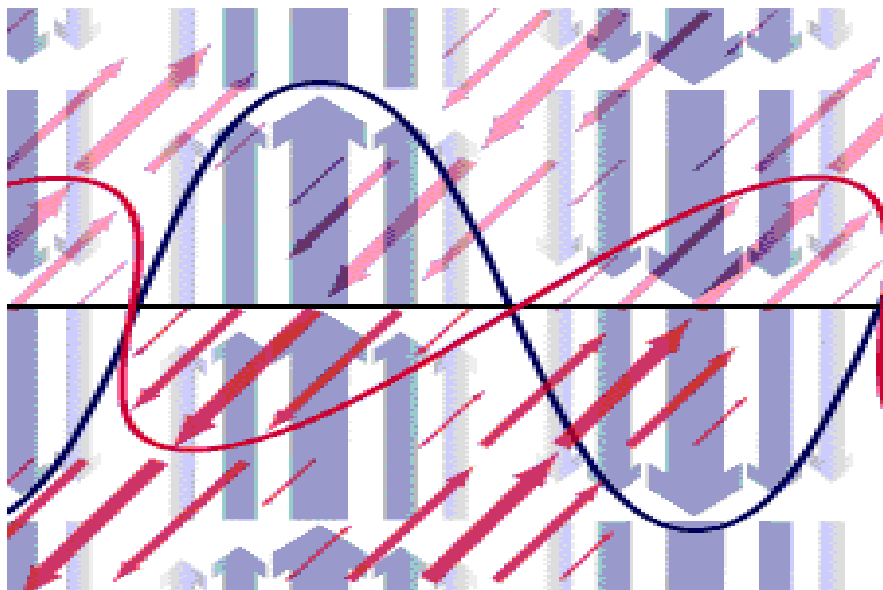


Universidade de Santiago de Compostela
Facultade de Medicina e Odontoloxía
Departamento de Estomatoloxía
Unidade de Patoloxía e Terapéutica Dental II



Espectroscopía dieléctrica “in vitro” de dentes sanos y reconstruídos



Berta Rivas Mundiña
Santiago de Compostela, 2009

Universidade de Santiago de Compostela
Facultade de Medicina e Odontoloxía
Departamento de Estomatoloxía
Unidade de Patoloxía e Terapéutica Dental II



Espectroscopía dieléctrica “in vitro” de dentes sanos y reconstruídos

Berta Rivas Mundiña
Santiago de Compostela, 2009

Espectroscopía dieléctrica “in vitro” de dientes sanos y reconstruidos

**Memoria presentada para optar al grado
de Doctor en Odontología la graduada:**

Berta Rivas Mundiña

Directores:

**Profa. Dra. Purificación Varela Patiño
Universidade de Santiago de Compostela**

**Prof. Dr. Benjamín Martín Biedma
Universidade de Santiago de Compostela**

**Prof. Dr. Pablo Martín Botta
Universidad Nacional de Mar del Plata (Argentina)**

Santiago de Compostela, 2009



ODONTOLOXÍA

Facultade de Medicina e Odontoloxía

Entrerriós, s/n

15782 Santiago de Compostela

Tlfn. 981 559 949 - Fax. 981562 226

Dña. **PURIFICACIÓN VARELA PATIÑO**, Doctora en Medicina por la Universidad de Santiago de Compostela y Profesora Titular de Patología y Terapéutica Dental de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela; D. **BENJAMÍN MARTÍN BIEDMA**, Doctor en Medicina por la Universidad de Santiago de Compostela y Profesor Titular de Patología y Terapéutica Dental de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela y D. **PABLO MARTÍN BOTTA**, Doctor en Ciencia de Materiales por la Universidad Nacional de Mar del Plata, Investigador de INTEMA-División Cerámicos (CONICET) y Profesor del Departamento de Ingeniería Química de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina,

CERTIFICAN:

Que la presente memoria titulada **“ESPECTROSCOPIA DIELECTRICA “IN VITRO” DE DIENTES SANOS Y RECONTRUIDOS”**, fue realizada bajo nuestra dirección por Dña. **BERTA RIVAS MUNDIÑA** y, una vez concluida, autorizamos su presentación para optar al Grado de Doctor en Odontología por la Universidad de Santiago de Compostela.

Para que así conste, expedimos y firmamos la presente certificación,
en Santiago de Compostela a 9 de febrero de 2009

Purificación Varela

Benjamín Martín

Pablo M. Botta

Agradecimientos

Esta memoria es el resultado del trabajo en equipo y la colaboración de un gran número de personas a las que me gustaría expresarles mi gratitud.

A los Profesores Dra. Purificación Varela y Dr. Benjamín Martín, dos de los directores de este proyecto, gracias por motivarme a investigar, a presentar trabajos y a no perder la curiosidad por conocer nuevas cosas y probar nuevos materiales y técnicas.

Al Prof. Dr. Pablo M. Botta, del INTEMA, CONICET-Universidad Nacional de Mar del Plata, tercer director de este trabajo, que durante su estancia de tres años en nuestra universidad, colaboró estrechamente en las medidas dieléctricas y este trabajo no hubiese sido posible sin su ayuda.

Al Prof. Dr. José Bahillo, que con los Profs. Dres. Pedro Rivas, Francisco Paz Pumpido y Giuseppe Cantatore, me han enseñado que nunca se sabe lo suficiente y hay que seguir formándose constantemente para que no haya retos imposibles en la odontología.

Al Prof. Dr. José Rivas, mi padre, por enseñarme que todo en la vida está relacionado y gobernado por la física. Y mostrarme que la odontología es un campo en el que uniendo esfuerzos con la física podríamos entender mejor la distribución de fuerzas, comportamiento de los materiales, descubrir nuevas aplicaciones de la nanotecnología, utilidad de los imanes, uso de la microscopía, NMR, Rx, etc. Eres siempre un ejemplo de constancia, superación, esfuerzo y trabajo, es difícil seguirte el ritmo.

Al Prof. Dr. Paul Ashley, director de la unidad de odontología pediátrica del Eastman Dental Institute de Londres, por recibirnos en su universidad, mostrar interés por nuestro trabajo, aportar nuevas ideas en la investigación y por la lectura crítica de los manuscritos.

A la Dra. Cristina Hoppe, del INTEMA CONICET-Universidad Nacional de Mar del Plata, por su ayuda a la hora de elegir las resinas más adecuadas para el estudio. Al Prof. Dr. Alfonso Fondado, por su colaboración en la creación de un aparato de medida

específico para nuestro estudio. Al Prof. Dr. Francisco Rivadulla, por facilitarme ayuda en todo momento y permitirme el uso de la aparatología e instalaciones del FEDER.

A Alexia mi compañera de faenas durante dos intensísimos e inolvidables años en la facultad, en los que conocí a una cómplice en la odontología y en la vida.

A todos los colaboradores y tutores de la asignatura de Patología y Terapéutica Dental II, que dedican esfuerzo y tiempo a formar a futuros dentistas. Y a los alumnos del master, ejemplo de que este grupo sigue aumentando.

Gracias a todos

ÍNDICE

Prefacio

<u>CAPÍTULO 1: Introducción</u>	27
1.1 Diagnóstico de caries	29
1.2 Requisitos de un método diagnóstico ideal	34
1.2.1 Nuevos métodos para el diagnóstico de caries	34
1.3 Materiales de reconstrucción	37
1.3.1 Amalgama de plata	38
1.3.2 Composite	41
1.3.3 Postes prefabricados	42
1.3.4 Otros materiales de restauración	46
1.4 Propiedades físicas de los materiales de reconstrucción	47
1.4.1 Introducción a las propiedades dieléctricas	51
1.4.2 Relajación interfacial. Efecto de Maxwell-Wagner	58
<u>CAPÍTULO 2: Objetivos</u>	61
<u>CAPÍTULO 3: Materiales y Métodos</u>	65
3.1 Preparación de las muestras para su caracterización dieléctrica.....	67
3.1.1 Discos de dentina recubiertos de resina epoxi.....	68
3.1.2 Muestras “multicapa”	71
3.2 Técnicas de medida.....	82
3.2.1 Equipo de medida de la constante dieléctrica.....	82
3.3 Preparación de las muestras para SEM.....	85
3.4 Microscopía electrónica.....	87
<u>CAPÍTULO 4: Resultados experimentales</u>	91
4.1 Comportamiento de la dentina sana y sus variaciones con la edad	93
4.1.1 Análisis dieléctrico de la dentina sana y sus variaciones con la edad	93
4.1.2 Análisis SEM de la dentina sana y sus variaciones con la edad.....	101
4.2 Comportamiento dieléctrico del diente cariado	102

4.3 Comportamiento dieléctrico de la dentina y los materiales restauradores (amalgama y composite).....	104
4.4 Comportamiento del diente reconstruido con postes prefabricados	107
4.4.1 Postes de fibra.....	107
4.4.2 Postes de titanio	109
4.4.3 Comportamiento de complejo esmalte-dentina con poste de titanio y de resina reforzada con fibra de vidrio	112
<u>CAPÍTULO 5: Discusión</u>	115
<u>CAPÍTULO 6: Conclusiones</u>	125
<u>BIBLIOGRAFÍA</u>	129
<u>PUBLICACIONES CIENTÍFICAS</u>	141
<u>ANEXO I: Sistemas de salud bucodental en España y algunos países europeos</u>	155
<u>ANEXO II: Efectos secundarios de la amalgama y el mercurio en el medio ambiente y la cadena alimentaria</u>	167

PREFACIO

Con el paso del tiempo las enfermedades bucodentales han ido alcanzando dentro de la sociedad una importancia cada vez más relevante. Ya nadie duda de que una mala salud oral puede llevar asociados problemas como infecciones de carácter sistémico, impedir una correcta masticación y por tanto puede dar lugar a estados de malnutrición y problemas gástricos, provocar una incorrecta vocalización, problemas para relacionarse con los demás y cada vez cobra un mayor protagonismo la estética dental. Se ha llegado a relacionar directamente una estética correcta con el estado de salud.

Las enfermedades orales afectan a todos los estratos sociales y a todas las civilizaciones. La patología oral, que podemos destacar como la que con más frecuencia se presenta es la caries. Esta patología genera por tanto un mayor número de situaciones de enfermedad, costes económicos y causa gran parte de las urgencias de forma directa o indirecta que se producen en la clínica dental.

En el hombre, la aparición de las primeras caries se han constatado en el Australopithecus y Paranthopus, fechadas hace más de un millón de años. El fósil hallado más importante a este respecto es el Cráneo 8 de Rodesia del Pleistoceno Superior, que de 13 dientes presenta 11 cariados (González Iglesias, 1998).

La caries ha sido objeto de estudio en todas las civilizaciones desde la antigua Mesopotamia, se cree que la odontología como especialidad tuvo su origen aproximadamente en el año 3000 a.C. Después del 2500 a. C., los fenicios utilizaban bandas y alambres de oro. Alrededor del año 700 a.C. los etruscos tallaban marfil o hueso para construir prótesis parciales de dientes, y en momias egipcias han aparecido dientes humanos trasplantados o tallados en marfil. Alrededor del año 600 a. C. los mayas utilizaron segmentos de conchas a modo de implantes dentarios. Los mayas y posteriormente los aztecas empleaban incrustaciones de oro, de piedras y de minerales, principalmente con fines decorativos. Y a lo largo de la historia se han ido utilizando multitud de materiales restauradores como cementos, gutapercha, plomo, corcho, láminas de estaño, ágata, plata, oro, etc. (Phillips, 2007); y las inquietudes se pueden trasladar a nuestros días, todos los esfuerzos iban dirigidos a diagnosticar la aparición de caries en estadios cada vez más tempranos y solucionar esta situación de enfermedad. Objetivos en los que se fundamentan todos los programas de salud bucodental de los países de nuestro entorno.

Mucho se ha avanzado en el diagnóstico, cada vez más preciso y temprano, de la caries. En este trabajo pretendemos proponer un nuevo método diagnóstico que nos dará información de la presencia de cualquier tipo de discontinuidad en el esmalte, pudiendo anticiparnos a lesiones de caries ya manifiestas e incluso podríamos diagnosticar lesiones reversibles.

Asociado a la caries, siempre han estado ligados los materiales dentarios utilizados para obturar las cavidades. Mucho se ha evolucionado desde que en la antigüedad se utilizasen materiales que provenían directamente de la naturaleza, como astillas de madera, resinas, barro, etc. Más adelante se evolucionó al uso de metales fundidos, hasta llegar al uso de una llamada “pasta de plata” descrita en la obra de Sy Kung (659 a.C.) (González Iglesias, 1998). Hoy en día, el estudio de los materiales odontológicos es un campo en constante evolución; cada vez exigimos un material de obturación que cumpla un mayor número de requisitos.

Los materiales más utilizados en odontología conservadora como son amalgama de plata, “composites” y los postes prefabricados de titanio o de resina, son objeto de estudio para el análisis de sus propiedades. Dentro de las propiedades físicas, nosotros estudiaremos el comportamiento electromagnético de estos materiales. Propiedades que cobran una importancia vital en el mundo desarrollado en el que estamos sometidos de forma constante a radiaciones electromagnéticas. Obtendremos información más detallada sobre la caracterización electromagnética de materiales dentales que pueden ser un elemento más para decidir en qué casos sería más aconsejable el uso de ciertos materiales frente a otros.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

El aumento dramático en la prevalencia de caries en la sociedad, los cambios en la distribución de la aparición de la misma y las patologías asociadas han sido estudiadas en profundidad en los últimos 30 años (Marthaler, 2004).

Los diferentes estudios epidemiológicos nos muestran un descenso en la aparición de caries en los países desarrollados, y se han llegado a identificar grupos con un mayor riesgo de padecer caries. A pesar de todo, el problema sigue presente y no se ha erradicado, la caries sigue apareciendo en la población en general.

Recientes estudios confirman la presencia de caries activa en adolescentes y jóvenes adultos, incluso en países que podríamos considerar un ejemplo a seguir en su sistema sanitario de salud oral como Suecia o Noruega (Mejàre et al., 2004; Poorterman et al., 2003).

Europa está unida por lazos económicos y políticos pero cada uno de los países integrantes sigue manteniendo autonomía para regular su asistencia sanitaria. A nivel de la salud bucodental cada país de la Unión Europea decide autónomamente cuáles serán sus prestaciones y a qué grupos de población va a ir encaminada. Los sistemas de salud dental, muestran diferencias y similitudes que pueden proporcionarnos soluciones e ideas para los problemas y carencias que todavía presenta nuestro sistema (López Rábade y Smyth Chamosa, 2006) (ver ANEXO I).

1.1 Diagnóstico de caries

Como se desprende del resumen de las líneas de acción a nivel de sanidad oral en algunos de los países europeos para la detección precoz de enfermedades orales y su prevención, principalmente en niños, presentado en el Apéndice I, en las diferentes políticas de salud oral, la enfermedad a la que van principalmente encaminados todos los esfuerzos, es la caries basándose en lograr la prevención y una identificación cada vez más temprana que favorezca tratamientos más sencillos, conservadores y menos costosos.

La caries recordemos que es una enfermedad infecciosa con una etiología multifactorial. Las principales bacterias responsables de la caries son *Streptococcus mutans* y *Lactobacillus*, aunque también otras bacterias pueden dar lugar a la desmineralización del esmalte, a un ritmo más lento (Echeverría García y Fumarola Suñé, 2008).

Durante los últimos años la incidencia de caries ha disminuido drásticamente en la mayoría de los países industrializados, y razones de todo tipo han sido analizadas como el efecto del flúor, incremento de la higiene oral, variaciones en el consumo de azúcares, cambios en la dieta y composición salival, inmunidad de la población, etc. (Barbería, 1995).

Este descenso en el número de caries provocó el desarrollo de nuevos principios para diagnosticar y conocer los orígenes de la misma, haciendo una especial referencia a cómo y cuándo tratarlas.

Como comentábamos anteriormente uno de los factores responsables del descenso en el número de caries en los últimos tiempos, es la popularización del uso de pastas dentífricas fluoradas (Bowen, 1994). La capacidad del flúor para impedir o detener el avance de la caries ha sido muy estudiada. El flúor tiene principalmente tres mecanismos de acción:

- Inhibe el metabolismo bacteriano cuando la placa se acidifica
- Inhibe la desmineralización durante el ataque ácido
- Favorece la remineralización

Muchos estudios se orientan en el uso preventivo del flúor en niños mediante diferentes formas de aplicación: por parte del profesional en la consulta en gel (American Dental Association Council on Scientific Affairs, 2006), barnices al 5% de flúor (Weintraub et al., 2006).

El flúor es considerado un elemento fundamental para el tratamiento de niños que presenten caries rampantes. Las recomendaciones más recientes para el tratamiento de este tipo de caries que afecta a niños se basan en tres pilares:

- 1) evaluar el estado de afectación de caries y de los factores de riesgo individuales

2) remover la caries y realizar obturaciones provisionales con materiales que contengan flúor (p. ej. ionómero de vidrio)

3) establecer un programa de prevención con administración de flúor y dieta adecuada (Guzmán-Armstrong et al., 2007).

Incluso llega a sugerirse que con un incremento en el número de cepillados de la población y una mayor educación en salud bucodental el número de caries se reduciría (Benson y Phagan, 1983).

A partir de los años 70, se empieza a cuestionar el método tradicional de diagnóstico de caries con sonda (Sawle y Andlaw, 1988). Esto favoreció el desarrollo de nuevos sistemas y técnicas para el diagnóstico de caries (Angmar-Mánsson et al., 1996) y se demostró que las lesiones incipientes de caries podrían detenerse o incluso remineralizarse, produciéndose la curación (Pitts, 2004).

Durante años la odontología ha estado utilizando un enfoque regenerador de dentina, el uso de hidróxido de calcio estimula la reparación o formación de dentina reaccionaria, como curación de la patología (Nör, 2006). Estudios realizados en animales llegan incluso a demostrar la creación de tejido calcificado en tejido conectivo ante la aplicación de estímulos externos (Machado et al., 2006). Explica por tanto la calcificación de cámaras pulpares y conductos. Estos estudios abren la posibilidad de pensar en una estimulación controlada de la creación de dentina reparativa.

El diagnóstico correcto es la detección de lesiones de caries en fases cada vez más tempranas para minimizar la pérdida de estructura dentaria, incluso evitar su avance o lograr su reparación. Esto hace imprescindible la necesidad de que cada vez dispongamos de dispositivos y métodos de diagnóstico más precisos y sensibles.

En los últimos años se han producido grandes avances en el conocimiento de cómo son los estadios de la evolución del avance de la caries. A nivel de la práctica clínica esto se traduce en un conocimiento de cómo se van afectando los tejidos duros del diente con la

caries. En una fase inicial el primer signo es una desmineralización del esmalte, no detectable clínicamente. Es el resultado del efecto de la placa bacteriana sobre los tejidos dentarios más superficiales (Fejerskow, 1997). La primera imagen visible de la lesión de caries es la “mancha blanca”, y para verla es necesario secar cuidadosamente la superficie dental. Su aspecto es blanco mate y reflejan el aumento de porosidad del esmalte debido a la disolución por el ácido producido por las bacterias cariogénicas (Echevarría García y Pumarola Suñé, 2008).

En estas primeras fases la afección de los tejidos es reversible, puede existir una remineralización. En estudios histopatológicos se observó esta recuperación, tras restaurar el equilibrio entre desmineralización y remineralización (Holmen et al., 1987). Esta capacidad potencial de remineralización tiene muchas posibilidades en un futuro para el tratamiento de la caries, siendo necesario como decíamos un diagnóstico de caries en esta fase inicial, difícil con los métodos que tenemos a nuestro alcance en la actualidad.

En muchos casos la caries se esta tratando ya como una enfermedad endémica crónica. La naturaleza de hablar de cronicidad la observamos en una lenta evolución de la enfermedad, siendo importante tener a nuestro alcance medios que no sólo nos ayuden al diagnóstico sino también a poder realizar un seguimiento o monitorización de las lesiones a lo largo del tiempo. Esto nos ofrece la oportunidad de vigilar o revertir los síntomas en las fases más iniciales o de hacer tratamientos provocando una menor pérdida de tejidos duros del diente. Estamos iniciando una nueva era en la odontología conservadora mínimamente invasiva.

A pesar de todos estos esfuerzos por la prevención que hemos descrito en las políticas sanitarias de todos los países, siguen existiendo casos en que esta fase inicial de la caries avanza comprometiendo una mayor extensión de tejidos, haciendo necesaria una intervención restauradora de la lesión. Basándonos en esta evolución natural del avance de la lesión cariosa, una detección e intervención tempranas de la caries, son los objetivos principales para evitar un avance de las lesiones ya establecidas y favorecer la reparación de las lesiones incipientes (Fetherstone, 2004).

Los métodos de diagnóstico tradicionales como son: exploración táctil con sonda, método visual y radiográfico, presentan una baja sensibilidad y alta especificidad. El

diagnóstico visual basándonos en un cambio de coloración en los márgenes de la restauración, no siempre es un parámetro para medir caries. Un diagnóstico táctil con sonda, debe ser muy cuidadoso, con la presión ejercida podríamos dañar los márgenes de las restauraciones o los prismas del esmalte. Las radiografías nos ofrecen una información muy limitada, por ejemplo los márgenes de la restauración pueden quedar ocultos por la radiopacidad de la restauración (Tveit y Espelid, 1992).

Ninguno de los métodos de diagnóstico convencionales, por si solo, es capaz de detectar las lesiones en todas las superficies dentales. Por lo tanto, es necesario aplicar varios métodos en un mismo paciente para diagnosticar las lesiones presentes (Dodds, 1993; Ismail et al, 1997) Además, los métodos de detección presentan otras desventajas; una de ellas es el ofrecer sólo respuestas de presencia o ausencia de enfermedad, no nos dan una medición del grado de afectación dental (Dodds, 1993), siendo incapaces de detectar la actividad de la lesión (Pitts, 1997).

Los métodos descritos de diagnóstico tampoco son de utilidad para detectar caries secundarias formadas en los márgenes de una restauración antigua en las fases más iniciales. Y una gran parte de las restauraciones realizadas en la odontología conservadora, en la práctica general, son para reparar o rehacer obturaciones presentes. Las caries secundarias son responsables del reemplazo de obturaciones presentes entre un 40-79% (Özer y Thylstrup, 1995). Para la detección temprana de las caries secundarias necesitamos dispositivos de diagnóstico de caries adecuados y más precisos de los que disponemos en la actualidad.

Como resumen podemos decir que los métodos convencionales de detección de caries, son útiles para lesiones manifiestas en las que existe gran destrucción de tejidos duros. Es por tanto muy necesario la búsqueda de nuevos métodos de diagnóstico de caries sensibles en estadios incipientes y útiles para la detección de las caries secundarias o filtraciones marginales de obturaciones ya presentes.

1.2 Requisitos de un método diagnóstico ideal

Se define, según Analoui et al. (1996), un método de diagnóstico ideal como aquel que posee tal exactitud que sea capaz de detectar la presencia de la enfermedad en todos los casos (100% sensibilidad) y la ausencia de la misma en la totalidad de los casos (100% especificidad).

El método de diagnóstico ideal debe reunir, por tanto, las siguientes características (Bascones, 1998):

- 1.- Ser seguro para el paciente y el operador
- 2.- Sensible en la detección de caries incipientes
- 3.- Ser objetivo y cuantitativo. Los métodos convencionales se basan en muchas ocasiones en datos subjetivos.
- 4.- Ser reproducible. Es decir que pueda ser repetido a lo largo del tiempo y por diferentes observadores.
- 5.- No invasivo.
- 6.- Coste controlado.

1.2.1 Nuevos métodos para el diagnóstico de caries

La necesidad de buscar métodos de diagnóstico más específicos y sensibles ha llevado al desarrollo de nuevos métodos diagnósticos para la detección de la caries dental como: la transiluminación con fibra óptica, la medición de la conductividad eléctrica y los métodos con láser fluorescente.

