las cinco resinas compuestas que fueron estudiadas y cada uno de los tejidos dentarios.
- Las cinco marcas de resinas compuestas que fueron estudiados presentaron una radiopacidad individual y por lo tanto diferente entre si, ya que cada observador que fue encuestado pudo ordenar en forma decreciente según el grado de radiopacidad las resinas evaluadas y decidir cual era la que revelaba más radiopacidad según su criterio.
- No existen diferencias de importancia en la radiopacidad de las cinco resinas compuestas que están presentes en el mercado actualmente, debido a que por medio del método visual y por el método computacional no se logró distinguir grandes diferencias en la radiopacidad de los materiales antes mencionados.
- A pesar de la estandarización para la medición visual, se produjeron diferencias en la percepción por parte de los observadores de la radiopacidad de las resinas en estudio.

- La radiopacidad de cada uno de los materiales dentales en estudio se vio directamente influenciado por el aumento de grosor del mismo material o cuando fue analizado en la cavidad dentaria, todo esto logró un aumento proporcional de la radiopacidad de la resina compuesta a medida que aumentaba el grosor, en relación al material atravesado por el rayo.
- La resina estudiada que presentó más radiopacidad en este trabajo, fue la resina compuesta Tetric N Ceran (Vivadent), tanto en la medición visual como computacional.
- Los materiales dentales en estudio con menor radiopacidad fueron: las resinas Amaris (Voco) y Z350 (3M), tanto en la medición visual como computacional.
- La única resina compuesta que tuvo problemas para ser distinguida de los tejidos dentarios como restauración, por dos observadores, fue la perteneciente a la marca comercial 3M de la resina compuesta Z350.

- En virtud de lo anterior, se aprueba la hipótesis “Existen diferencias, en la radiopacidad de distintas resinas compuestas fotopolimerizables presentes en el mercado actualmente”.

RESUMEN

Se comparó con imágenes radiográficas la radiopacidad de las siguientes resinas de obturación Presentes en el mercado actualmente: Tetric N Ceram (Vivadent); Z350 (3M); Amaris (Voco); Brillant (Coltene); Ceram X (Denstply).

Con estas resinas compuestas se confeccionaron probetas calibradas de los cinco materiales de Obturación en estudio. Además se confeccionaran cinco placas las cuales contenían distintas imágenes radiográficas. Las cuales se radiografiaron en superficie y ortográficamente a la película con distinto orden dichos cuerpos de prueba. Finalmente en la placa nº5 se radiografiaron las restauraciones de las resinas de Las distintas marcas en estudio en una cavidad expulsiva estandarizada en una pieza dentaria a obturar Aleatoriamente.

Las imágenes radiográficas fueron analizadas por medio de una encuesta por 15 observadores, de los cuales, cinco eran estudiantes de Odontología, cinco Odontólogos generales y cinco radiólogos Bucomaxilofacial.

Todas las resinas estudiadas presentaron algún grado de radiopacidad, siendo la más radiopaca, la resina Tertric N Ceran de Vivadent y las con menor radiopacidad las resinas Amaris de Voco y Z350 de 3M. No hubo problema en distinguir las resinas de obturación de los tejidos dentarios. La

digitalización de las imágenes radiográficas se realizó con un programa computacional NEMOCEPH NX 2004 que mediante la densitometría media la densidad de la imagen para cada una de las resinas compuestas.

Esta medición arrojó valores de radiopacidad absolutas que establecieron que si existen diferencias en la radiopacidad de las cinco marcas comerciales de resinas compuestas de Obturación de uso dental estudiadas.

BIBLIOGRAFÍA

- 1.- **GRAIG, R. O' BRIEN, W. POWERS, J.** Materiales Dentales, propiedades y manipulación. Sexta Edición, Editorial Mosby 1996.294. Pág: 55-78cap 4.

- 2.- **GLADYS, S. VAN MEERBEEK, B. BRAEM, M.** Comparative caracterización físico-mecánica de los nuevos híbridos convencionales con materiales restauradores de ionómero de vidrio y resina compuesta materiales restauradores. J Dent Res 76:883-894, 1997

- 3.- **CHRISTENSEN, GJ.** Resina de ionomero de vidrio: un concepto de maduración. J Am Dent Assoc 124:248-249,1993

- 4.- **ANUSAVICE, K.** Ciencia de los Materiales Dentales. Décima Edición, Editorial Mc Graw 1998.746. Pág: 283-310 cap12.

- 5.- **TAIRA, M. TOYOOKA, H. MIYAWAKI, H.** Studies on radiopaque composites containing ZrO₂-SiO₂ fillers prepared by the sol-gel process. Dent Mater 9:167-171. may, 1993.