Muchos han sido los métodos desarrollados a lo largo de la última década como son: radiografías digitales, transiluminación, métodos basados en láser o luz fluorescente, etc. Analizaremos cada método en profundidad.

Fluorescencia por láser

Esta técnica se basa en la fluorescencia, que es una propiedad óptica bien conocida. La fluorescencia es la propiedad de una sustancia para emitir luz cuando es expuesta a radiaciones del tipo ultravioleta, rayos catódicos o rayos X. Las radiaciones absorbidas (invisibles al ojo humano), son transformadas en luz visible, o sea, de una longitud de onda mayor a la incidente.

La fluorescencia de los tejidos dentales es conocida desde hace mucho tiempo (Benedict, 1928). Pero la detección de caries por fluorescencia láser no fue demostrada hasta principios de los años 80 (Alfano y Yao, 1981). Se demostró que la fluorescencia era más intensa en el tejido cariado comparándolo con el tejido sano (Lussi et al., 2004).

En base a todas estas premisas, el DIAGNOdent[®] (Kavo Dental, Germany), un instrumento basado en la fluorescencia se introduce en 1998 como un complemento a los métodos tradicionales de diagnóstico de caries (Bamryzahim et al., 2005).

El principio de funcionamiento se basa en que el tejido cariado emite mayor fluorescencia que el tejido sano en la banda de infrarrojos en el espectro electromagnético ($\lambda = 555$ nm) (Hibst y Gall, 1998). Por lo que la fluorescencia de una región cariada, tendrá una expresión numérica mayor en el dispositivo de lectura. Este método de diagnóstico presenta como gran ventaja que permite monitorizar la evolución de una caries a lo largo del tiempo y podemos establecer las llamadas caries crónicas (Ferreira Zandoná et al, 1980).

Transiluminación por fibra óptica (FOTI)

Una práctica habitual es el uso de una luz de fibra óptica y por transiluminación explorar la presencia de caries. Los dientes sanos absorben una pequeña cantidad de luz,

dejando pasar a su través la mayor parte. En contraste las áreas cariadas absorben una gran cantidad de luz apareciendo zonas oscuras (Ekstrand et al, 1997). La interpretación de esta técnica es muy variable. La misma ha sufrido variaciones a lo largo del tiempo y se ha mejorado utilizando la imagen digital (la luz que se observa es grabada en una cámara digital). Esto facilita una mayor percepción de la sombra creada por la caries (Vaarkamp, 1997).

Esta técnica es significativamente más sensible para la detección de caries incipientes que la radiografía. Es una técnica fácilmente reproducible y podemos comparar la evolución de la lesión si disponemos de una base de datos (Schneideman, 1997).

Resonancia magnética, micro-imagen

Esta técnica utiliza un campo magnético alterno de amplitud moderada al igual que en el magnetic resonance imaging (MRI), que es una variante de la nuclear magnetic resonance (NMR). En el laboratorio esta técnica fue descubierta para reproducir en 3D las obturaciones, e histológicamente se comprobó que era útil para el diagnóstico de caries (Lloyd, 1997). Sin embargo, esta técnica no es reproducible en la práctica clínica de la consulta.

Resistencia eléctrica

Esta técnica data de 1951 y llegó a ser una técnica relativamente popular en los años 80. (Moore y Wilson, 2001). El principio de la resistencia eléctrica reside en que el esmalte sano posee una alta resistencia al paso de la corriente eléctrica, y en cuanto existe una pequeña porosidad por la que penetra un medio conductor, por ejemplo el agua con iones disueltos de la saliva (Rickets et al., 1996), aumenta la conductividad e irá aumentando más a medida que la lesión sea mayor (Ekstrand et al., 2001).

La técnica también puede ser llamada tomografía de impedancia eléctrica, y como podemos deducir de este nombre, reconstruye una distribución de impedancias en el que determinemos como objetivo de nuestras medidas (Wang, 2005).

Recordemos que la impedancia eléctrica ya es de uso habitual en ciertos campos de la odontología. La impedancia eléctrica, es el principio en el que se basan los localizadores

de ápices, que se han hecho imprescindibles en el área de la endodoncia (Meredith y Gulabivala, 1997).

Los resultados pueden no ser precisos en dientes inmaduros (por ejemplo con menos de 18 meses desde su erupción), ya que pueden dar medidas de dientes cariados a pesar de estar sanos (Ie et al., 1995 y Bosch et al., 2000).

Para lograr los resultados óptimos con esta técnica el diente debe estar seco, aunque sin desecar, para evitar la formación de micro-fisuras. Los mejores resultados se obtienen con un ligero chorro de aire sobre la superficie dentaria (Schulte et al., 1997).

Los dientes que presenten pequeñas fisuras en el esmalte pueden dar lugar a falsos positivos, es decir, indicar la presencia de caries cuando ésta no existe. Pero sí nos puede ayudar al diagnóstico de pequeños “cracks” en el esmalte que aumentan la conductividad (inversa de la resistividad) del diente ante la presencia de saliva y pueden ser la causa de sensibilidad dental (Huysmans et al., 1995).

Una posible aplicación futura de este método es diagnosticar la presencia de fisuras en los sellados o en los márgenes de las restauraciones (Verdonschot et al., 1995). Además de permitir la detección precoz de lesiones de caries en el esmalte.

Esta es la técnica que desarrollaremos en profundidad, estudiando el comportamiento de la dentina sana, de las variaciones de la dentina con la edad del paciente, el complejo esmalte dentina y como se comportan los dientes reconstruidos.

1.3 Materiales de reconstrucción

Cuando hablamos de caries debemos hablar también de su tratamiento o restauración del diente afectado. Para ello a lo largo de la historia se han utilizado multitud de materiales, siendo estos cada vez más elaborados y con mejores propiedades.

En el siglo XXI se continúa con la búsqueda del material de restauración ideal. Un material de restauración ideal debería poseer las siguientes características (Phillips, 2007):

Biocompatibilidad

Adhesión a la estructura dentaria remanente

Aspecto natural de la estructura dentaria y otros tejidos visibles

Propiedades similares a las del esmalte, la dentina y otros tejidos dentales

Capacidad de restaurar tejidos o regenerar aquellos que faltan o están dañados

Las cuatro categorías de materiales utilizados en odontología restauradora se clasifican en: metales, cerámicas, polímeros y compuestos. Cada uno de ellos tiene microestructuras características y propiedades derivadas, haciendo que cada uno tenga una aplicación diferente dentro de la odontología reparadora.

Analizaremos en primer término las microestructuras características, en función del grupo de materiales al que pertenezca (metales, cerámicas, polímeros y compuestos), centrándonos en los materiales objeto de estudio en este trabajo:

1.3.1 Amalgama de plata

El gran avance en la utilización de las amalgamas dentales ha venido por el uso combinado con adhesivos y resinas, dando lugar a la aparición de la amalgama adherida.

Tradicionalmente las cavidades para amalgama eran cavidades que presentaban retención mecánica, se han buscado de forma constante elementos que aumenten esta retención. Para lograr esto los apoyos mecánicos como los pins roscados o los pozos labrados en la dentina han sido de gran utilidad. Pero el interés por utilizar las amalgamas en cavidades cada vez de mayores dimensiones y por tanto con menor retención, ha favorecido la aparición de las amalgamas adheridas. Recientemente la

aplicación de agentes adhesivos con la estructura M-R-X (Ej. 4-META), han logrado grandes avances en la práctica clínica, siendo un mecanismo predominantemente mecánico la unión entre amalgama y resina. La resina crea áreas microrretentivas para la amalgama cuando está en estado plástico (Phillips, 2007).

La amalgama está siendo retirada de algunos países debido a su contenido de mercurio, lo que ha favorecido la aparición de nuevas aleaciones metálicas para ser utilizadas como material restaurador en odontología:

Aleaciones líquidas de galio. Estas aleaciones presentan unas características clínicas similares a las de las amalgamas de plata, y su conducta en el terreno de la corrosión es muy parecida, aunque durante la reacción de fraguado presenta cierta expansión. Sus características clínicas mejoran con la adición de pequeñas cantidades de titanio y de SiC (Yamashita y Wakumoto, 1989).

La composición química de las aleaciones de galio es:

Líquido:

- Galio..... 65%
- Indio... 18.95%
- Estaño..... 16%
- Otros..... 0.05%

Polvo, composición similar a la de la amalgama de plata de uso habitual, son partículas esféricas compuestas de:

- Plata... 50%
- Estaño....25%
- Cobre... 15%
- Paladio... 9%
- Otros... 0.3%

Las diferencias comienzan con la activación de las cápsulas. Son cápsulas más grandes y la activación se realiza en dos tiempos. Una vez activada se coloca la cápsula en la pinza del triturador de 3500 rpm. un tiempo de 10 segundos.

La mezcla una vez abierta se oxida con facilidad por lo que debe ser introducida en bloque en la cavidad, con ello reducimos la corrosión y se evita la alteración de las propiedades mecánicas del material tras el fraguado.

La condensación se hará con condensadores de Wakumoto (con puntas de teflón intercambiables). No haremos condensación mecánica porque aceleraríamos el fraguado pudiendo faltar tiempo para completar la obturación.

El modelado del material puede realizarse con los mismos materiales que la amalgama (evitando unir a la mezcla las partículas desprendidas, se separarían posteriormente estropeando la obturación). También puede hacerse un bruñido que no es realmente necesario debido a que el material sufre una expansión posterior que ya favorece el sellado marginal

El pulido puede ser inmediato, tras sólo 15 minutos, pero en ocasiones es mejor realizarlo pasadas 24 horas o incluso hacer los dos pulidos. El material no tendrá brillo tras el pulido.

Aunque han sido limitados los estudios sobre las aleaciones de galio, los hallazgos más relevantes hasta el momento han sido:

Las aleaciones de galio son sensibles a las variaciones de la energía de triturado. Un triturado inadecuado puede favorecer la expansión y, corrosión del material. Esta variable debe ser medida con especial cuidado.

Cuando se coloca en preparaciones cavitarias amplias, la tasa de expansión puede ser suficiente para producir sensibilidad postoperatoria o fractura en masa.

Como material de restauración hace que la restauración final sea muy resistente al filtrado marginal. Esta característica hace que sea una alternativa a las amalgamas de plata dentro de las obturaciones metálicas. Presentando además la ventaja de no contener mercurio.

Aleación condensable de plata y estaño. El National Institute of Standard and Technology de Washington, publicó el hallazgo de un nuevo material restaurador que no contiene mercurio. Este consiste en partículas de plata y estaño que podrían ser condensadas mecánicamente. Es un material muy prometedor pero todavía no está comercializado.

Así mismo se están realizando estudios sobre posibles restauraciones realizadas con titanio que están siendo muy esperanzadoras.

1.3.2 Composite

Los materiales restauradores que presentaron un color similar al diente fueron en un principio los silicatos, sustituidos más tarde por las resinas acrílicas, pero ambos presentaban muy poca resistencia al desgaste, además de otros problemas referentes a sus propiedades físicas (contracción de polimerización, coeficiente de expansión y contracción térmica elevada, etc.). Para reducir estos problemas se sumó a la fórmula polvo de cuarzo para así formar una estructura de material compuesto (Phillips, 2007). Podemos considerar las resinas compuestas como el material restaurador estético por excelencia. Las resinas compuestas están formadas por un componente orgánico llamado matriz, son polímeros, y un componente inorgánico que es el relleno, formado por minerales.

La primera resina compuesta sintetizada en 1956 por Ray Bowen ya estaba formada por bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), la matriz orgánica, y cuarzo (SiO_2), la matriz inorgánica. La matriz orgánica también puede estar formada por monómeros, partículas de bajo peso molecular, también llamados controladores de viscosidad. El relleno

inorgánico en la actualidad, utiliza minerales como cuarzo, circonita y los silicatos de aluminio.

Otros componentes que podemos mencionar son: agentes de unión (silanos) e iniciadores-activadores por medio de una reacción química usando peróxido de benzoilo y aminas terciarias o por reacción foto-química, por fotopolimerización, usando canforquinona y aminas terciarias.

En los composites actuales tenemos tres fases diferenciadas: la matriz o resina, la fase dispersa o de relleno y la fase interfacial o de de unión compuesta por agentes silano. La diferente proporción de cada una de estas tres fases dará lugar a diferentes tipos de resinas compuestas.

El tamaño de las partículas de relleno es una de las características más importantes, ya que determina en gran medida las propiedades del composite. Bayne proporciona la siguiente clasificación (Echevarría García y Pumarola Suñé, 2008):

Megarrelleno: cristales de gran tamaño (0.5 - 2 mm)

Macrorrelleno: partículas entre 10 y 100 μm

Relleno medio: partículas entre 1 y 10 μm

Minirrelleno: partículas entre 1 y 0.1 μm

Nanorrelleno: relleno de partículas de muy pequeño tamaño (0.01 - 0.005 μm)

1.3.3 Postes prefabricados

Los postes prefabricados frente a los pernos muñones colados realizados en el laboratorio presentan ventajas y desventajas que se enumeran a continuación (Bascones Martínez, 1998):

Ventajas de los postes prefabricados:

- Relativa facilidad de uso y disponibilidad inmediata.
- Algunos sistemas proporcionan canales de escape para disminuir la presión hidráulica del cemento
- Diversos calibres y longitudes.
- Menor tiempo clínico que los pernos colados, puesto que pueden colocarse en una sesión.
- Posibilidad de utilizarlos en urgencias.
- Su costo es menor

Desventajas de los postes prefabricados:

- Los pernos de forma cilíndrica requieren una gran profundidad en conductos cónicos.
- Falta de adaptabilidad en la totalidad de los casos. El conducto debe adaptarse a la forma del poste y no el poste adaptarlo a la forma del conducto.
- Necesidad de materiales diferentes para la construcción del muñón.
- No existe un diseño adecuado para todo tipo de conductos.
- La gran cantidad de materiales dificulta la selección adecuada.

Dentro de los postes prefabricados disponemos de muchas variantes en el mercado según forma y composición. Existiendo un poste determinado más adecuado para cada situación, según el material y las propiedades físicas y mecánicas que presente según su diseño.

Las características de los sistemas genéricos de pernos según la forma que presentan se resumen en el siguiente cuadro (Gutman et al., 2007):

Tipo	Retención	Tensión de colocación	Tensión funcional
De conicidad suave	Baja	Escasa o nula	Efecto de cuña
Cilíndrico dentado	Superior	Escasa o nula	Distribución uniforme a través del cemento
De conicidad autorroscantes	Intermedia-afectada por estrés de colocación	Muy elevada; tensión de presión o cuña	Estrés elevado; acentúa el estrés de cuña
Cilíndrico roscado	Máxima	Baja tras contracción	Relativamente baja; transmitida por sus roscas individuales
Cilíndrico dentado con extremo cónico	Similar al cilíndrico dentado	Escasa o nula	Efecto de cuña en el ápice
Perno colado	Menor retención que paralelo	Escasa o nula	Efecto de cuña

Las características de los postes prefabricados según composición, podemos dividirlos principalmente en postes metálicos y de resina reforzados con fibras (Walton y Torabinejad, 2002):

Material del poste	Ventajas	Desventajas
Metal y aleaciones metálicas	Propiedades mecánicas favorables Radiopacidad	Estética indeseable Corrosión y depósitos de productos de descomposición en tejidos blandos

Aleación de titanio	Propiedades mecánicas favorables Buena biocompatibilidad Radiopacidad	Estética indeseable Alto grado de rigidez con cierta ductilidad
Composite reforzado con fibra de carbono	Fácil de procesar Elasticidad similar a la de la dentina	Estética indeseable Baja radiopacidad
Composite reforzado con fibra de vidrio	Estéticas favorables Biocompatibilidad Elasticidad similar a la de la dentina Favorable retención en combinación con la técnica adhesiva adecuada	Baja radiopacidad
Óxido de circonio	Favorables propiedades ópticas Favorable biocompatibilidad Radiopacidad	Muy alto grado de rigidez Difícil retirar, muy frágil

El sistema de poste prefabricado, consta de tres componentes: el poste prefabricado, muñón (resina compuesta o amalgama adherida) y cemento para el poste (el más extendido actualmente son los de base de resina compuesta) (Canalda, 2001). La combinación de estos tres elementos a la hora de llevar a cabo la reconstrucción del diente endodonciado hará que el diente tenga un comportamiento dieléctrico determinado en cada uno de los casos. Analizaremos en el capítulo de resultados las diferentes posibilidades, y el conocimiento del comportamiento de los materiales nos ayudará a poder tomar la decisión adecuada de los mismos para cada caso.

1.3.4 Otros materiales de restauración

Aleaciones de galio

Han aparecido como una alternativa a la amalgama de plata. Las principales ventajas que presentan son que no contiene mercurio en su composición y que posee una expansión inicial en el fraguado que impedirá la aparición de microfiltraciones marginales. Y los mayores inconvenientes que presenta son un difícil manejo y un coste elevado.

Ionómero de vidrio

La forma más común de presentación es un polvo y un líquido que posteriormente se mezclan. El polvo se compone principalmente de sílice, alúmina y fluoruro cálcico o fluorita. Una característica destacable de los ionómeros de vidrio es la gran cantidad de flúor que contienen en su composición. El líquido está principalmente compuesto por ácidos polialquenoicos o policarboxílicos y agua.

Dentro de este grupo podemos encontrar una gran variedad de materiales con diferentes aplicaciones. El uso más extendido en la actualidad es como base cavitaria. Como material restaurador casi está relegado a la obturación de dientes temporales. Presenta adhesión a la estructura dentaria y debido a la liberación de flúor, potencialmente previene la caries. Sus aplicaciones más comunes son como agente cementante, adhesivo de ortodoncia para brackets, sellador de surcos y fisuras, recubrimiento y base cavitaria, reconstrucción de muñones y restauraciones inmediatas.

La composición química de los cementos de vidrio ionómero ha evolucionado a lo largo del tiempo. La necesidad de mejorar sus propiedades mecánicas llevó a la incorporación de partículas de metal dando lugar al cemento de vidrio ionómero reforzado con metal. El reemplazo de parte del ácido poliacrílico con monómeros hidrofílicos dio paso a un material fotopolimerizable o autopolimerizable, el cemento de vidrio ionómero modificado con resina.

Los cementos de vidrio ionómero modificado con resina presentan un mayor tiempo de trabajo y su fraguado es menos sensible a la humedad. Usando un líquido a base de

monómeros poliácidos sin agua en lugar del ácido poliacrílico, se obtiene una resina compuesta modificada por un poliácido, comúnmente se denomina compómero.

La composición química de la partículas que conforman el vidrio ionómero da lugar a los diferentes tipos de cementos, pero todos ellos son en esencia cemento fluoraluminosilicato.

Metales preciosos

Las orificaciones eran obturaciones realizadas con oro cohesivo. Los principales inconvenientes: coste elevado y estética no adecuada.

Incrustaciones

Esta técnica comenzó con la realización de incrustaciones en metales nobles, más tarde, por razones estéticas, se introdujo el uso de incrustaciones cerámicas. En la actualidad, como búsqueda de una simplificación de la técnica y tratar de reducir costes, se populariza la preparación de incrustaciones de resina.

1.4 Propiedades físicas de los materiales de reconstrucción

Las propiedades de un material son las descripciones de las interacciones de un material con la energía de su entorno. Las cuatro categorías comunes de propiedades del material son propiedades mecánicas, químicas, biológicas y físicas. Las propiedades mecánicas incluyen descripciones de tensiones y fuerzas dentro del material y como resultado de una fuerza extrema. Las propiedades químicas incluyen interacciones químicas y electroquímicas. Las propiedades biológicas incluyen la caracterización de de las reacciones de toxicidad o sensibilidad durante su uso clínico. Las propiedades físicas incluyen propiedades de masa, térmicas, ópticas, de superficie y eléctricas (Robertson et al. 2007).

Dentro de las propiedades físicas de los materiales existen campos que han sido estudiados en profundidad como las propiedades ópticas (ver figura 1.1), muy importantes en la estética; propiedades térmicas, los dientes están sometidos a cambios

constantes de temperatura ante la presencia de líquidos o alimentos; o las propiedades mecánicas, analizadas ampliamente no solo en los materiales restauradores sino también en los sistemas adhesivos.

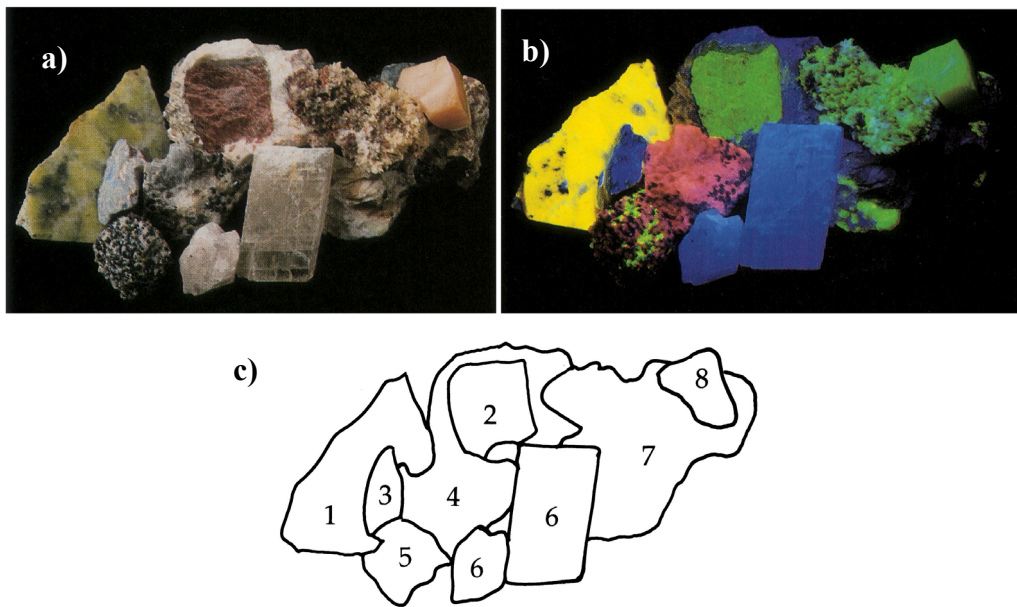


Figura 1.1.- Colección de minerales: en a) a la luz del día, en b) a la luz ultravioleta (también llamada luz negra), en la figura c) mapa de los diferentes minerales

Dentro de las propiedades físicas y no de menor importancia encontramos las propiedades eléctricas, que han sido mucho menos estudiadas que las mencionadas anteriormente. El cuerpo humano se encuentra de forma constante sometido a campos electromagnéticos y se comporta ante ellos como un circuito eléctrico con resistencias, condensadores y autoinducciones.

Este circuito eléctrico, que es el cuerpo humano, se ve alterado cada vez que introducimos un elemento extraño (obturaciones, postes, etc.); circuito que también se modifica ante la presencia de fracturas, caries, cracks de esmalte, etc.

El análisis del comportamiento dieléctrico de las estructuras dentarias fue uno de los objetos de estudio de nuestro trabajo: estudiar como se comporta la estructura dentaria sana y una vez que ha sido modificada con elementos restauradores.

La caracterización eléctrica:

Corriente eléctrica: Conductividad y resistividad eléctricas

- Experimentalmente se encuentra que en un metal a temperatura constante la densidad de corriente eléctrica es linealmente proporcional al campo eléctrico (Ley de Ohm). La constante de proporcionalidad σ se denomina “conductividad”. El recíproco de la conductividad se llama “resistividad” $\rho = 1/\sigma$. La unidad de ρ en el sistema SI es Ωm .
- La resistividad eléctrica tiene una gran importancia en el estudio del umbral de la percepción dolorosa para los estímulos eléctricos y del desplazamiento del líquido dental presente en los túbulos dentinarios como consecuencia de los movimientos iónicos (Craig y Ward, 1998).
- La conductividad de los materiales utilizados para restaurar la estructura dental tiene una gran importancia en la odontología conservadora. Podemos prever que la utilización de diferentes materiales alterará los valores de conductividad eléctrica. Más adelante en el desarrollo de nuestro estudio comprobaremos esto.

Constante dieléctrica

Un material dieléctrico es aquel que proporciona aislamiento eléctrico. La constante dieléctrica, o permitividad dieléctrica relativa, ϵ_r , compara la permitividad, ϵ , del material dieléctrico con la permitividad, ϵ_0 , del vacío:

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$$

$$\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$$

La constante dieléctrica varía con la temperatura, adhesión, estructura cristalina y los defectos estructurales del material dieléctrico.

Galvanismo:

El galvanismo es un fenómeno que se produce por la presencia de restauraciones metálicas en la boca. Este fenómeno se produce por una diferencia de potencial entre diferentes restauraciones, bien contiguas o antagónicas. Estas obturaciones metálicas en combinación con la presencia de diferentes fluidos orgánicos, por ejemplo la saliva, que actúan como electrolitos, forman en conjunto una celda eléctrica. Si la corriente eléctrica atraviesa la pulpa, el paciente puede experimentar una sensación dolorosa. Las corrientes galvánicas dependerán de la composición de la amalgama y de la superficie de las restauraciones.

Corrosión electroquímica:

El estudio de la corrosión que sufren los metales utilizados en odontología ha sido muy estudiado en las aleaciones de oro y la amalgama. Actualmente se estudia este fenómeno en material quirúrgico, ortodóncico, limas de endodoncia rotatoria (Nóvoa et al., 2007). La corrosión de las aleaciones puede mermar las propiedades mecánicas y crear productos de corrosión no deseables.

Para la correcta elección y utilización de los materiales dentales, tanto para uso en pacientes como en el laboratorio, también debemos tener en cuenta otras propiedades como son: deslustre y cambio de color, fuerza electromotriz, potencial zeta, absorción acuosa, solubilidad y desintegración, tiempo de fraguado y vida media.

1.4.1 Introducción a las propiedades dieléctricas

Cuando a una porción de materia se le comunica una carga eléctrica, la carga puede permanecer localizada en la región en que se genera o se localiza por un largo período de tiempo, o puede repartirse por la superficie prácticamente de una manera instantánea. En el primer caso la sustancia se dice que es un dieléctrico o aislante, y en el último caso, un conductor. Las sustancias pueden de esta forma dividirse, en primera aproximación, en estas dos categorías.

La línea de diferenciación no es nítida, y hay una graduación continua entre las sustancias desde los “buenos” conductores hasta los “buenos” aislantes. Ciertas sustancias tales como los vidrios, resinas y ceras, se aproximan mucho a este ideal. En realidad las propiedades de una sustancia varían frecuentemente de punto a punto, debido a la no homogeneidad de la misma.

Las propiedades de una sustancia pueden no ser las mismas en cada dirección en las proximidades de un punto dado, es decir, puede no ser isótropa (Hippel, 1954).

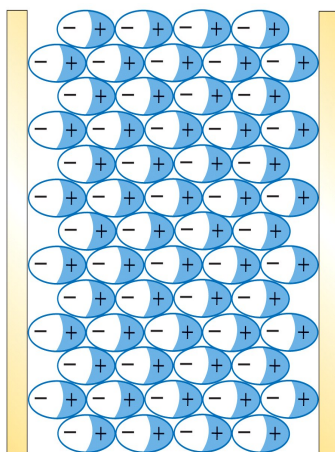


Figura 1.2.- Cuando se sitúa un dieléctrico entre las placas de un condensador, el campo eléctrico polariza sus moléculas. El resultado es una carga ligada a la superficie del dieléctrico que produce su propio campo, el cual se opone al campo externo. El campo eléctrico entre las placas es así debilitado por el dieléctrico.

Cavendish y más tarde Faraday independientemente, encontraron que la capacidad de un condensador varía si se introduce entre sus placas una sustancia dieléctrica (Fig. 1.2). Puede demostrarse este hecho experimentalmente por medio de un electrómetro. Si C_0 es la capacidad de un condensador cuando no hay ningún material entre las superficies de sus placas, y C es la capacidad cuando esta región está ocupada por un dieléctrico, se encuentra que la relación entre C y C_0 es independiente de la forma o el tamaño del condensador. Sin embargo, esta relación es una característica del medio dieléctrico que se ha utilizado. En efecto, esta relación se define como la constante dieléctrica relativa de la sustancia y se escribe ϵ_r .

$$\epsilon_r = \frac{C}{C_0}$$

Puesto que la capacidad es, por definición, la razón de la carga a la diferencia de potencial entre las placas, esta razón debe modificarse cuando el espacio que interviene se llena con un medio dieléctrico. La variación es pequeña en el caso de gases a presión atmosférica, que viene siendo del orden del 0.1%, pero para otros materiales, tales como la parafina, el cambio viene afectado por un factor de 2, y si el agua pudiera ser utilizada como un dieléctrico perfecto, dicha razón vendría afectada por un factor de 80. Se encuentra que el valor de ϵ_r determinado en esta forma es siempre positivo para todas las sustancias, variando desde valores muy próximos a la unidad para los gases hasta el valor de ≈ 80 para el agua pura (Harnwell, 1961).

Conceptos básicos, necesarios para entender la hipótesis de trabajo:

1.4.1.1 Espectroscopía dieléctrica

La espectroscopía dieléctrica (a veces llamada espectroscopía de impedancia) mide las propiedades dieléctricas de un medio en función de la frecuencia. El método se basa en la interacción de un campo electromagnético externo con un momento dipolar eléctrico de la muestra, a menudo expresada como permitividad dieléctrica (figura 1.3).

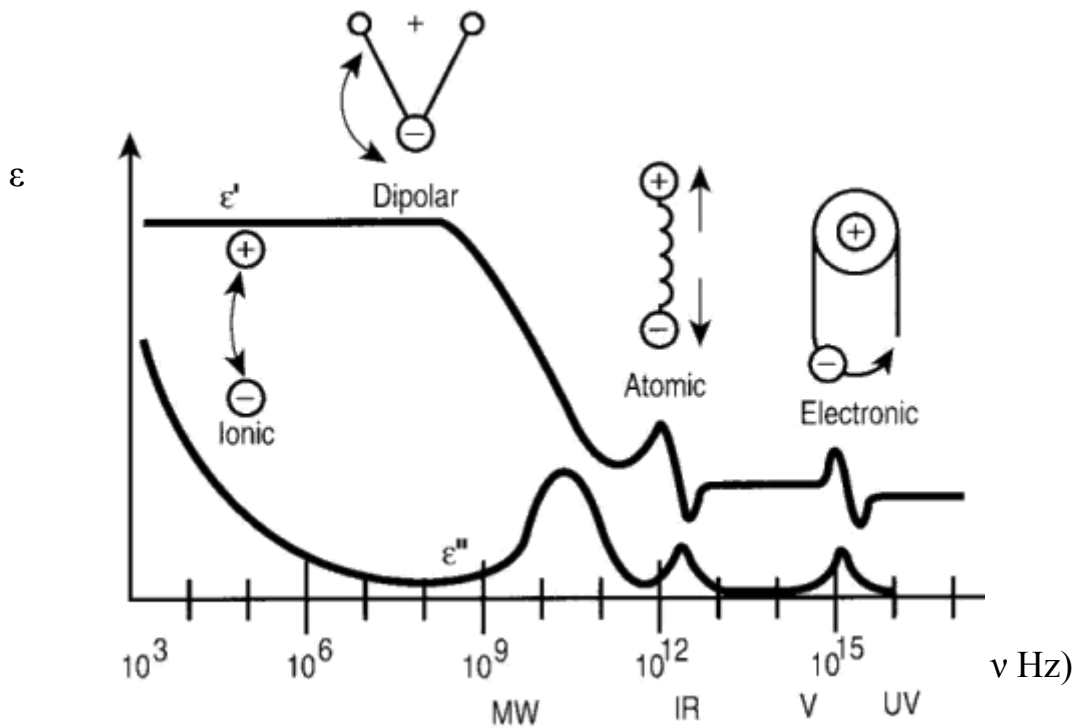


Figura 1.3.- Un espectro de la permitividad dieléctrica sobre un amplio rango de frecuencias. Se muestran las componentes reales e imaginarias de la permitividad dieléctrica de varios procesos: relajación iónica, bipolar, resonancias atómicas y electrónicas a altas energías (Volkov y Prokhorov, 2003)

1.4.1.2 Mecanismos dieléctricos

Existen varios mecanismos dieléctricos diferentes, relacionados con la forma en la que el medio reacciona frente al campo aplicado (figura 1.3). Cada mecanismo dieléctrico posee una frecuencia característica, que es el recíproco del tiempo característico del proceso. En general, los mecanismos dieléctricos se pueden dividir en procesos de relajación y de resonancia.

Los procesos más comunes, comenzando por los que se observan a frecuencias más elevadas son:

Resonancia electrónica. Este proceso resonante tiene lugar en un átomo neutro cuando el campo eléctrico desplaza la densidad de electrones con respecto al núcleo atómico que le rodea.

Resonancia atómica. La resonancia atómica ocurre cuando una aglomeración de iones positivos y negativos es resonante.

Relajación dipolar. La misma se origina por la alineación de dipolos permanentes e inducidos con respecto a un campo eléctrico. La orientación de su polarización es perturbada por el ruido térmico (que desalinea los vectores de los dipolos con respecto a la dirección del campo), y el tiempo requerido por los dipolos para relajarse (alcanzar sus condiciones iniciales) se encuentra determinado por la viscosidad local. Estos dos factores hacen que la relajación dipolar sea fuertemente dependiente de la temperatura y las características químicas del medio.

Relajación iónica. La relajación iónica comprende la relajación de la conductividad iónica y de interfase y carga espacial. La relajación de la conductividad iónica predomina a bajas frecuencias e introduce solo pérdidas en el sistema. La relajación de interfase tiene lugar cuando los portadores de carga son atrapados en interfases de sistemas heterogéneos.

Relajación dieléctrica. La relajación dieléctrica es el resultado del movimiento de dipolos (relajación dipolar) y de las cargas eléctricas (relajación iónica) debido a un campo aplicado alternante.

1.4.1.3 Permitividad dieléctrica

Es una propiedad física que describe cómo un campo eléctrico afecta y está afectado por un medio dieléctrico, y como respuesta a esto, un material puede polarizarse, y reducir el campo eléctrico total dentro del material. Por lo tanto, la permitividad dieléctrica se relaciona con la propiedad de un material para transmitir un campo eléctrico. Este

parámetro está directamente relacionado con la susceptibilidad dieléctrica que tiene un material para polarizarse.

Permitividad dieléctrica en el vacío, también llamada permitividad del espacio libre ϵ_0 es la relación de los campos D / E en el vacío.

$$\epsilon_0 = \frac{1}{c^2 \mu_0} \approx 8.854 \times 10^{-12} \frac{F}{m}$$

Donde:

c : es la velocidad de la luz en el vacío

μ_0 : es la permeabilidad magnética en el vacío

Estos parámetros se han definido en unidades del Sistema Internacional (SI).

La permitividad dieléctrica en el vacío también se define en la Ley de Coulomb como una parte de la constante de la fuerza de Coulomb, que expresa la fuerza entre dos cargas unitarias separadas por una unidad de distancia en el vacío.

$$\frac{1}{4\pi\epsilon_0}$$

Permitividad dieléctrica en un medio material:

La permitividad dieléctrica y la permeabilidad magnética en un medio material condicionan la velocidad de propagación de la radiación electromagnética a través del medio. Cuando un campo eléctrico externo es aplicado a un medio, una corriente fluye.

La corriente total que fluye dentro del medio consta de dos partes: una de conducción y una corriente de desplazamiento. La corriente de desplazamiento puede ser descrita como la respuesta electromagnética del material al campo eléctrico aplicado. Cuando la magnitud del campo eléctrico exterior aplicado se incrementa, una cantidad de energía es almacenada en el material.

Si el campo eléctrico se reduce posteriormente, el material liberará la energía electromagnética almacenada. La corriente de desplazamiento refleja la energía liberada como resultado de los cambios producidos en el campo aplicado.

Permitividad dieléctrica compleja:

El espectro de la permitividad dieléctrica en un amplio rango de frecuencias se representa en notación compleja por ϵ' y ϵ'' , que nos indican la parte real y parte imaginaria de la permitividad, respectivamente.

Al contrario de la respuesta que se obtiene en el vacío, la respuesta de los materiales reales de los campos externos generalmente dependen de la frecuencia del campo aplicado. Esa dependencia de la frecuencia refleja el hecho de la presencia de la polarización en los materiales. La respuesta debe ser causal siempre (aparece después de aplicar un campo). Por esta razón la permitividad es a menudo tratada como una función

compleja de la frecuencia, $\nu(\text{Hz}) = \frac{\omega(\text{rad/s})}{2\pi}$, del campo aplicado

$$\epsilon \rightarrow \hat{\epsilon}(\omega)$$

Los materiales pueden ser clasificados de acuerdo con su permitividad y conductividad. Los materiales con grandes pérdidas impiden la propagación de las ondas electromagnéticas. En este caso, en general, es cuando consideramos que el material es un conductor.

Los dieléctricos se relacionan con materiales que presentan bajas pérdidas. Un dieléctrico perfecto es un material cuya conductividad es nula. Por lo tanto almacena y devuelve la energía eléctrica como si fuera un condensador ideal.

En general, la concentración de la energía electromagnética por dieléctricos se identifica con mecanismos diferentes que dependen de la frecuencia e influyen en la permitividad dieléctrica del medio:

- Los efectos de relajación, se asocian con dipolos moleculares permanentes e inducidos. A frecuencias bajas el campo cambia lo suficientemente lento para permitir que los dipolos lleguen al equilibrio antes de que el campo haya alcanzado su estado final. Para las frecuencias en las que las orientaciones del dipolo no pueden seguir al campo aplicado debido a la viscosidad del medio, la absorción de la energía del campo da como resultado la pérdida de energía. El mecanismo de relajación dipolar es llamado relajación dieléctrica y para los dipolos ideales es descrito por la relajación de Debye clásica.
- Los efectos de resonancia, surgen de las rotaciones o las vibraciones de átomos, iones, o electrones. Estos procesos son observados a más altas frecuencias próximas a las absorciones características.

Los efectos descritos anteriormente se combinan a menudo para causar efectos no lineales dentro de los condensadores.

1.4.2 Relajación interfacial. Efecto de Maxwell-Wagner

Este efecto aparece en un gran número de materiales no homogéneos: materiales porosos, policristalinos, con gran número de defectos, etc. También ocurre en materiales heterogéneos formados por dos o más fases. Tal es el caso de aquellas sustancias porosas que absorben agua en su superficie. Tradicionalmente, este efecto de dispersión de la constante dieléctrica a baja frecuencia ha sido asociado al movimiento de las cargas libres por la acción del campo eléctrico dentro de cada una de las interfaces.

Debido a que las distancias que separan dichas barreras pueden ser relativamente grandes, comparadas con las magnitudes moleculares, el tiempo de relajación de estas cargas libres puede ser muy grande, por lo que el efecto sólo puede manifestarse a bajas frecuencias.

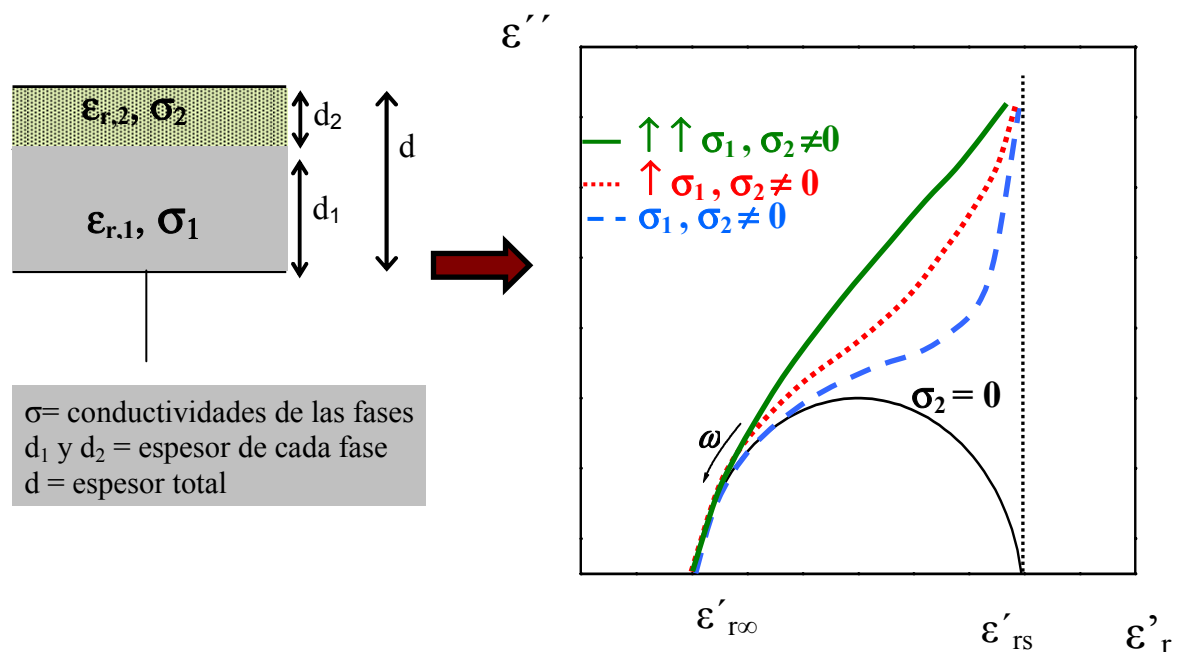


Figura 1.4.- Condensador de dos fases. Representación de ϵ' y ϵ'' para diferentes frecuencias (diagrama de Argand). En el caso de $\sigma_2 = 0$ comportamiento ideal de Debye. Cuanto más crece σ_1 (\uparrow ; $\uparrow\uparrow$), para $\sigma_2 \neq 0$, más se deforma el semicírculo de Debye.

Este efecto, estudiado inicialmente por Maxwell y Wagner (Albella Martín y Martínez Duart, 1984), es aplicable a sistemas bifásicos. Supongamos un dieléctrico heterogéneo compuesto por dos fases diferentes, formadas cada una de ellas por materiales dieléctricos sin pérdidas asociadas a la polarización y con valores bien definidos de la parte real de la constante dieléctrica, $\epsilon_{r,1}$ y $\epsilon_{r,2}$ en la región de bajas frecuencias. Supondremos además que a su vez estos dieléctricos pueden presentar conducción por portadores libres con conductividades σ_1 y σ_2 , respectivamente.

En principio se podría pensar, a partir de estas hipótesis, que la parte real de la constante dieléctrica del sistema fuera relativamente constante en la región de bajas frecuencias. Sin embargo, en esta región de frecuencias el comportamiento del sistema obedece al modelo Debye presentando una disminución de la parte real de la permitividad dieléctrica cuando la frecuencia aumenta y el correspondiente máximo de absorción en la parte imaginaria de la constante dieléctrica.

Un caso particular interesante es el de una fase conductora ($\sigma_1 \neq 0$) embebida en una matriz aislante ($\sigma_2 = 0$) (figura 1.4). En estas condiciones, el sistema se comporta según el modelo ideal de Debye, donde la conductividad finita σ_1 determina el tiempo de relajación τ .

Es importante destacar que no siempre un dieléctrico heterogéneo presenta un comportamiento tipo Debye. Esto puede ocurrir, por ejemplo, cuando las dos fases poseen el mismo tiempo de relajación, es decir, $\tau_1 = \tau_2$. En este caso el material se comporta entonces como un dieléctrico ideal sin pérdidas, con una constante dieléctrica $\epsilon_{r,\infty}$, y una conductividad, σ .

CAPÍTULO 2: OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es analizar la espectroscopía dieléctrica “in vitro” del diente sano y reconstruido y valorar la potencialidad de las posibles aplicaciones que esta técnica puede aportar en la práctica clínica.

La realización de este trabajo ha implicado abordar los siguientes aspectos:

- 1) En primer lugar se ha planteado el estudio de las características eléctricas básicas de la dentina sana a diferentes edades (entre 15 y 89 años) y del complejo esmalte-dentina, en un amplio rango de frecuencias ($20 \leq \nu \text{ (Hz)} \leq 1 \times 10^6$).
- 2) Así mismo, se ha abordado el estudio del comportamiento dieléctrico de los materiales de reconstrucción más frecuentes (amalgama, composite y postes prefabricados).
- 3) Como un objetivo fundamental de esta tesis, se han analizado los cambios de las propiedades eléctricas en series de muestras que reproducen el comportamiento eléctrico del diente sano y del diente cariado.
- 4) En base a los estudios anteriores, se han definido las características del diente, necesarias para proponer un prototipo de un equipo para el diagnóstico de caries mediante el análisis de las propiedades eléctricas de los dientes.
- 5) Finalmente, en este trabajo se analizan las aplicaciones clínicas reales de nuestro estudio como un nuevo método de interés para la detección de caries.

A lo largo de esta memoria se resumen los resultados más relevantes con los objetivos aquí descritos.

CAPÍTULO 3: MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Preparación de las muestras para su caracterización dieléctrica

Las muestras fueron obtenidas de dientes humanos extraídos. Cada diente fue almacenado individualmente, identificándose número de diente, siguiendo la nomenclatura FDI, edad y género del donante. Los especímenes se conservaron en suero fisiológico comercial estéril desde el momento de la extracción, y nunca transcurrieron más de 24 horas antes de su completo análisis espectroscópico.

La preparación y manipulación de las muestras fue realizada en el laboratorio de Patología y Terapéutica Dental II de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela (USC) y la medición de las propiedades dieléctricas de las mismas se realizó bajo la supervisión del Dr. Pablo M. Botta, en el Departamento de Física Aplicada de la USC.

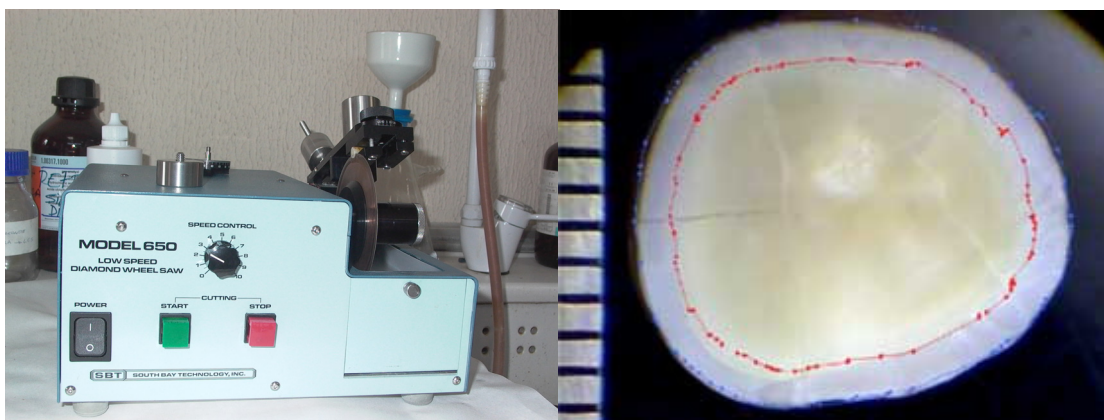


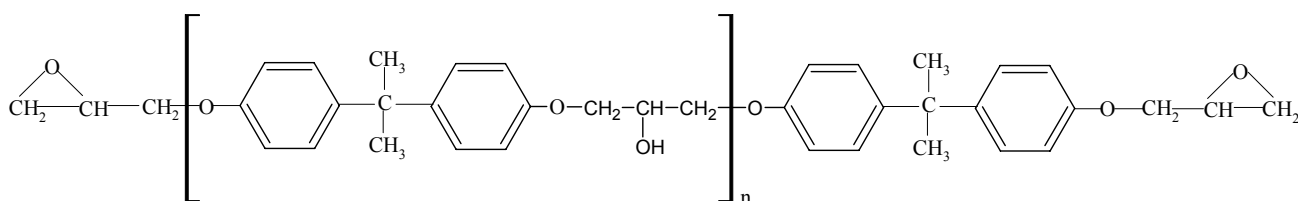
Figura 3.1.- Cortadora utilizada y aspecto de la muestra una vez cortada

Las muestras fueron laminares, con las caras plano-paralelas, adaptándose a nuestro aparato de medida. Para obtener este paralelismo, se hizo un corte en oclusal para conseguir una superficie plana y un segundo corte a la altura del techo pulpar. El espesor de la muestra fue de ≈ 0.5 mm. Se utilizó la cortadora de la casa comercial SBT (South Bay Technology), INC, Model 650A, situada en el Instituto Tecnológico, Campus Sur, de la USC.