- 6.- **DIDIER DIERSCHI.**TETRIC CERAM. Anatomical application of a new direct ceromer, Signatura internacional.2 (2): 8-11. Septiembre, 1997.
- 7.- **EHRMANTTRAUT N. y BADER M.** Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias. Rev. de la Facultad de Odontología de la U. Chile.12 (2):22-27, jul-dic, 1994.
- 8.- **MURCHINSON, D. CHARLTON, D. MOORE, W.** Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence International 30: 179-184, 1999.
- 9.- **ESPELID, I. et al.** Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. Dent Mater 7:114-117, April, 1991.
- 10.- **PITTST, N.** Diagnostic methods for caries: What is appropriate when? J Dent 19: 377-382, 1991.
- 11.- **ABOU-TABL, Z. TIDY, D. COMBE, E.** Radiopacity of composite Restorative Materials. Br dent J 147,187, 1979.
- 12.- **EL-MOWAFY, O. BROWN, J. McCOMB, D.** Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. J Dent 19: 366-368, 1991.

13.- **GOSHIMA, T. GOSHIMA, Y.** Radiographic detection of recurrent carious lesions associated with composite restorations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 70: 236-9, 1990.

14.- **WILLEMS, G. et al.** Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. J Dent 19: 362-365, 1991.

15.- **GOMEZ, R. A.** “fundamentos-protección antirayos X- técnica laboratorio interpretación.” Radiológica odontologica.editorial mundi S.A. 1968. 3: 49-71.

16.- **CURTIS, Jr. PAUL, M. and et al.** “The radiographic density of composite restorative resins”. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 70:226-230. August 1990.

17.- **WATTS, D.C.** “Radiopacity vs composition of some barium and strontium glass composites”.j.dent 15:38-43. August 1987.

18.- **BOWEN, R.L. and CLEEK, G. W.** “A new series of x- ray opaque reinforcing fillers for composite materials”.j dent Res. 51:177-182. junary-february 1972

19.- **SÖDERHOLM, K, J.M.** "Leaking of fill in dental composites".J. dent 62:126-130. February 1983.

20.- **OMAR, O.E. and et al.** "Effects of aqueous storage on the radiopacity of posterior composite".J. Dent Res. 66:210.1987

21.- **SUZUKI, H. and et al.** refractive- index-adjustable fillers for visible-light-cured dental resin composites: preparation of TiO₂ glass powder by the sol-gel process.J.Dent Res 18:19-21. May 1991.

22.- **LUTZ, F. and et al.** "In vivo and in vitro wear of potential posterior composite".J. Dent Res 63:914-920.1984.

23.- **WILLIAMS, J.A. and BILLIGTON, R.W.** "A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials".J.Oral Rehabil. 14:267-269.1987.

24.- **STANFORD, CLARK M. and et al.** Radiopacity of light-cured posterior composite resins". Research Reports. 105: 722-724. November 1987.

25.- **COOK WAYNE D.** "An investigation of radiopacity of composite restorative materials". Australian Dental Journal, 26: 105-112. April 1981.

26.- **COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENT, AND EQUIPMENT.**-"The desirability of using radiopaque plastics in dentistry: a status report". Association Reports. 102:347-349.March 1981.

27.- **HAUSSMAN, E. and et al.** "Progression of untreated periodontitis as assessed by subtraction radiography". Journal of Periodontal Research. 21:716-721.April 1986.

28.- **VAN DER STELT, P.F.** "Modern Radiographic Methods in the diagnosis of periodontal Disease". Adv Rest Dent. 7: 158-162.Agust 1993.

29.- **RUTTIMANN, U.E. WEBBER, R.L.** "A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography".J. Pperiodont Res. 21:486-495. 1986.

30.- **OHKI, M. and et al.** "A contrast correction method for digital subtraction radiography".J. Periodont Res. 23: 277-280. 1988.

31.- **JEFFCOAT, MARJORIE K.** “Radiographic diagnosis in periodontics” Periodontology 2000. 7: 54-68.1995.

32.- **PHILLIPS, R.W.** “La ciencia de los materiales Dentales”. 10ª Edición. Editorial Interamericana. México. 1998. Cap.12

33.-

http://media.ivoclarvivadentcom/pdf/binarydata_es/info/blue_Wissdoku.pdf

34.- <http://www.sdi.com.au/ice/specs.asp>

35.- <http://cms.3m.com/cms>

36.- <http://www.voco.com>

37.- **STUDERVANT, J.HEYMANN, H., ROBERSON, T.** “Operatoria Dental. Arte y Ciencia”. 3ª Edición. Editorial Harcourt Brace. Madrid. España. Marzo 1999 cap.6.

38.- **CORDERO, V.** “Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con tecnica adhesiva con grabado acido total v/s un sistema adhesivo autograbante”.

Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista, facultad de Odontología, Universidad de Chile.2004.

39.- **URZUA, I. STANKE, F.** “Nuevas estrategias en cariología”, Editorial Arancibia Hermanos 1999. Pág: 7, 13.