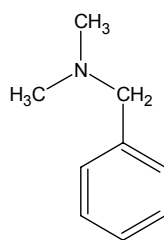
Cada corte se pulió con ayuda de papel de lija de agua, comenzando por grano medio hasta terminar con granulación fina, acabando con gamuza para retirar los residuos de lija o dentina.

3.1.1 Discos de dentina recubiertos de resina epoxi

Una vez obtenidos los discos de dentina, para simular el complejo esmalte-dentina, las muestras se re-hidrataron con suero fisiológico estéril y fueron embebidas en una resina epoxi (figura 3.2). La resina utilizada fue Diglicidiléter de Bisfenol A (DGEBA), entrecruzado utilizando una amina terciaria (bencildimetilamina) como iniciador. Con esta resina se sellaron los túbulos dentinarios, quedando atrapado en su interior suero fisiológico, al igual que lo haría el esmalte en el diente sano.



Monómero epoxi (n ≈ 0.03)



Iniciador de la polimerización

Figura 3.2.- Imagen resina epoxi Diglicidiléter de Bisfenol A (DGEBA)

Para ello los discos de dentina se introdujeron en un tubo eppendorf y se sumergieron en la preparación de la resina epoxi (monómero e iniciador de la polimerización). El fraguado de la resina fue por calor y las muestras se introdujeron en una estufa (estufa de precisión universal “Digitronic”, tipo Poupiel, Selecta SA) a una temperatura constante de 50°C durante dos horas.

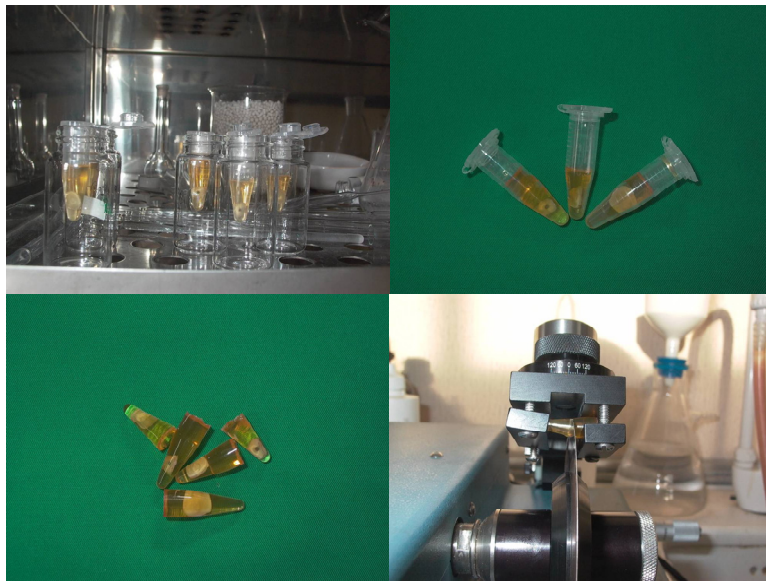


Figura 3.3.- Secuencia de preparación de las muestras laminadas, para recubrirlas de resina epoxi.

Una vez polimerizada la resina epoxi, se retiraron los excesos con la cortadora, dejando 0.5 mm de resina en cada una de las caras. Con este tipo de muestras, desde el punto de vista eléctrico, estamos simulando el complejo esmalte-dentina, ya que la resina epoxi es un excelente dieléctrico tal como el esmalte dental.

Para realizar su caracterización dieléctrica, las muestras se prepararon en forma de pastilla circular con las caras plano-paralelas. Eliminando manualmente pequeñas rugosidades con una lija fina de agua y con gamuza para eliminar posibles restos, que nos crearían interferencias.

Para asegurar un buen contacto eléctrico con los electrodos del condensador, se recubrió la superficie de las dos caras de la muestra con sendas capas de oro, depositadas mediante la técnica de sputtering (figura 3.4).

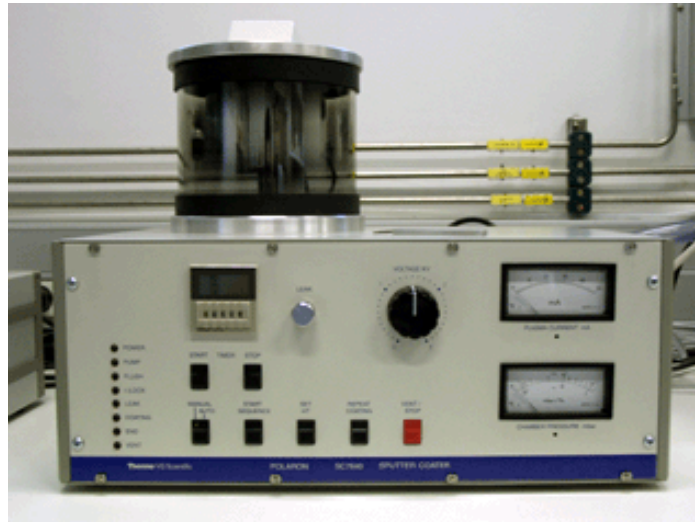


Figura 3.4.- Metalizador automático-manual VG MICROTECH

Metalizador automático-manual VG MICROTECH, características:

- Operación automática o manual
- Bajo potencial de “sputtering”
- Cabezal de “sputtering refrigerado” magnéticamente
- Recubrimiento con Oro-Paladio de alta resolución
- Platina ajustable en altura
- Platina planetaria para recubrimiento

3.1.2 Muestras “multicapa”

Estas muestras se prepararon para estudiar el comportamiento dieléctrico de la dentina con los materiales restauradores (composite, amalgama, poste de fibra y poste de titanio):

3.1.2.1 Muestra “multicapa” con resina compuesta

La resina compuesta utilizada fue el composite Grandio® de Voco, es un material de restauración universal nano-híbrido fotopolimerizable. El composite nano-híbrido de Voco presenta una serie de características que lo hacen idóneo para este estudio:

- Alto porcentaje de relleno (87% en peso)
- Baja contracción de polimerización (1.57%)
- Alta resistencia al desgaste
- Buena estética y estabilidad de color
- Coefficiente de expansión térmica parecido al diente
- Fácil manipulación y selección de color



Figura 3.5.- Presentación composite Grandio® en jeringas

Para la creación de las muestras “multicapa” de dentina y composite, se tomaron dos discos de dentina y se grabaron con gel de ácido ortofósforico al 37% (Octacid Kit, Laboratorio Clarben S.A.). Posteriormente, se lavaron abundantemente con agua y el adhesivo utilizado fue Excite® Ivoclar-Vivadent. El adhesivo Excite®, es el resultado de la unión de dimetacrilatos, alcohol, HEMA (hydroxyethyl methacrylate), SiO₂, iniciadores y normalizadores. La lámpara utilizada es la Bluephase® Ivoclar-Vivadent. Entre los dos discos de dentina se interpone una capa de composite_Grandio® de Voco de 0.5 mm de espesor y se polimeriza.

Al igual que para la preparación de las muestras de los apartados anteriores se embeben las muestras en resina epoxi. Una vez polimerizada la resina, se retiraron los excesos con la cortadora, dejando 0.5 mm de resina en cada una de las caras. Se comprueba cada capa de la muestra con un pie de rey calibrado. Para realizar su caracterización dieléctrica, necesitamos que las muestras tuviesen caras plano-paralelas, por lo que se eliminaron manualmente pequeñas rugosidades con una lija fina de agua, terminando el pulido con una gamuza.

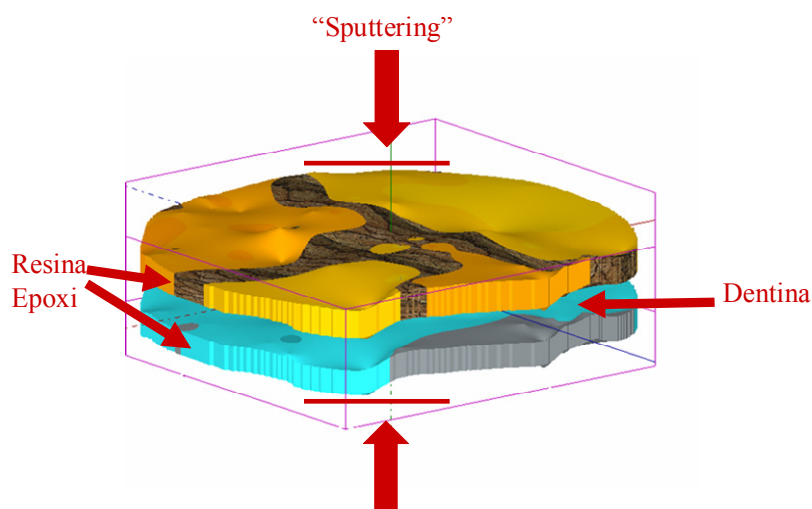


Figura 3.6.- Esquema de la muestra “multicapa” obtenida. Disco de dentina recubierto de dentina epoxi, y se deposita oro en cada una de las caras de la muestra para un mejor contacto con las placas del aparato de medida.

3.1.2.2 Muestra “multicapa” con amalgama de plata adherida

La amalgama de plata utilizada para las muestras fue amalgama de plata Tytin[®] de Kerr, amalgama de alto contenido en plata y de partículas esféricas.

En las muestras se simuló una obturación con amalgama de plata adherida. El cemento utilizado fue cemento de resina Panavia[®] F 2.0 de Kuraray (este cemento fue empleado en nuestro estudio también para la cementación de los postes prefabricados de titanio).

Se eligió el cemento de resina Panavia[®] F 2.0 de Kuraray, porque en su composición presenta el MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato), monómero que presenta una alta adhesión a las estructuras dentarias, así como afinidad al metal.

El MDP está compuesto por:

Un grupo fosfato hidrófilo, encargado de la descalcificación ácida y de enlazar con los iones calcio.

Un grupo alquilo hidrófobo para mantener el equilibrio entre hidrofobia e hidrofilia.

Un extremo con doble enlace para la polimerización.

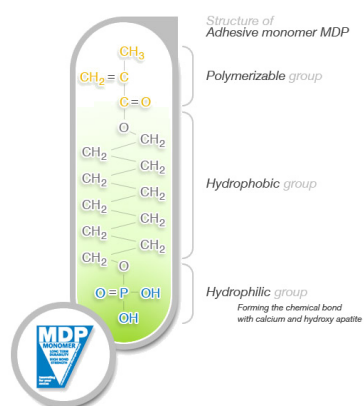


Figura 3.7.- Representación del MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato)

Para conseguir las muestras “multicapa” de dentina y amalgama adherida, tomamos dos discos de dentina y se prepararon con cemento de resina Panavia[®] F 2.0 de Kuraray, siguiendo las instrucciones del fabricante. Entre los dos discos de dentina, con la resina en una de sus caras, se interpuso una capa de amalgama de plata Tytin[®] de Kerr de 0.5 mm de espesor (que se midió con un pie de rey calibrado).

Las muestras “multicapas” de amalgama de plata, se embebieron en resina epoxi. Una vez polimerizada la resina, se retiraron los excesos con la cortadora, dejando 0.5 mm de resina en cada una de las caras. Para realizar su caracterización dieléctrica, necesitamos que las muestras tuviesen caras plano-paralelas, y de nuevo se eliminaron manualmente pequeñas rugosidades con una lija fina de agua, terminando el pulido con una gamuza.

3.1.2.3 Muestras “multicapa” con postes prefabricados

Al igual que el resto de las muestras anteriores, fueron obtenidas de dientes humanos extraídos, todos ellos premolares, que sólo presentaban un único conducto. Cada diente fué almacenado individualmente, identificándose número de diente, siguiendo la nomenclatura FDI, edad y género del donante. Los especímenes se conservaron en suero fisiológico comercial estéril desde el momento de la extracción hasta su análisis espectroscópico.

La preparación y manipulación de las muestras fue realizada en el laboratorio de Patología y Terapéutica Dental II de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela (USC) y la medición de las mismas se realizó bajo la supervisión del Dr. Pablo M. Botta, en el Departamento de Física Aplicada de la USC.

Para preparar estas muestras los dientes fueron previamente endodonciados. El protocolo seguido para todas las muestras fue el mismo, detallamos a continuación la técnica de instrumentación rotatoria y la obturación con gutapercha temoplástica utilizada. Todo este proceso se llevó a cabo dentro del plazo previsto en nuestro estudio para la manipulación de las muestras.

Protocolo seguido para la realización del tratamiento de endodoncia de las muestras:

Apertura y permeabilización de los conductos

Se realizó la apertura cameral con alta velocidad, con máxima refrigeración de agua y aire, utilizando fresas de diamante Diamendo[®] de 21 mm (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Para la conformación de la cavidad de acceso utilizamos una fresa Endo Acces Burr[®] de 21 mm (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) con punta inactiva para no dañar el suelo de la cámara pulpar y conservar íntegra su anatomía. Las interferencias oclusales se eliminaron con puntas endosónicas ProUltra endo-tips[®] (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) de los números 2 y 3, logrando así un correcto acceso a la entrada de los conductos radiculares.

Se realizó una permeabilización de los conductos con limas K-file colorinox[®] de los números 08 y 10 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland). La longitud del conducto se determinó con la ayuda de una lima de 08, introduciéndola en el conducto hasta que la punta de la lima sobrepasara el foramen apical. La longitud de trabajo para todos los dientes se estableció restando 1 mm a la longitud del conducto.

Limpieza del conducto y conformación

Paso 1: Preflaring.-

Los conductos radiculares fueron instrumentados, hasta su longitud de trabajo, con limas Flexofiles[®] (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) de los números 15 y 20. Para facilitar la acción y la penetración de las limas se utilizó EDTA al 17% en gel, Glyde[®] (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (Zelada et al., 2002).

Paso 2: Remoción de las interferencias coronales y conformación preliminar.-

Se utilizaron instrumentos rotatorios de NiTi del sistema ProTaper® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland), con un motor endodónico X-Smart® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) con controles específicos de torque y velocidad. La velocidad fue constante de 250 rpm, siguiendo las recomendaciones del motor X-Smart®.

La secuencia de instrumentación realizada fue realizada con el torque recomendado por el motor:

- a) ProTaper Universal S1 hasta el tercio medio del conducto con un torque de 3-4 N.cm
- b) ProTaper Universal SX hasta el tercio medio del conducto con un torque de 3-4 N.cm
- c) ProTaper Universal S1 hasta la longitud de trabajo con un torque de 3-4 N.cm
- d) ProTaper Universal S2 hasta la longitud de trabajo con un torque de 1-1.5 N.cm
- e) ProTaper Universal F1 hasta la longitud de trabajo con un torque de 1.5-2 N.cm

Paso 3: Gauging apical.

Determinación del diámetro apical y ensanchamiento con limas manuales. En nuestro caso todos los dientes fueron ensanchados hasta una misma lima, sin valorar el gauging apical. Necesitábamos tener la mayor estandarización posible de las muestras para poder utilizar después el mismo calibre de poste independientemente de la muestra.

Paso 4: Conformación final.-

Para obtener la conformación final del conducto se empleó la lima ProTaper Universal® (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) F2 en los conductos radiculares con torque 2-3 N.cm. Durante todo el proceso de instrumentación (manual y mecánica) se irrigó después de cada instrumento con 5 cm³ de hipoclorito de sodio al 5.25% Dentaflux® (Dentaflux, Ripoli, Madrid, España) a una temperatura de 37C° (Cantatore, 2002), con una jeringa Monoyect® (Ballymoney, N Ireland), y aguja de irrigación endodónica Max-I.Probe® 30G (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Irrigación final

Después de completar la instrumentación y justo antes de la obturación del sistema de conductos, se irrigó con 3 cm³ de EDTA líquido al 17% Dentaflux[®], (Dentaflux, Ripoli, Madrid, España) durante 5 minutos, seguido de una irrigación con 10 cm³ de hipoclorito de sodio al 5.25% Dentaflux[®], (Dentaflux, Ripoli, Madrid, España) durante 5 minutos.

Esta irrigación se activó por vibración ultrasónica, transmitiendo la vibración desde una punta ultrasónica de profilaxis a una lima K del número 15 introducida en el conducto hasta 1 mm menos de la longitud de trabajo (Cerviño Vázquez et al., 2003).

Obturación

- a) Comprobación con verificadores. Como se estandarizaron todas las muestras con la misma secuencia de limas, el verificador utilizado para todas las muestras es el F2 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

- b) Secado y obturación. El secado de los conductos se realizó con puntas de papel (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland) de F2.

El cemento utilizado para realizar las endodoncias fue el Pulp Canal Sealer EWT de Kerr[®]. La composición de este cemento se detalla a continuación (Castellucci, 2005):

Polvo:

Plata	(24.74 %)
Oxido de zinc	(34.00 %)
Yoduro de Thymol....	(10.55 %)
Oleoresin.....	(30.71 %)

Líquido:

Eugenol.....	(78.00 %)
Bálsamo de Canadá....	(22.00 %)

Una pequeña cantidad de cemento sellador fue posicionada en las paredes del conducto con ayuda de puntas de papel.

Después de medidos se colocaron los Obturadores Protaper F2 en el horno Thermaprep[®] (Dentsply Maillefer-Ballaigues, Switzerland), y se introdujeron hasta la longitud de trabajo.

Una vez endodonciadas las muestras se prepararon los conductos para poder ser colocados los postes prefabricados. Se utilizó la fresa “Post Space Burs”[®] (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland). La fresa “Post Space Burs”[®] no es de filo cortante, sólo retira el carrier de los obturadores hasta la profundidad deseada debido al calor generado por fricción en el giro. La fresa se utilizó sin agua para refrigerar. La técnica operatoria es: colocar la fresa a la entrada del conducto, sobre el carrier plástico del obturador, presionar levemente la fresa de alta velocidad, e ir retirando la gutapercha hacia coronal (Castellucci, 2005).

La fresa “Post Space Burs”[®], se introdujo restando a la longitud de trabajo 4mm, y fue marcada con un rotulador indeleble la medida en el vástago de la fresa. Una vez retirada la gutapercha se siguió la secuencia de driles de penetración y preparación del conducto de cada uno de los dos sistemas de postes elegidos (se detalla a continuación, en cada sistema de postes). Una vez retirada la gutapercha el conducto se irrigó con hipoclorito 5.25% y por último con agua destilada (Coniglio, 2008).

Preparación de las muestras con postes de fibra.-

El poste elegido para el estudio fue el poste de composite reforzado con fibra de vidrio FRC Postec Plus[®] de Ivoclar Vivadent. El tamaño que se utilizó en todas las muestras fue la talla 1 (el diámetro en coronal es de 1.5 mm y en apical del poste es de 0.8 mm).



Figura 3.8.- Presentación FRC Postec Plus®

Las características que definen el poste de composite reforzado con fibra de vidrio FRC Postec Plus® de Ivoclar Vivadent, se detallan a continuación:

Composición del poste (en % en peso) (datos proporcionados por de Ivoclar Vivadent):

Dimetacrilatos	≈ 21 %
Fluoruro de iterbio	≈ 9 %
Fibras de vidrio	≈ 70 %
Catalizadores y estabilizadores	< 0.5 %

Propiedades físicas del poste (datos proporcionados por de Ivoclar Vivadent):

Resistencia a la flexión	1050 ± 50 MPa
Módulo de elasticidad	48 ± 2 GPa
Absorción de agua	17 ± 1 µg/mm ³
Solubilidad en agua	2.50 ± 0.25 µg/mm ³
Radiopacidad (espigas talla 1)	330 ± 10 % Al

En las muestras seleccionadas, a las que se había removido previamente la gutapercha hasta la longitud deseada, se les preparó el lecho para recibir el poste con el drill de anillo blanco, FRC Postec Plus Reamer talla 1, suministrado por el fabricante, Ivoclar Vivadent. Introdujimos el drill preservando los 4mm de sellado más apical. El sistema de cementación adhesiva utilizado fue el recomendado por el fabricante, Excite DSC[®] y Multicore Flow[®] como cemento de resina dual, ambos productos de Ivoclar Vivadent.

Antes de comenzar con el proceso de adhesión, los postes FRC Postec Plus[®] de Ivoclar Vivadent se grabaron con gel de ácido ortofosfórico al 37% (Octacid Kit, Laboratorio Clarben S.A.). Seguidamente se silanizó la superficie del poste con un agente de acoplamiento al silano (Metal / Zirconia Primer, Ivoclar Vivadent).

Una vez colocado el poste con cemento en el conducto, se polimerizó 40 segundos con la lámpara Bluephase[®] Ivoclar Vivadent.

Preparación de las muestras con postes de titanio.-

El poste seleccionado para nuestro estudio fue poste de titanio ParaPost[®] XT de Whaledent, poste realizado en aleación de titanio con acero. Los postes de Titanio ParaPost[®] XT de Whaledent, presentan un diseño de estrías de retención en forma de diamante. Este diseño le proporciona una mayor resistencia a las fuerzas de rotación, mejora la evacuación del exceso de cemento a la hora de la cementación intraconducto, y ofrece una resistencia superior a las fuerzas de tensión.



Figura 3.9.- Presentación Postes de Titanio ParaPost[®] XT de Whaledent

En nuestro estudio, el tamaño de poste elegido, para las muestras previamente estandarizadas, es el azul, talla 4.5 (EP784 - 4.5), que presenta un diámetro de 1.14 mm.

En las muestras seleccionadas, después de remover la gutapercha hasta la longitud deseada, se preparó el lecho para el poste con el drill proporcionado por el fabricante preservando los 4 mm de sellado más apical. El drill es el de anillo azul. (P 624 5), 1.14 mm de diámetro, y el vástago presenta unas medidas orientativas.

Los postes fueron limpiados con alcohol para eliminar posibles restos de aceites del proceso de manufactura. El conducto fue irrigado con hipoclorito de sodio al 5.25% y por último con agua destilada. El sistema de cementado elegido en nuestro estudio fue el cemento de resina Panavia[®] F 2.0 de Kuraray Panavia[®].

Preparación de las muestras “multicapa” con postes prefabricados

Las muestras resultantes fueron laminares, con caras plano-paralelas, necesarias para poder ser medidas en el dispositivo diseñado para nuestro estudio. La muestra fue de aproximadamente 0.5 mm, al igual que en las muestras anteriormente descritas, se realizaron dos cortes paralelos en la porción más coronal de la raíz de los dientes estudiados.

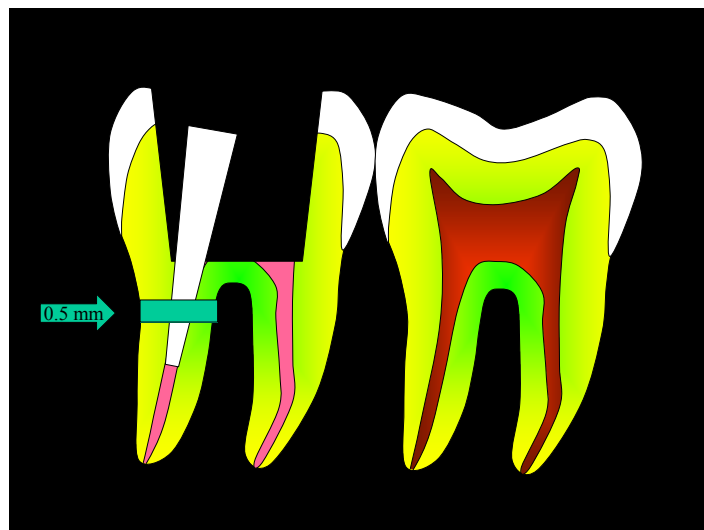


Figura 3.10.- Esquema muestra de disco de dentina con poste

Cada corte se pulió igualmente con ayuda de papel de lija de agua, comenzando por grano medio hasta terminar con granulación fina, acabando con gamuza para retirar los residuos de lija, dentina, poste o de la resina de cementación.

Al igual que las muestras realizadas para el análisis de la dentina y de los materiales de reconstrucción, cada muestra fue almacenada individualmente, identificándose número de diente, siguiendo la nomenclatura FDI, edad y género del donante, y conservadas en suero fisiológico comercial estéril. Posteriormente fueron embebidas en una resina epoxi como describimos anteriormente.

3.2 Técnicas de medida

3.2.1 Equipo de medida de la constante dieléctrica

El equipo empleado para la realizar la caracterización dieléctrica de las muestras fue diseñado por el Dr. Alfonso Fondado del Laboratorio de Magnetismo de Sólidos de la Universidad de Santiago de Compostela, y fue puesto a punto durante el transcurso de esta tesis.

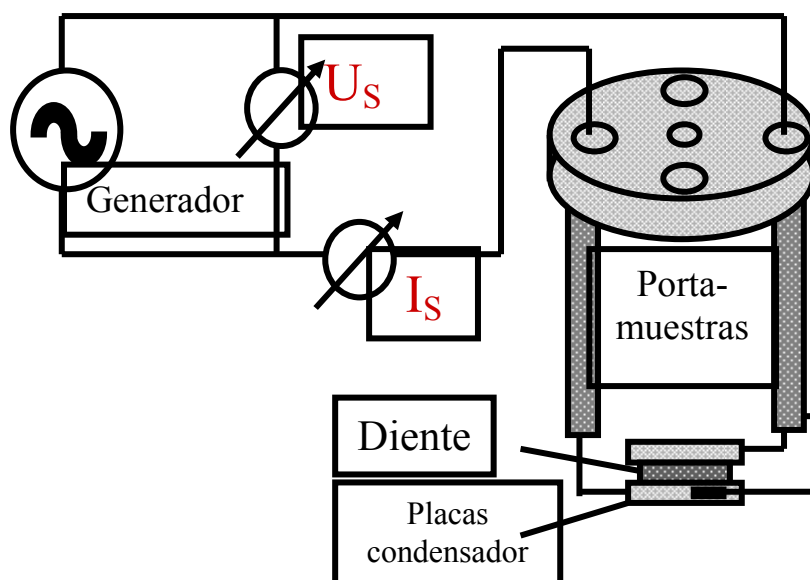


Figura 3.11.- Esquema del equipo de medida de las propiedades dieléctricas

El equipo, que mostramos en la figura 3.11, consta de un condensador de caras plano – paralelas acoplado a un LCR meter Agiliment 4282A, con la opción de rango de tensión y corriente aplicada, que permite realizar medidas en el rango de frecuencias $20 \leq \nu$ (Hz) $\leq 10^6$ y en el intervalo de temperaturas $110 \leq T$ (K) ≤ 350 .

Para poder variar la temperatura de los experimentos, el portamuestras se colocó primeramente en una caja de aluminio, en donde se creó una atmósfera inerte de helio gas para evitar la contribución de agua atmosférica a la medida. Un mecanismo de termopares y resistencias incorporados a este dispositivo permite ajustar la temperatura mediante un controlador diseñado a tal efecto. Todo el dispositivo está controlado por un sistema informático que permite programar rampas de temperatura y frecuencia, así como seleccionar el formato de salida de los datos. En nuestras medidas se utilizó de forma constante la temperatura corporal 37 °C.

En el dispositivo experimental utilizado se miden capacidades y resistencias en paralelo, que están relacionadas con la parte real e imaginaria de la permitividad dieléctrica compleja $\epsilon^*_r(\omega) = \epsilon'_r(\omega) - i \epsilon''_r(\omega)$, donde $i = (-1)^{1/2}$, mediante las siguientes expresiones:

$$\epsilon'_r(\omega) = \left(\frac{C}{\epsilon_0} \right) \left(\frac{d}{A} \right) \qquad \epsilon''_r(\omega) = \left(\frac{1}{\omega R \epsilon_0} \right) \left(\frac{d}{A} \right)$$

Donde d (m) es el espesor entre las placas. En nuestro dispositivo, d coincide con el espesor de la muestra. La frecuencia angular es ω (rad/s) / $2\pi = \nu$ (Hz) y A (m²), el área de las placas del condensador.

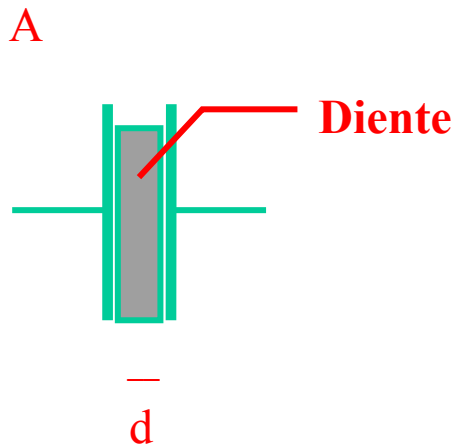


Figura 3.12.- Esquema relación de la muestra con las placas

Por otro lado si el tamaño de la pastilla que se mide no cubre totalmente las placas del condensador hay que tener en cuenta la contribución del aire, resultando estrictamente la capacidad total igual a:

$$C = \frac{\epsilon'_r \epsilon_0 A}{d} = \frac{\epsilon'_{r(muestra)} \epsilon_0 A_{muestra}}{d} + \frac{\epsilon'_{r(aire)} \epsilon_r A_{aire}}{d}$$

En nuestro caso, dado que el área de la muestra, $A_{muestra}$, es algo menor, pero comparable al área de las placas del condensador, $A \approx A_{muestra}$, y por otro lado, ϵ'_r de la muestra es relativamente mayor que la ϵ'_r del aire, a efectos prácticos el segundo término de la expresión anterior es casi despreciable, quedando:

$$\epsilon'_r(\omega) = \left(\frac{C}{\epsilon_0} \right) \left(\frac{d}{A_{muestra}} \right)$$

Por su parte, en la parte imaginaria, debido a la gran resistencia del aire también se desprecia la contribución del mismo y la expresión resultante es la indicada a continuación:

$$\varepsilon''_r(\omega) = \left(\frac{1}{\omega R_{muestra} \varepsilon_0} \right) \left(\frac{d}{A_{muestra}} \right)$$

Estas son las expresiones que utilizamos para la obtención las medidas de la permitividad dieléctrica de los dientes.

Por su parte la tangente de pérdidas viene dada por la siguiente expresión:

$$\tan \delta = \frac{\varepsilon''_r}{\varepsilon'_r}$$

De los experimentos realizados en función de la temperatura y en función de la frecuencia obtenemos, la siguiente información: $\varepsilon'_r(\nu)$, $\varepsilon''_r(\nu)$, $\tan \delta(\nu)$, $\sigma(\nu)$. El correcto funcionamiento del aparato de medida fue comprobado usando una muestra patrón de SrTiO₃ comercial y los valores obtenidos fueron muy similares a los encontrados en la bibliografía (Takashima et al., 2003).

3.3 Preparación de las muestras para microscopía electrónica de barrido

En nuestro caso, las muestras analizadas fueron sólidas y deshidratadas (túbulos dentinarios) preparadas previamente en la recortadora. Una vez obtenidos los discos de dentina con la recortadora, las muestras se introdujeron en agua destilada en recipientes de cristal individuales y se introdujeron en una cuba ultrasónica (baño de limpieza por

ultrasonidos “ultrasons UB-1488”, selecta SA) durante una hora, para eliminar cualquier resto de barrillo de la superficie de las muestras. Posteriormente, las muestras fueron secadas al aire.

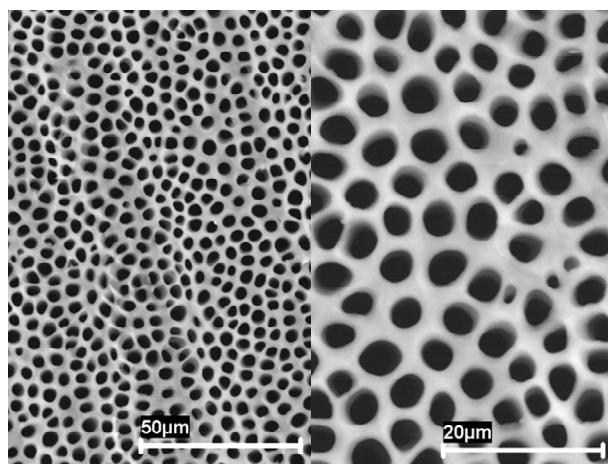


Figura 3.13.- Imagen de la muestra a 5.000 y a 2.500 aumentos

De cada muestra se tomaron dos imágenes a 5.000 y a 2.500 aumentos. Se utilizó la imagen a mayor número de aumentos para calcular la densidad de túbulos dentinarios presentes en la muestra por μm^2 .

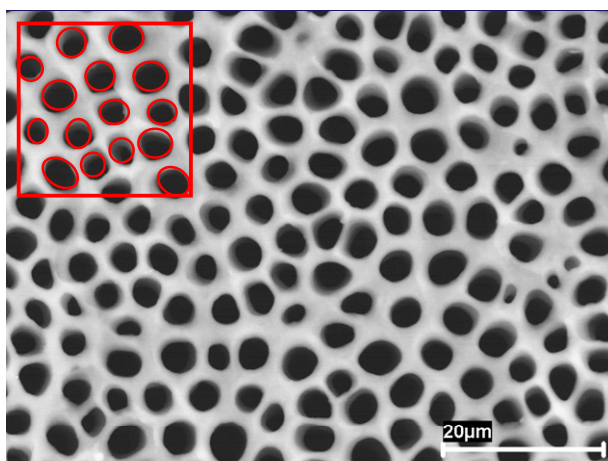


Figura 3.14.- Medición del diámetro de los túbulos dentinarios

3.4 Microscopía electrónica

El microscopio electrónico de barrido (SEM) permite la observación de la superficie de materiales orgánicos e inorgánicos, obteniendo imágenes de hasta 290.000 aumentos y hasta una resolución de 4 nm en condiciones de alto vacío y de 6 nm a presión variable.

El funcionamiento del SEM se basa en un haz electrónico que incide sobre una muestra conductora. El haz electrónico se enfoca en un punto y se escanea la superficie. Como resultado de la interacción del haz electrónico con la muestra se produce una emisión de señales: electrones retrodispersados, electrones secundarios o rayos X entre otros. Estas señales son captadas por detectores que los procesan, amplificadas y transformadas en señales electrónicas como píxeles a un monitor. En la figura 3.16, se representa la interacción del haz electrónico con la muestra.

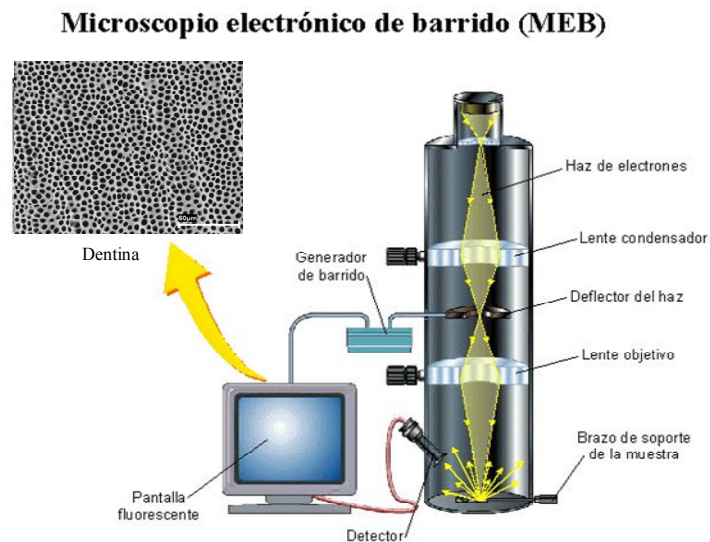


Figura 3.15.- Esquema del proceso electrónico para la obtención de imágenes en un SEM

El microscopio utilizado fue un Microscopio Electrónico de Barrido LEO-435VP con Microanálisis (EDX), situado en el Servicio Xeral de Microscopía Electrónica - RIAIDT Campus Sur de la USC.

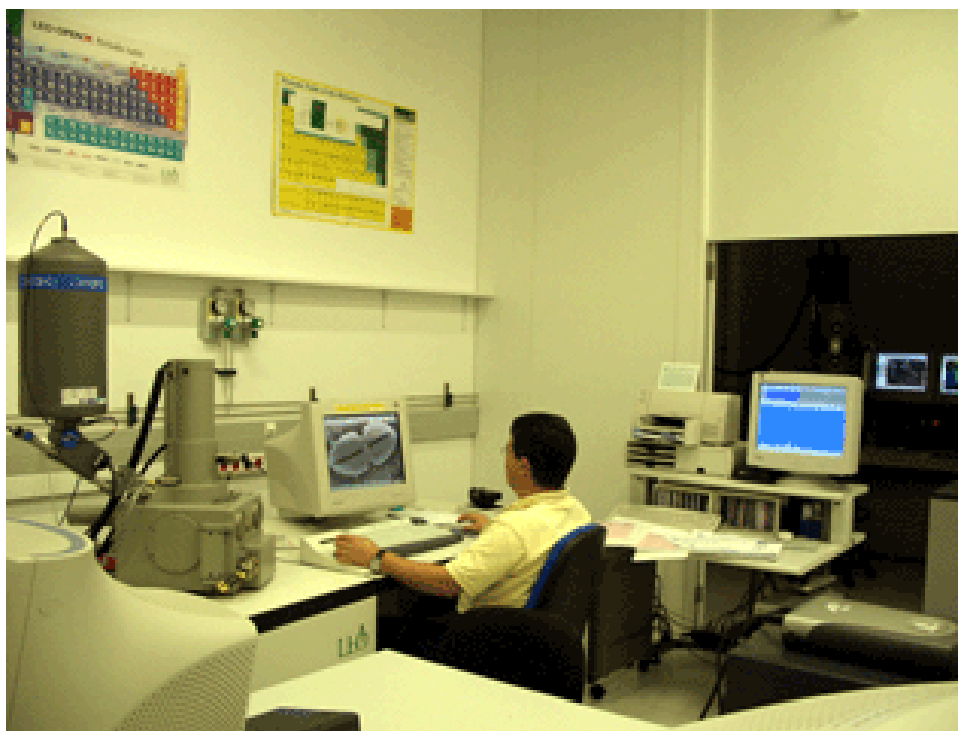


Figura 3.16.- Vista del SEM utilizado

Las características que definen el Microscopio Electrónico de Barrido LEO-435VP con Microanálisis (EDX), son:

-Voltaje variable entre 0.3 y 30 KV.

-Magnificación comprendida entre 15x hasta 290.000x y resolución de 4 nm (alto vacío) y 6 nm (presión variable).

-Detectores: detector de electrones secundarios (ES), detector de electrones retrodispersados (QBDS) y detector de Rayos X (X-Ray).

-Observación de las muestras sin necesidad de sombrear, trabajando a presión variable.

-Sistema de Microanálisis EDX, que permite detectar elementos químicos a partir del Berilio.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS EXPERIMENTALES

4.1 Comportamiento de la dentina sana y sus variaciones con la edad

El comportamiento de la dentina sana fue analizado con la técnica de espectroscopía dieléctrica y las mismas muestras fueron estudiadas en microscopía electrónica de barrido para contrastar los datos obtenidos.

Las muestras estudiadas fueron las siguientes (tabla 4.1)

Nº de la muestra	Nomenclatura FDI	Edad del donante en años	Género del donante
M 1	24	15	♀
M 2	24	17	♂
M 3	35	21	♂
M 4	14	27	♀
M 5	45	32	♂
M 6	14	44	♀
M 7	44	57	♀
M 8	35	65	♂
M 9	45	74	♀
M 10	44	89	♀

Tabla 4.1.- Nomenclatura de la serie de muestras estudiadas y su equivalencia en edad y género.

4.1.1 Análisis dieléctrico de la dentina sana y sus variaciones con la edad

Las muestras utilizadas fueron discos de dentina obliterados con suero fisiológico, preparados según las técnicas de “corte” indicadas en Materiales y Métodos (Capítulo 3). Estas muestras fueron seleccionadas dentro de un amplio rango de edades para evaluar las variaciones con este parámetro.

Recordemos que todos los especímenes se conservaron en suero fisiológico comercial estéril desde el momento de la extracción, y nunca transcurrieron más de 24 horas antes de su completo análisis espectroscópico.

En la figura 4.1, se indica la parte real de la permitividad dieléctrica relativa (constante dieléctrica, ϵ'_r) de la dentina en función de la frecuencia.

Las curvas obtenidas para las muestras de dentina a diferentes edades, muestran valores más elevados de ϵ'_r a bajas frecuencias, con un decrecimiento monótono de varios órdenes de magnitud en ϵ'_r cuando la frecuencia aumenta, hasta la frecuencia estudiada de 1MHz. En este caso, la dentina, con los túbulos dentinarios rellenos de suero fisiológico, se comportan como un buen conductor. Observamos como los valores de ϵ'_r se aproximan según las frecuencias aumentan, existiendo una mayor diferencia en la respuesta a frecuencias menores.

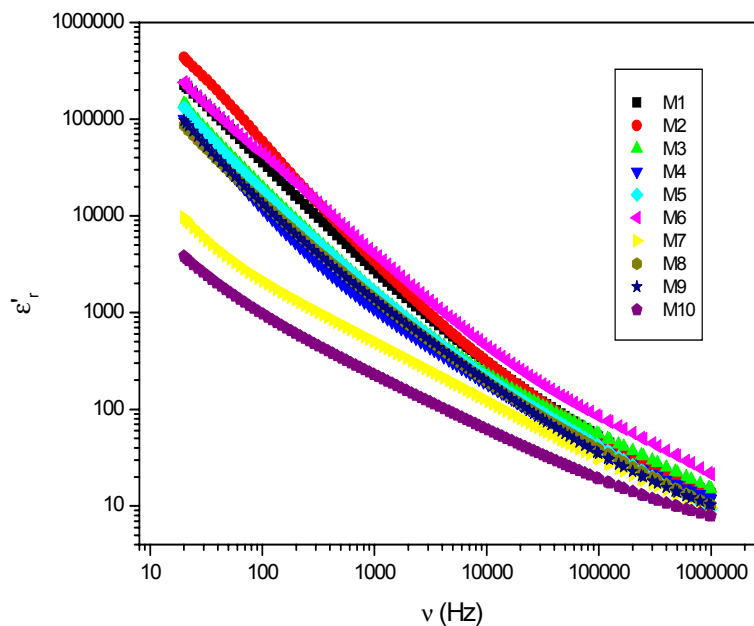


Figura 4.1.- Parte real de permitividad dieléctrica relativa, ϵ'_r , en función de la frecuencia para la dentina sana a diferentes edades

En la figura 4.2, se muestra la parte imaginaria de la permitividad relativa (ϵ''_r) en función de la frecuencia para las muestras estudiadas. Se observa un comportamiento muy similar en todas las muestras, el valor de ϵ''_r decrece rápidamente cuando la frecuencia se incrementa, como corresponde a un elemento de conductividad elevada. Comportamiento lineal que implica una conductividad por portadores libres (iones presentes en el fluido).

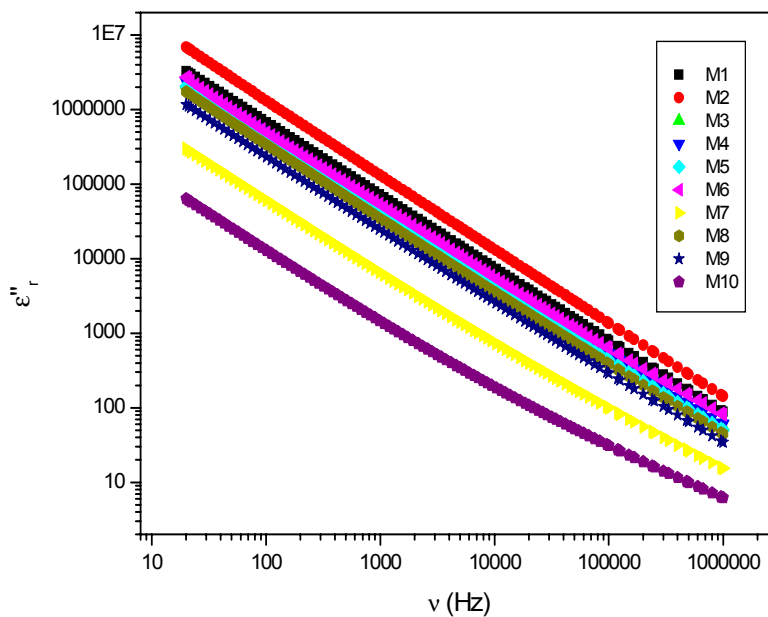


Figura 4.2.- Parte imaginaria de la permitividad dieléctrica relativa, ϵ''_r , en función de la frecuencia de las muestras de dentina sana a diferentes edades

De manera similar, en la figura 4.3, se muestra la variación de la conductividad eléctrica de la dentina en función de la frecuencia para diferentes edades. Cabe resaltar, que en este caso las variaciones observadas en los valores de la conductividad en función de la frecuencia son menos acusados. En cualquier caso, se observa que en el caso de túbulos dentinarios más calcificados, correspondientes a las muestras de más edad (Ej. M10), la conductividad aumenta “mucho” su valor cuando se incrementa la frecuencia y además

presenta valores menores en un orden de magnitud, como se espera por su menor densidad de túbulos dentinarios.

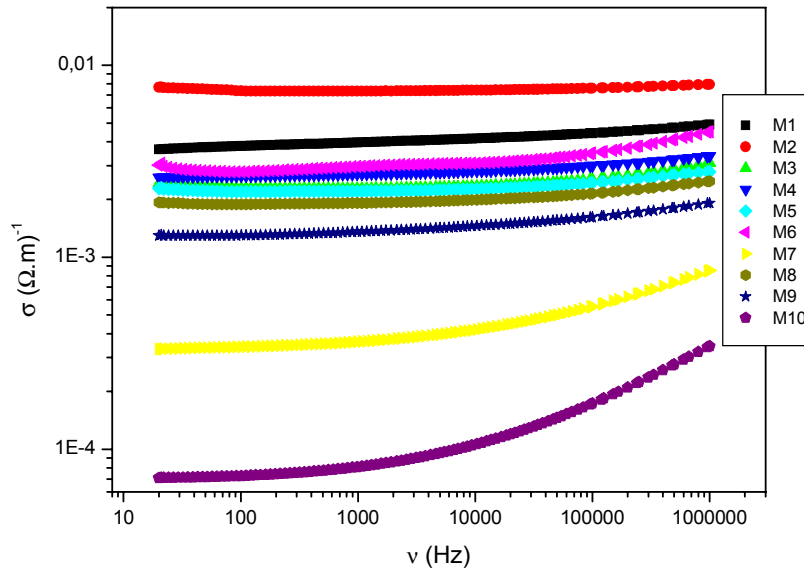


Figura 4.3.- Variación de la conductividad eléctrica de la dentina a diferentes edades

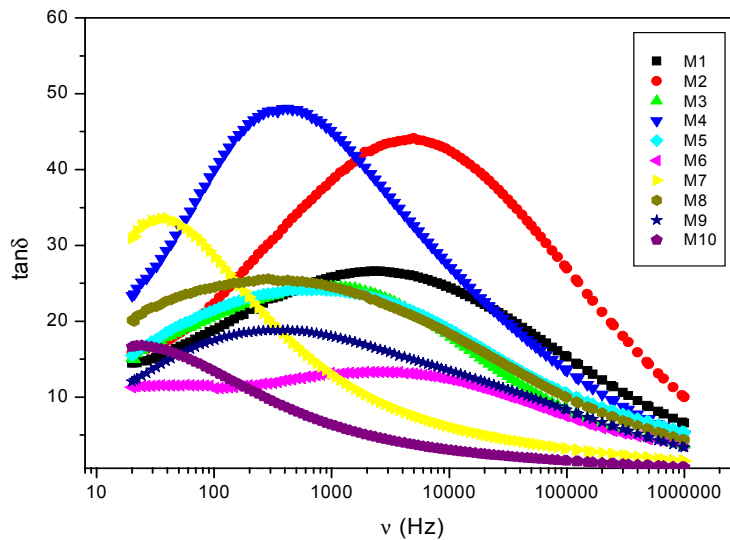


Figura 4.4.- Variación de la tangente de pérdidas para la serie de discos de dentina a diferentes edades.

En la figura 4.4 se presenta, la variación de la tangente de pérdidas, en función de la frecuencia para los discos de dentina estudiados, en pacientes de diferentes edades. Cabe resaltar la presencia de valores máximos a las frecuencias intermedias estudiadas.

Estos máximos se pueden identificar con procesos de relajación iónica presentes en las sales del suero fisiológico que se encuentra en los túbulos dentinarios. En el espectro de la permitividad dieléctrica, los fenómenos de relajación iónica suelen aparecer a baja frecuencia, por debajo de 10^6 - 10^8 MHz (ver figura 1.3), como es nuestro caso.

A continuación (figuras 4.5-10) se presenta una serie de figuras detalladas de los espectros electromagnéticos correspondientes a constante dieléctrica ϵ'_r en grupos de diferentes edades. Destacando que cuanto más estrecho es el rango de edades más similares son los resultados obtenidos.

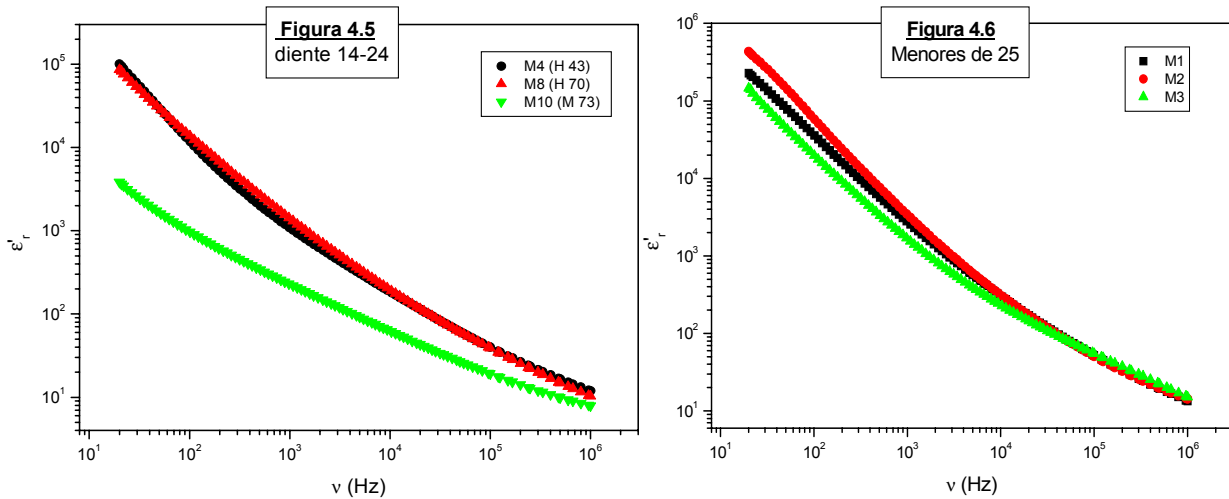


Figura 4.5.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para las muestras de primeros bicúspides superiores

Figura 4.6.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para las muestras de pacientes menores de 25 años

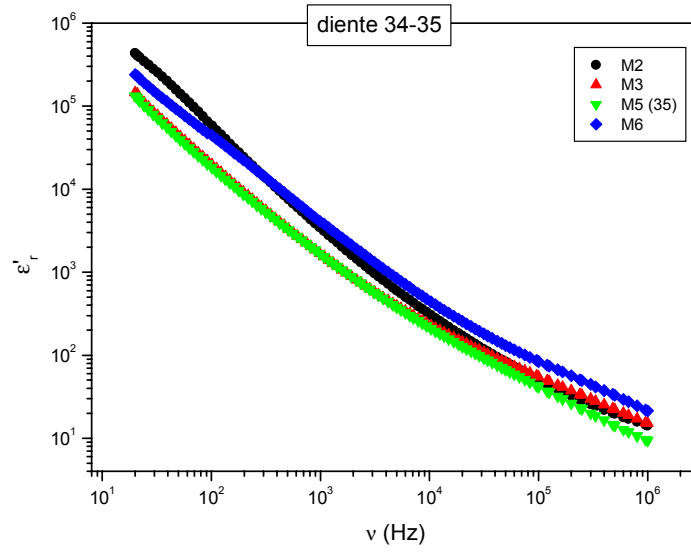


Figura 4.7.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para premolares inferiores izquierdos a diferentes edades

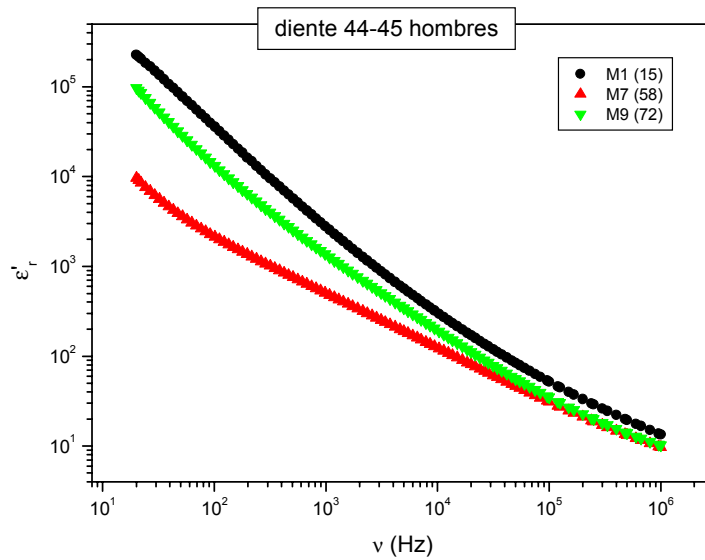


Figura 4.8.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para las muestras de premolares inferiores derechos en hombres

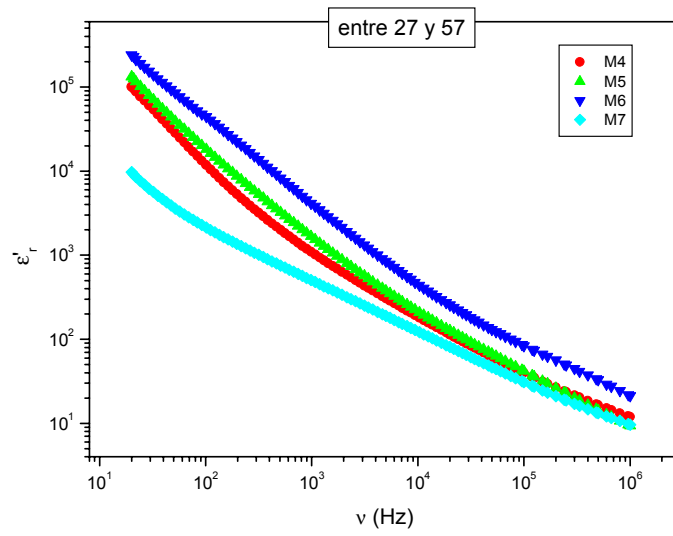


Figura 4.9.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para las muestras entre 27 y 57 años

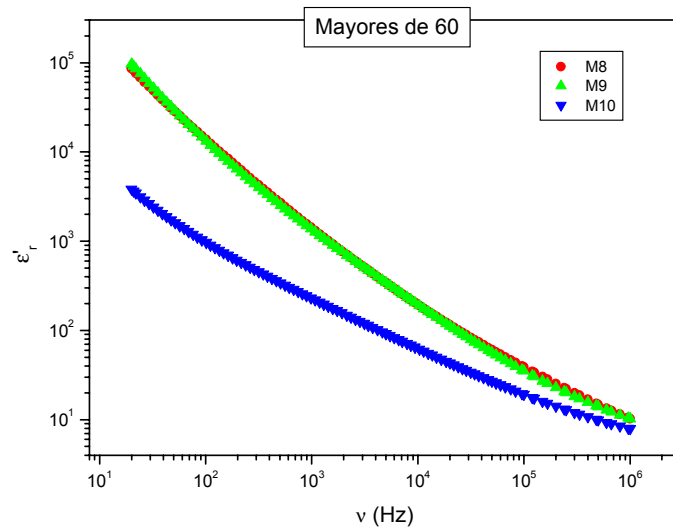


Figura 4.10.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia para las muestras de mayores de 60 años

De forma similar con las representaciones en la tangente de pérdidas se ajustan al mismo criterio que las constantes dieléctricas. Las edades más próximas presentan comportamientos similares. A continuación se han seleccionado algunas curvas representativas de estas series (ver figuras 4.11- .13).

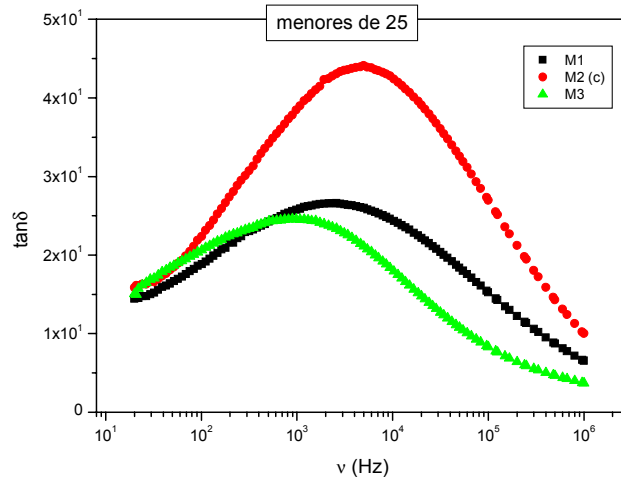


Figura 4.11.- Variación de la tangente de pérdidas en función de la frecuencia para tres muestras de menores de 25 años.

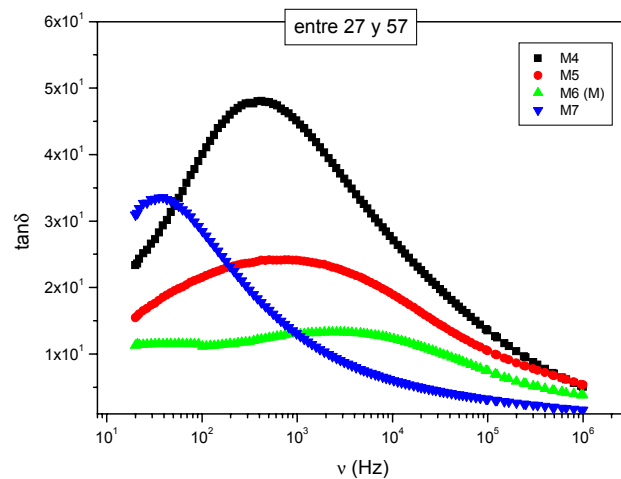


Figura 4.12.- Variación de la tangente de pérdidas en función de la frecuencia para cuatro muestras de entre 27 y 57 años.

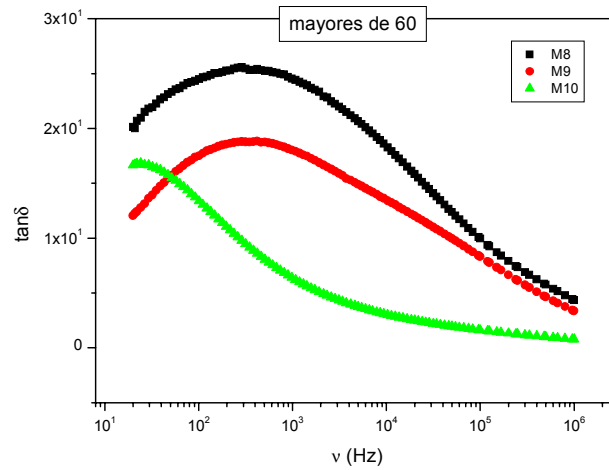


Figura 4.13.- Variación de la tangente de pérdidas en función de la frecuencia para tres muestras de mayores de 60 años

4.1.2 Análisis SEM de la dentina sana y sus variaciones con la edad

Nº de muestra	Características de la muestra	Túbulo Dent./ μm^2	S.E.M
M 1	15 años, ♀	1	
M 2	17 años, ♂	0.7	
M 3	21 años, ♂	0.9	
M 4	27 años, ♀	1.3	
M 5	32 años, ♂	0.8	
M 6	44 años, ♀	0.6	
M 7	57 años, ♀	0.6	
M 8	65 años, ♂	1	
M 9	74 años, ♀	0.8	
M 10	89 años, ♀	0.5	

Tabla 4.2.- Detalle del SEM y la densidad de túbulos dentinarios en la serie de muestras estudiadas. Equivalencias con la edad y el género de los donantes.

Las mismas muestras del análisis del comportamiento dieléctrico fueron observadas mediante SEM. Se utilizó para el análisis la micrografía de 5.000 aumentos para calcular la densidad de túbulos dentinarios / μm^2 .

Se ha comprobado que los datos obtenidos concuerdan con los datos de la conductividad eléctrica. El parámetro que controla las propiedades dieléctricas de los dientes no es la edad sino la densidad de túbulos dentinarios.

4.2 Comportamiento dieléctrico del diente cariado

Para reproducir eléctricamente un diente sano y un diente cariado hemos sumergido los discos de dentina en una resina epoxi (ver Capítulo 3). El diente sano corresponde a la dentina recubierta por el material epoxi. Cuando se tiene las dos caras totalmente selladas estamos reproduciendo un diente completamente aislado eléctricamente, que no existe en realidad. Si cortamos una de las caras dejando la otra intacta este sistema eléctricamente reproduce el diente sano real. Es decir, la cara íntegra de la muestra se identifica con una corona recubierta de esmalte (aislante) y la cara de la resina seccionada se asimila como la porción radicular (conductora) del diente.

En la figura 4.14 se representa la constante dieléctrica en función de la frecuencia de los sistemas indicados anteriormente. Puede observarse que la constante dieléctrica del diente totalmente recubierto de epoxi o con una sola incisión es prácticamente independiente de la frecuencia, como corresponde a un sistema aislante eléctrico. Por el contrario cuando tenemos muestras con dos incisiones hay grandes variaciones de la constante dieléctrica de alta frecuencia a baja frecuencia. Indicando que los fenómenos de conducción son elevados y los procesos de relajación afectan enormemente a los valores de constante dieléctrica observada, a frecuencias menores que 10^4 Hz.

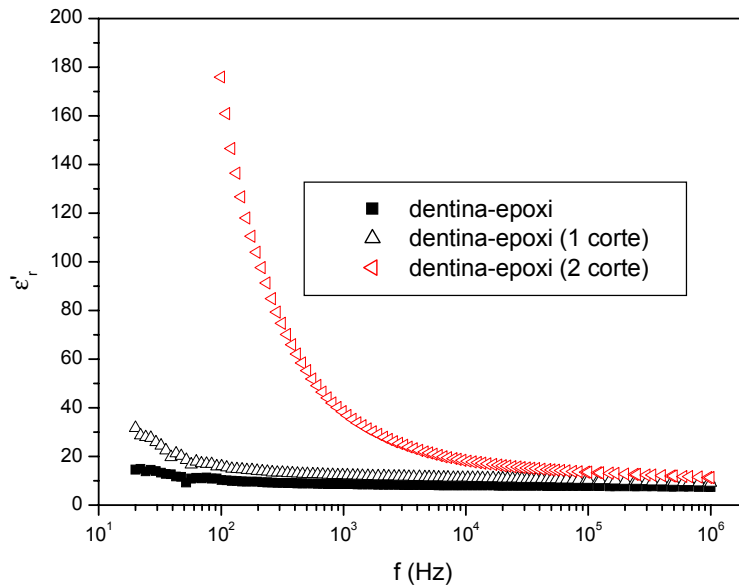


Figura 4.14.- Parte real de la permitividad dieléctrica en función de la frecuencia, para la dentina recubierta con epoxi y para la dentina con incisiones en el material epoxi.

Respecto a la tangente de pérdidas, figura 4.15, se observan también grandes diferencias entre la dentina totalmente recubierta de epoxi o con una sola incisión y la dentina recubierta de epoxi con dos incisiones, una en cada cara. De nuevo los fenómenos de relajación en la parte que tiene dos incisiones son notables y hay grandes variaciones de la tangente de pérdidas con la frecuencia. Mostrando que para este caso los fenómenos de conducción son elevados.

En el caso de muestras totalmente recubiertas o con una sola incisión, que se identifican con el diente sano, los valores de la tangente de pérdidas son pequeños, prácticamente constantes e independientes de la frecuencia.

Esta diferencia notable de comportamiento dieléctrico entre dientes “sanos” y dientes “cariados”, abre la posibilidad de la utilización de equipos de medida dieléctrica de baja frecuencia para la detección de caries incipientes.

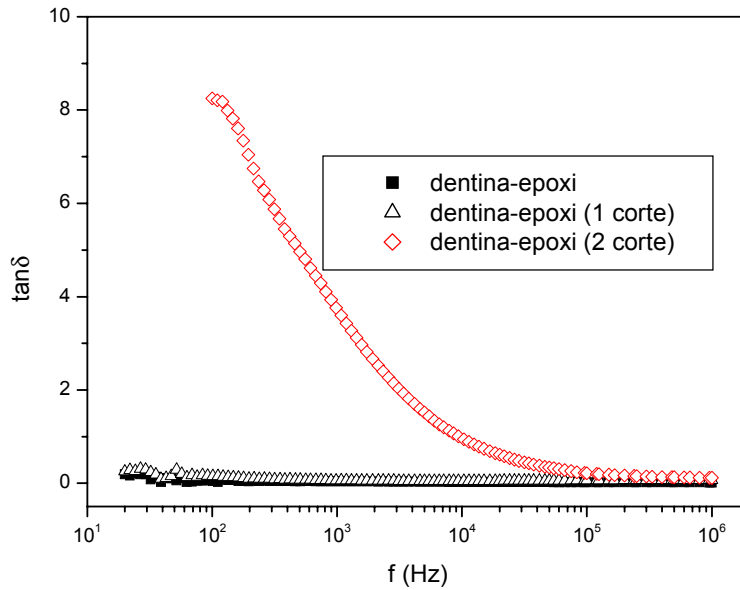


Figura 4.15.- Tangente de pérdidas en función de la frecuencia para la dentina recubierta por epoxi y para la dentina con una y dos incisiones en el material epoxi

Al relacionar las dos gráficas anteriores, parte real de la permitividad dieléctrica y la tangente de pérdidas, comprobamos una vez más que la muestra que simula la discontinuidad en el esmalte (corte en las dos caras) es la que muestra grandes pérdidas, presentado por tanto una mayor conducción y pérdidas energéticas en forma de calor.

4.3 Comportamiento dieléctrico de la dentina y los materiales restauradores (amalgama y composite)

En la figura 4.16, vemos la constante dieléctrica ϵ'_r , de las muestras en función de la frecuencia. Para la muestra DR (dentina-resina), se observa una respuesta de la constante dieléctrica casi plana (con valores entre 20 y 50), comportándose como un mal conductor. Esto es compatible con las características de la resina utilizada como aislante, compuesto por una matriz polimérica cargada con partículas de SiO_2 (ambos son materiales aislantes conocidos). El comportamiento de la dentina intacta y el material aislante, pueden asimilarse al diente humano, que corresponde al complejo esmalte-dentina. Desde el punto de vista eléctrico, el esmalte puede identificarse con la resina epoxi.

Por el contrario, las curvas obtenidas para las muestras ID (dentina intacta) y DA (dentina-amalgama) muestran valores más elevados de ϵ'_r con una disminución de varios órdenes de magnitud en el total del alcance de frecuencias analizado. Es a partir de 1×10^4 Hz donde ambas curvas se separan para frecuencias inferiores, indicando una mayor relajación para la muestras de dentina intacta (ID). La dentina, con los túbulos dentinarios rellenos de suero fisiológico, se comportan como un buen conductor, de forma análoga a la amalgama. De ahí la gran similitud de comportamiento de las curvas ID y DA.

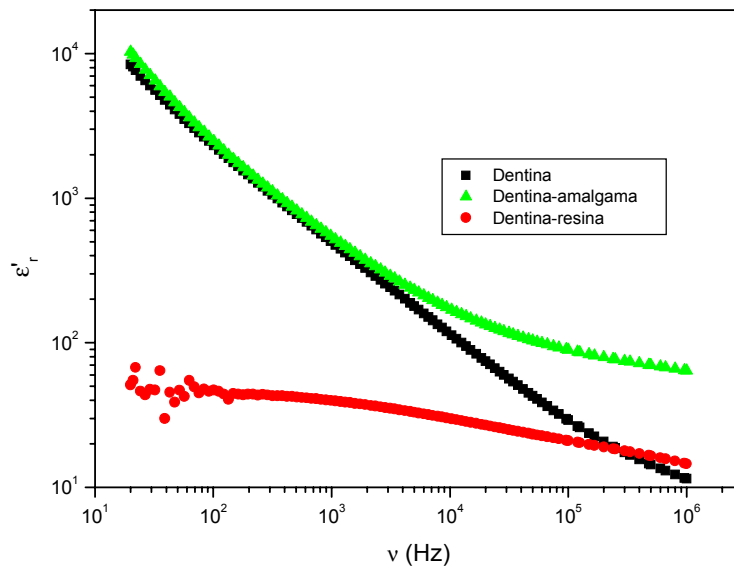


Figura 4.16.- Parte real de la permitividad dieléctrica relativa, ϵ'_r , en función de la frecuencia para la dentina sana (ID, dentina intacta), dentina-amalgama (DA), y dentina-resina (DR).

En la figura 4.17, se muestra la parte imaginaria de la permitividad relativa (ϵ''_r) en función de la frecuencia para las tres muestras estudiadas. Para ID (dentina intacta) y DA (dentina-amalgama) se puede observar un comportamiento muy similar, el valor de ϵ''_r decrece rápidamente cuando la frecuencia se incrementa, como corresponde a un elemento de conductividad elevada. Estos valores de ϵ''_r , contrastan y son mucho más elevados que los registrados para la muestra DR (dentina-resina), especialmente en las

frecuencias bajas. El comportamiento de la muestra DR se identifica con un sistema mucho más aislante.

Las líneas rectas, en la figura 4.17, representan la contribución a ϵ''_r por la conducción de cargas libres, que es atribuible a los iones presentes en el fluido biológico (principalmente en la muestra de ID) y a iones y electrones (en la muestra DA). Esto fue calculado usando la siguiente expresión:

$$\epsilon''_{r,cond} = \frac{\sigma_{dc}}{\epsilon_o 2\pi\nu}$$

Donde σ_{dc} es la conductividad eléctrica medida en corriente continua (dc)

El valor de σ_{dc} fue estimado de las medidas de resistencia eléctrica realizadas en las frecuencias más bajas (20 Hz). La contribución de las cargas libres predomina en todo el rango de frecuencias para las muestras ID y para la muestra DA, las cargas libres sólo predominan en frecuencias inferiores a 1×10^4 Hz. Por el contrario, la contribución a la conducción dc para la muestra DR (dentina composite) es despreciable, indicando que las pérdidas observadas son exclusivamente atribuibles a los efectos de relajación dieléctrica (Estos datos están publicados en: Rivas et al, 2008).

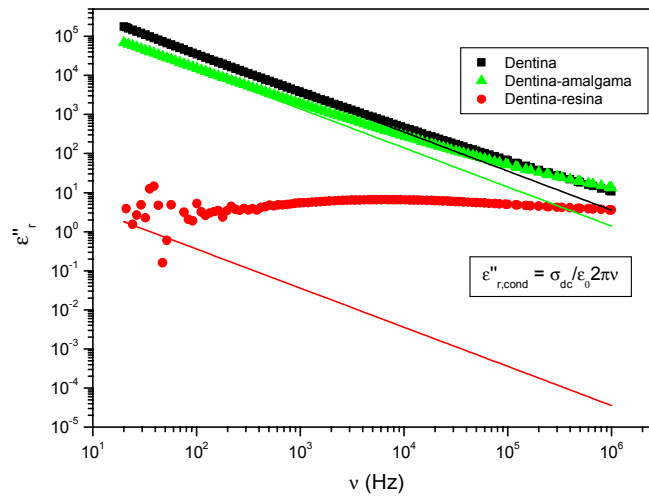


Figura 4.17.- Parte imaginaria de la permitividad dieléctrica relativa, ϵ''_r , en función de la frecuencia de las muestras ID, DA, y DR. Las líneas rectas representan la contribución de la conducción dc a ϵ''_r

4.4 Comportamiento del diente reconstruido con postes prefabricados (titanio y fibra)

Con el fin de estudiar el comportamiento dieléctrico del diente reconstruido con postes prefabricados hemos preparado muestras introduciendo postes de fibra de vidrio (material aislante) y de titanio (material conductor). Siempre se ha estudiado el comportamiento dieléctrico de los dientes reconstruidos sin recubrir y recubiertos de material epoxi. Como en el caso anterior el material epoxi eléctricamente simula el comportamiento eléctrico del esmalte (Capítulo 3).

4.4.1 Postes de fibra

En el caso del complejo dentina y poste prefabricado de fibra de vidrio el comportamiento de la constante dieléctrica ϵ'_r frente a la frecuencia presenta grandes

variaciones como corresponde a un complejo de un material conductor con procesos elevados de relajación y pérdidas.

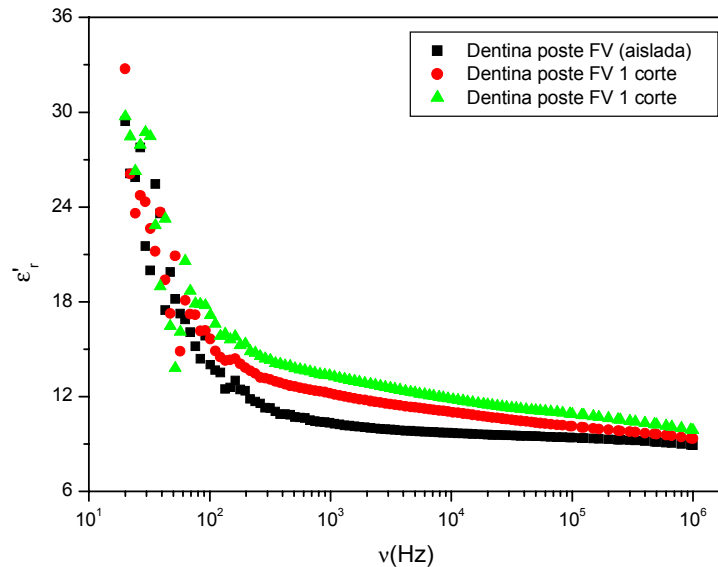


Figura 4.18.- Variación de la constante dieléctrica ϵ'_r frente a la frecuencia para el complejo dentina y poste de vidrio.

Por el contrario cuando el complejo dentina reconstruida con poste prefabricado de fibra de vidrio se recubre de material epoxi el comportamiento dieléctrico varía enormemente de tener dos cortes, uno en cada cara, a tener uno o ninguno (figura 4.19). Cuando hay dos cortes el comportamiento eléctrico es similar al caso descrito anteriormente. El conjunto se comporta eléctricamente como un material básicamente conductor. Si sólo hay un corte o ninguno el sistema es eléctricamente aislante y la curva que aparece es fundamentalmente plana recordando a una dentina con un esmalte completamente sano.

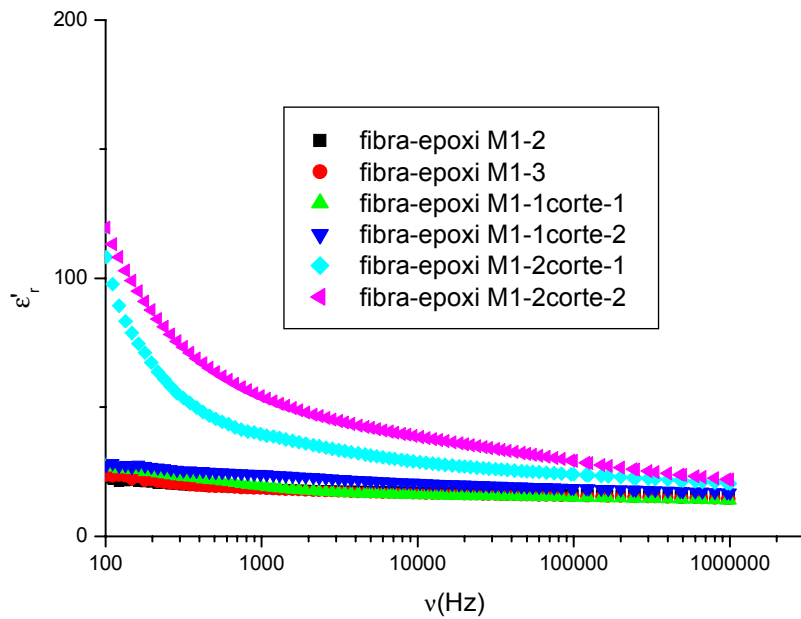


Figura 4.19.- Constante dieléctrica ϵ'_r en función de la frecuencia del complejo dentina más fibra más epoxi con 0, 1 y 2 cortes analizado en dos muestras diferentes.

4.4.2 Postes de titanio

En el caso de postes de titanio el comportamiento dieléctrico es muy diferente al de los postes de fibra de vidrio. El titanio es un material muy conductor que facilita los fenómenos de conducción eléctrica en el diente y así se puede entender el comportamiento de constante dieléctrica ϵ'_r frente a la frecuencia del complejo dentina-poste de titanio-epoxi (figura 4.20). Cuando tenemos el poste de titanio introducido en la dentina sin corte alguno el complejo es fundamentalmente aislante y así la constante dieléctrica es independiente de la frecuencia. Cuando hay un corte empiezan a aparecer fenómenos de conducción a muy baja frecuencia que se pueden asociar a fuertes fenómenos de relajación. Cuando hay dos cortes (situación que simula una discontinuidad en el esmalte) claramente predominan los fenómenos de conducción y la constante dieléctrica varía enormemente con la frecuencia.

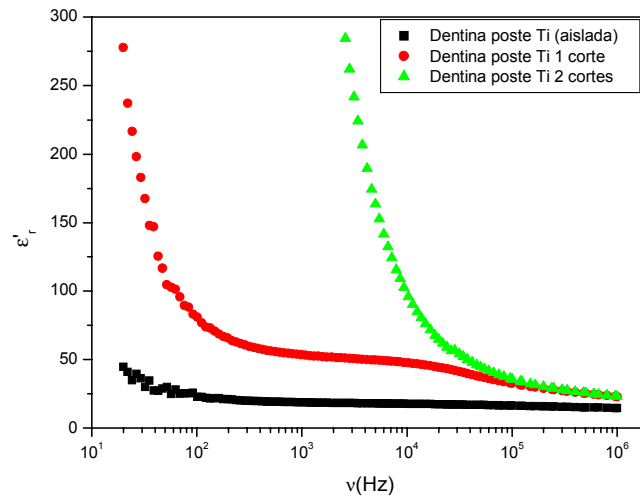


Figura 4.20.- Constante dieléctrica ϵ'_r en función de la frecuencia del complejo dentina-poste de titanio-epoxi con 0, 1 y 2 cortes

En cuanto a la tangente de pérdidas y el diagrama de Argand (figuras 4.21 y 4.22), su comportamiento se ajusta a las explicaciones indicadas con anterioridad. En el caso de dos cortes las pérdidas son elevadas como corresponden a un complejo conductor. Cuando hay un corte se reducen claramente las pérdidas de alta frecuencia y cuando el sistema está completamente aislado, ningún corte, las pérdidas son muy pequeñas tan $\delta \leq 0.1$.

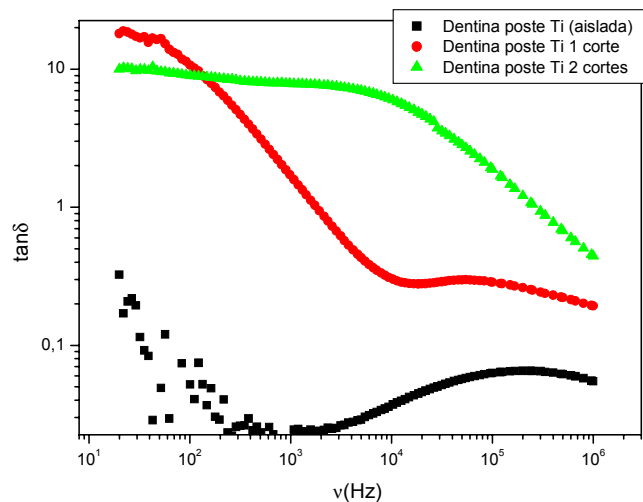


Figura 4.21.- Tangente δ en función de la frecuencia para el complejo dentina-poste de titanio-epoxi con 0, 1 y 2 cortes

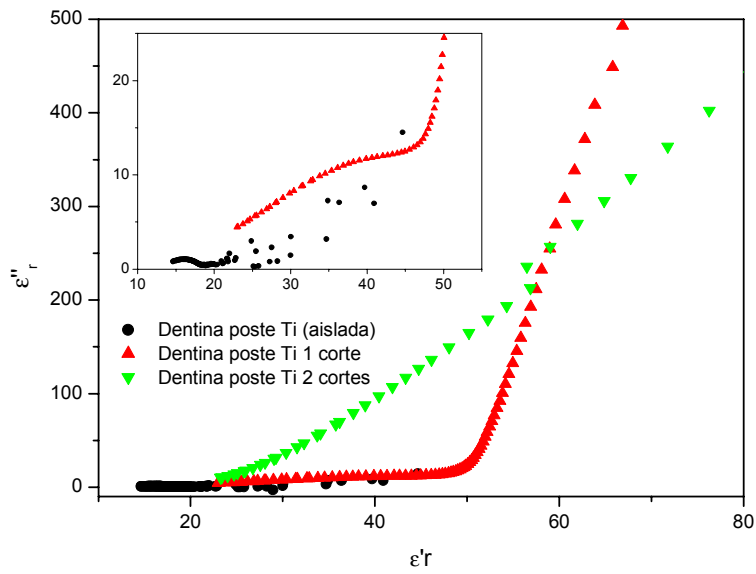


Figura 4.22.- Diagrama de Argand para el complejo dentina-poste de titanio-epoxi con 0, 1 y 2 cortes.

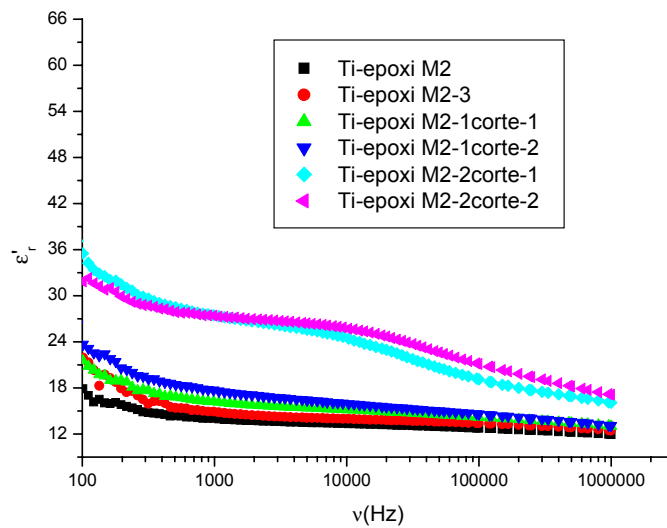


Figura 4.23.- Variación de la constante dieléctrica en función de la frecuencia en dos muestras diferentes para el complejo dentina-poste de titanio-epoxi con 0, 1 y 2 cortes.

4.4.3 Comportamiento del complejo esmalte-dentina con poste de titanio y de resina reforzada con fibra de vidrio

Finalmente hemos analizado los casos de dentina aislada mediante recubrimiento con resina epoxi (sin incisiones): sólo dentina, dentina con poste de titanio y dentina con poste de resina reforzado con fibra de vidrio.

El objetivo de estudiar estos complejos es que ellos simulan una reconstrucción de un diente endodonciado, reconstruido con poste prefabricado de fibra o de titanio y una obturación de composite.

Cabe resaltar que las tres muestras presentan un comportamiento dieléctrico análogo como corresponde a un complejo que desde el punto de vista eléctrico es fundamentalmente aislante. Se encontraron valores de constante dieléctrica ϵ'_r a partir de 100 Hz “cuasi” independientes de la frecuencia, entre 10 y 25 y tangentes de pérdidas muy pequeñas, $\tan \delta \leq 0.1$ (ver figuras 4.24 y 4.25).

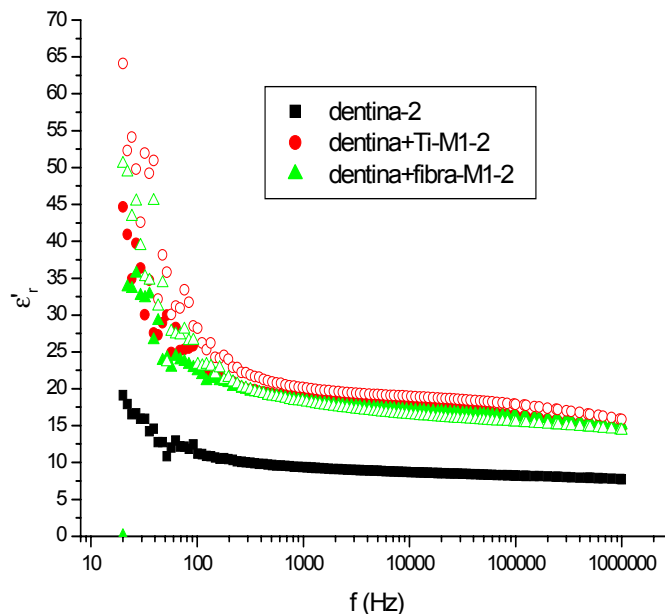


Figura 4.24.- Constante dieléctrica ϵ'_r en función de la frecuencia para la dentina, dentina-poste de titanio y dentina-poste de fibra de vidrio, en sistemas totalmente recubiertos de epoxi

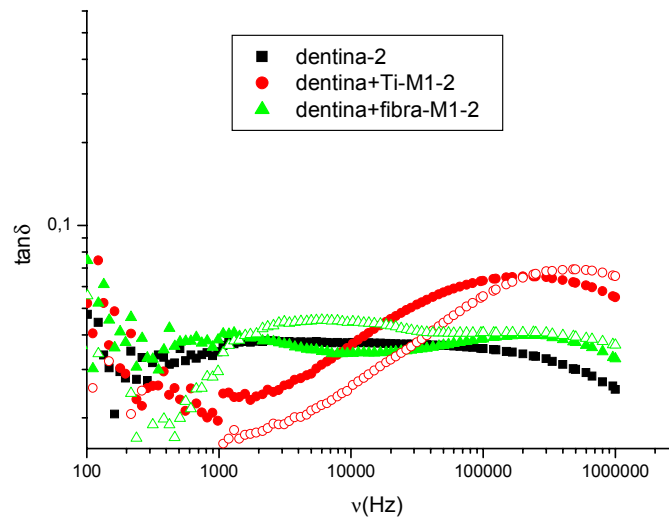


Figura 4.25.- Tangente de pérdidas, $\tan \delta$, en función de la frecuencia para la dentina, dentina-poste de titanio y dentina-poste de fibra de vidrio, en sistemas totalmente recubiertos de epoxi.

CAPÍTULO 5: DISCUSIÓN

Los valores de la permitividad medidos para la dentina sana concuerdan con los resultados obtenidos en tejido óseo hidratado con fluido fisiológico estudiado en un rango de frecuencias similares (Kosterich et al., 1983). La dependencia de ϵ'_r con la frecuencia (decrece continuamente de 10^4 a 10, entre 20 Hz y 1MHz) coincide con los resultados observados para tejido óseos hidratados, indicando que la metodología aplicada para conservar las muestras de tejido humano fue la adecuada.

Los resultados anteriormente expuestos indican que el comportamiento dieléctrico de la dentina sana es muy similar al compuesto dentina-amalgama, contrariamente al comportamiento exhibido por el material dentina-resina. Es importante resaltar que las muestras que han sido utilizadas fueron medidas después de que estas se conservaron en suero fisiológico desde la extracción. Tal condición experimental es necesaria para simular el estado “in vivo” de las muestras dentales, teniendo en cuenta que el 30 % de la dentina está compuesta de líquido (Bascones, 1998). Es decir; la solución acuosa que se encuentra en el interior de los túbulos dentinarios afecta fuertemente a la respuesta dieléctrica de la dentina en todas las muestras.

Las muestras de discos de dentina almacenan mayor o menor cantidad de suero fisiológico en su interior, en función de la densidad que presentan de túbulos dentinarios. Las muestras que presentan más densidad de túbulos dentinarios y más anchos, almacenan más cantidad de suero fisiológico en su interior. Por otra parte los dientes que presentan mayor calcificación de los túbulos dentinarios, absorben menos suero fisiológico. Resultados que fueron contrastados y confirmados con el análisis SEM realizados en las mismas muestras.

Las muestras que contienen materiales restauradores (amalgama, composite y postes prefabricados) son más densas y consecuentemente absorben menos volumen de solución acuosa. De hecho, la absorción de la solución salina fue medida para todas las muestras. Las muestras fueron pesadas antes y después de 10 días de deshidratación a temperatura ambiente. Los resultados indican que la dentina sana absorbe un 100 % más de solución que la dentina con amalgama y un 70 % más que la dentina con resina. La solución acuosa aumenta dramáticamente los valores de ϵ'_r y ϵ''_r , ya que un alto

contenido en agua (cuya $\epsilon'_r \approx 78$ en el rango de frecuencias investigado) produce un incremento de la polarización dipolar, así como una rápida movilidad iónica en la muestra. Los valores relativamente elevados de ϵ'_r y ϵ''_r registrados para las muestras de dentina-amalgama, se pueden explicar por la naturaleza metálica de la amalgama, que presenta altos valores de conductividad (principalmente electrónica), dc. figura 5.1.

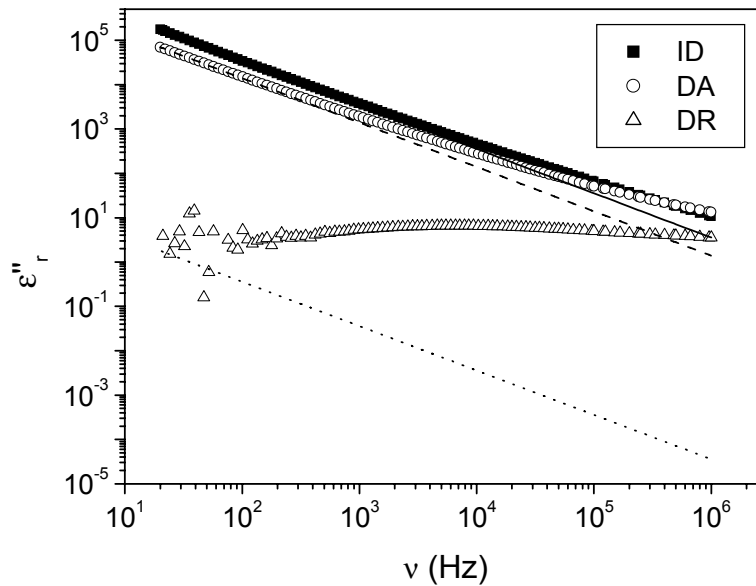


Figura 5.1.- Parte imaginaria de la permitividad dieléctrica relativa ϵ''_r , en función de frecuencia para las muestras ID, DA y DR (dentina sana, dentina-amalgama y dentina-resina). Las líneas rectas representan la contribución de la conductividad dc.

El comportamiento observado de las muestras estudiadas puede entenderse considerando el tipo de los materiales restauradores y las combinaciones en serie de elementos capacitivos y resistivos. Así por ejemplo, las combinaciones dentina-resina de un elemento altamente resistivo (resina híbrida) y un elemento conductor, contrasta con el compuesto de dentina y amalgama, dos elementos con conductividad eléctrica elevada. Desde un punto de vista eléctrico estas diferencias explican los resultados obtenidos. Estas ideas se pueden trasladar a los postes conductores y aislantes y también a las muestras de dentina aisladas con resina epoxi (aislante, reproduce el esmalte) y posteriormente seccionadas simulando la caries o discontinuidad en el esmalte.

Los estudios realizados en materiales compuestos reproducen a sistemas tricapa que pueden ser interpretados en términos del modelo de Maxwell-Wagner para la

polarización interfacial (von Hippel, 1954; Albella Martín y Martínez Duart, 1984). En este modelo, se considera un condensador formado por dos materiales dieléctricos, con conductividades σ_1 y σ_2 , y permitividades dieléctricas ϵ_1 y ϵ_2 . Dependiendo de si los materiales son aislantes o conductores, el comportamiento de estos parámetros en función de la frecuencia se modifica enormemente, especialmente a bajas frecuencias (figura 5.2). Se resume la respuesta dieléctrica predicha teóricamente por el modelo de Maxwell-Wagner. Este resultado teórico fue encontrado experimentalmente en los diagramas de Cole-Cole de los dientes sanos y restaurados que hemos estudiado.

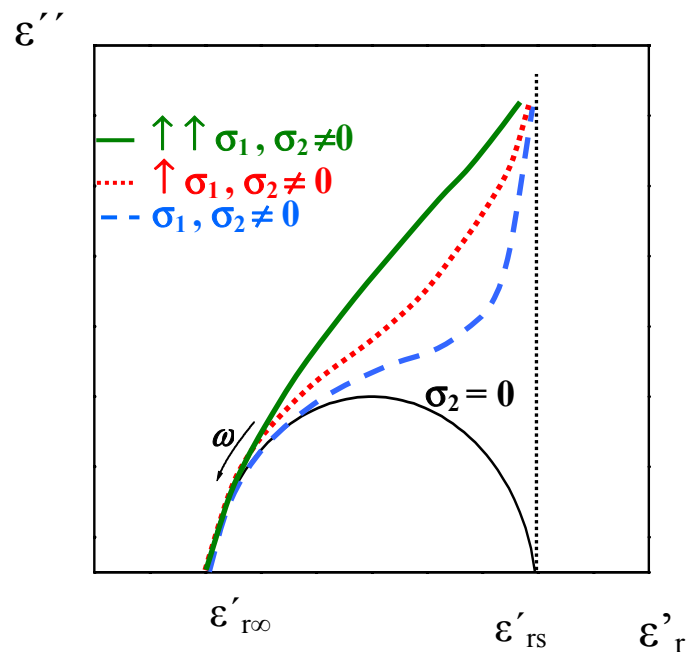


Figura 5.2.- Diagrama de Cole-Cole mostrando la respuesta teórica a un sistema de dos fases siguiendo el modelo de Maxwell-Wagner.

Así por ejemplo en la figura 5.3, se puede distinguir la diferencia de estas respuestas en las muestras estudiadas en diente sano en diente-amalgama y diente-resina. Se ha observado un comportamiento completamente diferente del predicho por el modelo de Debye para las muestras de diente sano y diente con amalgama. Esto es una

consecuencia de la alta conductividad producida por la existencia de cargas libres en estas muestras.

Por el contrario, en el caso de muestras aislantes, ver figura 5.3, para el caso de la muestra de dentina con resina, en el diagrama de Cole-Cole aparece un semicírculo aproximándose al modelo dos fases de Maxwell-Wagner con $\sigma_2 \approx 0$. En este caso la fase 1 representa la dentina sana (con una conductividad relativamente alta debida a la presencia de solución salina en los túbulos) y la fase 2 es la resina, cuya conductividad es despreciable. La deformación en forma de “pera” del semicírculo es debido a la conductividad finita de la resina (Jonscher, 1983), que presenta algunas pérdidas por conductividad. Para el caso de la muestra de dentina-amalgama ambas fases son altamente conductoras y consecuentemente su comportamiento es totalmente diferente del exhibido por la muestra de dentina-resina, que es muy similar al observado para la dentina sana.

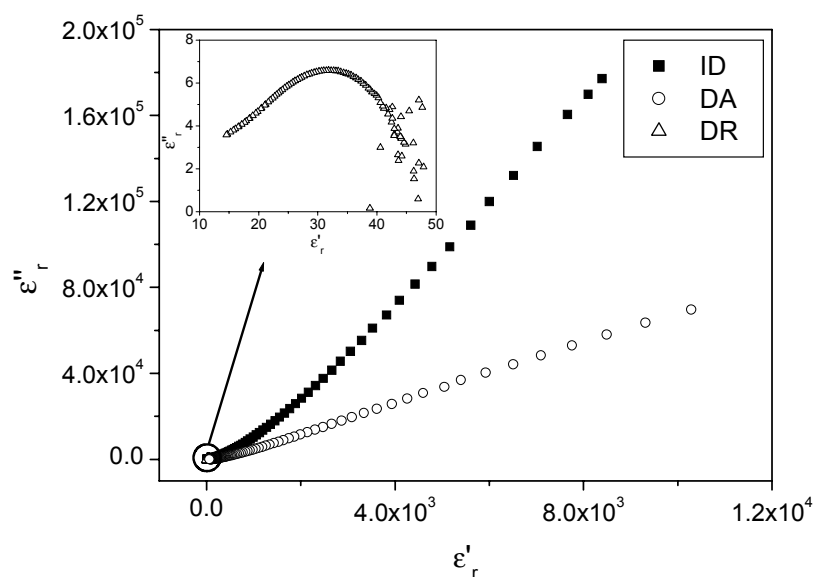


Figura 5.3.- Diagrama de Cole-Cole para las muestras ID, DA y DR (dentina sana, dentina-amalgama y dentina-resina). El inset muestra una magnificación de la curva correspondiente a la muestra DR.

Finalmente, se simuló el comportamiento eléctrico un diente sano y un diente cariado sumergiendo los discos de dentina en una resina epoxi. La dentina cuando tiene las dos caras totalmente selladas corresponde a un sistema irreal que no se encuentra en el

cuerpo humano. Si se corta una de las caras dejando la otra intacta este sistema eléctricamente reproduce el diente sano real, es decir, el complejo esmalte-dentina. La cara íntegra de la muestra se identifica con una corona dentaria recubierta de esmalte (aislante) y la cara de la resina seccionada se asimila como la porción radicular (conductora) del diente.

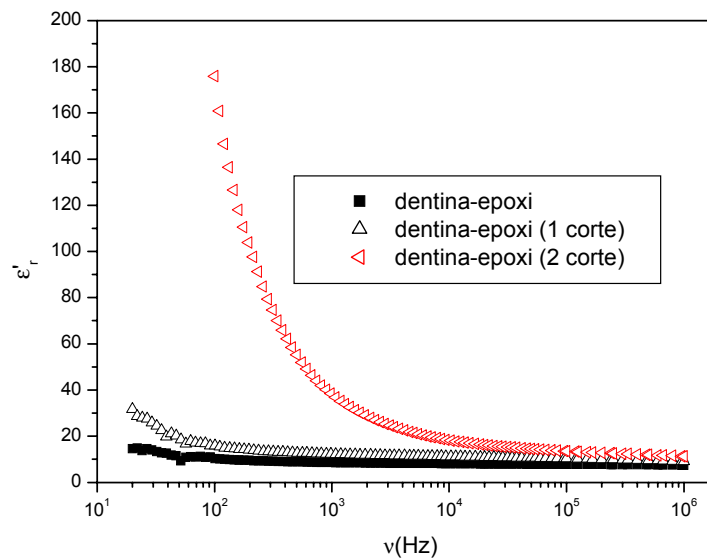


Figura 5.4.- Parte real de la permitividad dieléctrica en función de la frecuencia, para la dentina recubierta con epoxi y para la dentina con incisiones en el material epoxi.

En la figura 5.4, se representa la constante dieléctrica en función de la frecuencia de los sistemas indicados anteriormente. Cabe destacar que la constante dieléctrica del diente con una sola incisión (o totalmente recubierto de resina) es prácticamente independiente de la frecuencia, como es en el diente sano. Por el contrario cuando tenemos muestras con dos incisiones (una en cada cara) hay grandes variaciones de la constante dieléctrica de alta frecuencia a baja frecuencia. Indicando que los fenómenos de conducción son elevados y los procesos de relajación afectan enormemente a los valores de constante dieléctrica observada. Este último fenómeno reproduce una discontinuidad en el esmalte o caries.

A modo de resumen podemos decir que el comportamiento dieléctrico “in vitro” de la dentina humana sin restaurar, sana, y restaurada (con amalgama de plata, composite nano, postes de titanio y de resina reforzados con fibra de vidrio) ha sido determinado con un sencillo método experimental. Este método permite obtener la parte real e imaginaria de la permitividad dieléctrica compleja, que son los parámetros dieléctricos intrínsecos de la naturaleza del material estudiado, independiente de la forma y las dimensiones de las muestras estudiadas.

Desde un punto de vista dieléctrico, las propiedades de la dentina sana y de la dentina restaurada con amalgama de plata son muy similares: ambos presentan las constantes dieléctricas y la conductividad con valores relativamente altas. Por el contrario, las muestras restauradas con resina indican un comportamiento mucho más aislante. A pesar de la complejidad de los sistemas investigados, éstos pueden ser descritos cuantitativamente por el modelo de dos fases de Maxwell-Wagner.

Aunque el diseño experimental y el modelo usado en este trabajo fue para muestras “in vitro”, es importante resaltar que este tipo de trabajo permite con algunas modificaciones su adaptación para la práctica “in vivo”, facilitando su posterior implementación práctica en el diagnóstico clínico.

Los resultados obtenidos en este trabajo permiten reafirmar el método de impedancias como una posibilidad “real” para la detección de caries y para el conocimiento de las características eléctricas de los materiales restauradores. El conocimiento detallado de estas características, permite al profesional la adecuada utilización de los mismos; en particular, en pacientes especiales que previsiblemente pueden estar sometidos a radiaciones electromagnéticas elevadas (p. ej.: RMN, TC, trabajo en subestaciones eléctricas de alta tensión, etc.), o que habiendo sido sometidos a estas radiaciones electromagnéticas presentan posibles apariciones de sensibilidades, pulpitis, etc...

Todos los datos obtenidos en este trabajo hacen posible que podamos diseñar un prototipo básico para el diagnóstico de caries basado en el comportamiento dieléctrico del diente (Fig. 5.5). Los datos eléctricos experimentales nos informan sobre un diferente comportamiento de la dentina sana y de la dentina restaurada con diferentes

materiales. En un futuro, estas medidas podrían ser utilizadas para obtener un diagnóstico muy preciso de caries en estadios muy tempranos, pudiendo ser incluso reversibles. También podría este prototipo servir para diagnosticar posibles filtraciones marginales de las restauraciones.

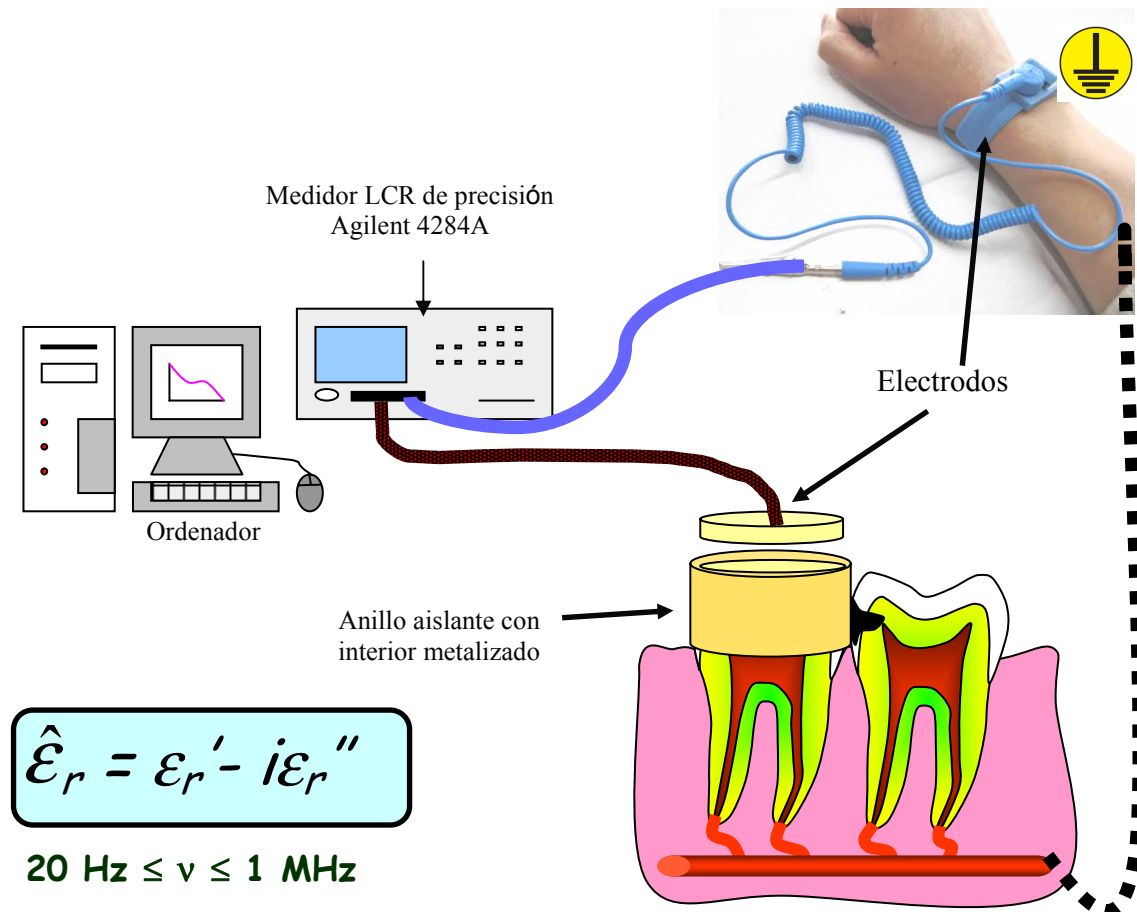


Figura 5.5.- Prototipo de equipo de diagnóstico de caries, basado en las propiedades dieléctricas del diente

De los datos obtenidos del comportamiento dieléctrico durante la fase experimental, podemos predecir si el estado del diente es sano o cariado. Así mismo también conocemos en qué rangos de frecuencias debería trabajar nuestro equipo para que las

variaciones de los resultados estuviesen mínimamente interferidos por las diferentes edades de los pacientes. Y por último, también conocemos los datos que obtendríamos del diente reconstruido, pudiendo interpretarse la presencia de filtraciones marginales.

Este nuevo método de diagnóstico de caries por impedancias eléctricas puede ser considerado un método de diagnóstico “cuasi ideal” porque es seguro para el paciente y el operador, sensible en la detección de caries incipientes, objetivo y cuantitativo, reproducible, no invasivo y de coste controlado y no excesivamente elevado, siendo sólo necesaria una inversión inicial.

CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES

A continuación resaltamos las principales conclusiones de los estudios realizados en esta tesis:

1.-La espectroscopía dieléctrica es una técnica sensible, en la región de las radiaciones no ionizantes, que permite estudiar el comportamiento electromagnético de los dientes sanos y reconstruidos.

2.-Los estudios realizados de la constante dieléctrica de la dentina sana presentan grandes cambios con la frecuencia, decreciendo continuamente entre 10^4 y 10, cuando la frecuencia varía entre 20 Hz y 1 MHz. No se han observado grandes diferencias entre las muestras de distintas edades.

3.-El comportamiento dieléctrico de la dentina sana es muy similar al complejo dentina-amalgama. Ambos presentan las constantes dieléctricas y la conductividad con valores relativamente altos. Contrariamente, las muestras restauradas con resina muestran un comportamiento eléctrico mucho más aislante.

4.-Los resultados obtenidos del comportamiento dieléctrico en baja frecuencia del complejo esmalte-dentina permiten reafirmar el método de impedancias eléctricas como una posibilidad “real” para la detección de caries.

5.-El método de impedancias eléctricas puede ser considerado un método de diagnóstico de caries “cuasi ideal”: es seguro para el paciente y el operador, sensible en la detección de caries incipientes, objetivo y cuantitativo, reproducible, no invasivo y es de coste controlado (sólo sería necesaria una inversión inicial).

BIBLIOGRAFÍA

Albella Martín JM, Martínez Duart JM. (1984): *Física de dieléctricos. Aplicación a los materiales y dispositivos electrónicos*. Marcombo Boixareu Editores, Barcelona

Alfano RR, Yao SS. (1981): “Human teeth with and without dental caries studied by visible luminiscence spectroscopy”, *J Dent Res*, 80: 120-2

American Dental Association Council on Scientific Affairs. (2006): “Professionally applied topical fluoride. Evidence-based clinical recommendations. Association Report”. *J Am Dent Assoc*, 8: 1151-9

Analoui M, Stookey G, Zandoná A. (1996): “Early Detection of Occlusal Caries: Strategies and Limitations”. *First Annual Indiana Conference: Early detection of dental caries. Indiana. School of Dentistry, Indiana University*. 5: 265-80

Angmar-Mansson J, Ten Bosch J. (1993): “Advances in methods for diagnosing coronal caries—a review”. *Adv Dent Res*, 7: 70-9

Angmar-Månsson B, Al-Khateeb S, Tranaeus S. (1996): “Monitoring the caries process: optical methods for clinical diagnosis and quantification of enamel caries”. *Eur J Oral Sci*, 104: 480-5

Ashley PF, Ellwood RP, Worthington HV, Davies RM. (2000): “Predicting occlusal caries using Electronic Caries Monitor”. *Caries Res*, 34: 201-3

Attrill DC, Ashley PF. (2001): “Occlusal caries detection in primary teeth: a comparison of DIAGNOdent with conventional methods”. *Br Dent J*, 190: 440-3

Bakhamutov D, Gonchukov S, Kharchenko O, Vdovin Yu. (2004): “Early dental caries detection by fluorescence spectroscopy”. *Laser Physics*, 11: 565-9

Bamryzahim M, Aljehani A, Shi XQ. (2005): “Clinical performace of DIAGNOdent in the detection of secondary carious lesions”. *Acta Odontol Scand*, 63: 26-30

- Barbería Leache E. (1995): *Odontopediatría*. Ed. Masson, Barcelona
- Bascones Martínez A. (1998): *Tratado de Odontología*. Ed. SmithKleine Beeckam, Madrid
- Beer R, Barman MA, Kim S. (2000): *Atlas de endodoncia*. Ed. Masson SA, Barcelona
- Benedict HC. (1928): "Note of the fluorescence of teeth in ultra-violet rays". *Science*, 27: 67-442
- Benson B, Phagan P. (1983): *Dental hygiene. A review for the national board examination*. Ed. Quintessence books, Chicago
- Bolin AK. (1997): "Children's dental health in Europe. An epidemiological investigation of 5-and-12 year-old children from eight EU countries". *Swed Dent J Suppl*, 122: 1-88
- Bosch JJ, Fennis-le Y, Verdonschot J. (2000): "Time-depend decrease and seasonal variation of the porosity of recently erupted sound dental enamel in vivo". *J Dent Res*, 79: 1556-9
- Bowen WH. (1994): *Relative efficacy of sodium fluoride and sodium monofluorophosphate as anti-caries agents in dentifrices*. Ed. The royal society of medicine press limited, Londres
- Canalda C, Sahli B, Aguade E. (2001): *Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas*. Ed. Masson, Barcelona
- Castellucci A. (2005): *Endodontics*. Ed. Odontoiatrice il Tridente Srl, Florencia
- Cerviño Vázquez M, Martín Biedma B, Varela Patiño P, Bahillo Varela M, Cantatore G. (2003): "Estudio MEB de la eficacia de los ultrasonidos en la irrigación endodóntica". *Revista europea de odonto-estomatología*, 18: 221-7

Cohen S, Burns RC. (2007): *Vías de la pulpa*. Edición IX, Ed. Elsevier España SA, Madrid

Combe EC. (1990): *Materiales dentales*. Ed. Labor SA, Barcelona

Coniglio I, Magni E, Goracci C, Radovic I, Carvalho CA, Grandini S, Ferrari M. (2008): "Post space cleaning using a new nickel titanium endodontic drill combined with different cleaning regimens". *J Endod Jan*, 34: 83-6

Craig RG, Ward ML. (1998). *Materiales de odontología restauradora*. Edición X, Ed. Elsevier España SA, Madrid

Dodds MW. (1993): "Dilemmas in caries diagnosis - applications to current practice and need for research". *J Dent Educ*, 57: 433-8

Echeverría García JJ, Pumarola Suñé J. (2008): *El manual de odontología*. Edición II, Ed. Elsevier Masson, Barcelona

Ekstrand K, Kuzmina I, Bjorndal L, Thylstrup A. (1995): "Relationship between External and Histologic Features of Progressive Stages of Dental Caries in the Occlusal Fossa". *Caries Res*, 29: 243-50

Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM. (1998): "Detection, diagnosing, monitoring and logical treatment of occlusal caries relation to lesion activity and severity: an in vivo examination and histological validation". *Caries Res*, 32: 247-54

Ekstrand KR, Ricketts DN, Kidd EA. (2001): "Occlusal caries: pathology, diagnosis and logical management". *Dent Update*, 28: 380-7

Ekstrand KR, Ricketts DN, Kidd EA. (1997): "Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth of the occlusal surface: an in vitro examination". *Caries Res*, 31: 224-31

Featrerstone J. (2000): "The science and practice of caries prevention". *JADA*, 131: 887-97

Fédération Dentaire Internationale (Special Commission on Oral and Dental Statistics). (1962): "General principles concerning the international standardization of dental caries statistics". *Int Dent J*, 5: 12-65

Fejerskow O. (1997): "Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease". *Community Dent Oral Epidemiol*, 25: 5-12

Ferreira Zandoná AG, Analoui M, Beiswanger BB, Isaacs RL, Kafrawy AH, Eckert GJ, Stookey GK. (1998): "An in vitro Comparison between Laser Fluorescence and Visual Examination for Detection of Demineralization in Occlusal Pits and Fissures". *Caries Res*, 32: 210-8

Fetherstone JD. (2004): "The caries balance: the basics for caries management by risk assessment". *Oral Health Prev Dent*, 2: 259-64

Fontana M, González-Cabezas C. (2000): "Secondary caries and restoration replacement: an unresolved problem". *Compend Contin Educ Dent*, 21: 15-26

Gutmann JL. (1992): "The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth". *J Prosthet Dent*, 67: 458-67

Gutmann JL, Dumsha TC, Lovdahl PE. (2007): *Solución de problemas en endodoncia. Prevención, identificación y tratamiento*. Edición IV, Ed. Elsevier España SA, Madrid

Guzmán-Armstrong S, Warren JJ. (2007): "Management of High Caries Risk and High Caries Activity Patients: Rampant Caries Control Program (RCCP)". *J Dent Educ*, 71: 767-75

Harnwell GP. (1961): *Principios de electricidad y electromagnetismo*. Traducción de la II edición inglesa por Rodríguez Vidal M, Editorial Selecciones Científicas, Madrid

Hibst R, Gall R. (1998): "Development of a diode laser-based fluorescence caries detector". *Caries Res*, 32: 290-4

Holmen L, Thylstrup A, Artun J. (1987): "Clinical and histological features observed during arrestment of active enamel carious lesions in vivo". *Caries Res*, 21: 546-54

Huysmans MC, Longbottom C, Pitts CNB. (1998): "Electrical methods in occlusal caries diagnosis: an in vitro comparison with visual inspection and bitewing radiography". *Caries Res*, 32: 324-9

Huysmans MC, Longbottom C, Pitts NB, Bruce PG. (1996): "Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal caries lesion—an in vitro study". *J Dent Res*, 75: 1871-8

Huysmans MC, Verdonchot EH, Rondel P. (1995): "Electrical conductance and electrode area sound smooth enamel in extracted teeth". *Caries Res*, 29: 88-93

Ie YL, Verdonchot EH, Schaeken MJM. (1995): "Electrical conductance of fissure enamel in recently erupted molar teeth as related to caries status". *Caries Res*, 29: 94-9

Imbeni V, Kruzic JJ, Marshall GW, Marshall SJ, Ritchie RO. (2005): "The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth". *Nature Materials*, 4: 229-32

Ismail AI. (1997): "Clinical diagnosis of precavitated carious lesions". *Community Dent Oral Epidemiol*, 25: 13-23

Jonscher AK. (1983): *Dielectric relaxation in solids*. Chelsea Dielectrics Press, Londres

Kestawy MA, Saafan SA, Shehata MM, Saafan AM. (2006): "Investigation of the electrical properties of some dental composite restorative materials before and after laser exposure". *Dent Materials*, 22: 885-95

Kidd EA, Ricketts DN, Pitts NB. (1995): "Occlusal caries diagnosis: a changing challenge for clinicians and epidemiologists". *J Dent Res*, 74: 1206-11

Kosterich JD, Foster KR, Polack SR. (1983): "Dielectric permittivity and electrical conductivity of fluid saturated bone". *Trans Biomed Eng*, 30: 81-6

Kremer F, Schonhals A, Luck W. (2002): *Broadband Dielectric Spectroscopy*. Ed. Springer-Verlag, Berlín

Longbottom C, Huysmans MC. (2004): "Electrical measurements for use in caries clinical trials". *J Dent Res*, 83: 76-9

López Rábade XC, Smyth Chamosa E. (2006): "Evaluation of an oral health 4-year care programme among children at a primary care centre". *Aten primaria*, 7: 240-1

Lussi A, Firestone A, Schoenberg V. (1995): "In vivo diagnosis of fissure caries using a new electrical resistance monitor". *Caries Res*, 29: 81-87

Lloyd CH, Scrimgeour SN, Chudek JA. (1997): "Magnetic resonance microimaging of carious teeth". *Quintessence International*, 28: 349-55

Macchi RL. (2007): *Materiales dentales*. Edición IV, Ed. Médica panamericana, Buenos Aires

Machado MEL, Souza AS, Araújo VC. (2006): "Histological evaluation of the osteoinduction capability of human dentine". *Int Endodontical J*, 39: 855-9

Marthaler TM. (1990): "Caries status in Europe and predictions of future trends". *Caries Res*, 24: 381-98

Marthaler TM. (2004): "Changes in dental caries 1953-2003". *Caries Res*, 38: 173-81

Medina JC, Salgo N, Acevedo AM. (2006): "Evaluación de los métodos de diagnóstico utilizados en la detección de caries dental por odontólogos venezolanos". *Acta Odont Venezolana*, 44: 2-7

Mejàre I, Stenlund H, Zelezny-Holmlund C. (2004): "Caries incidence and lesion progression from adolescence to young adulthood: a prospective 15-year cohort study in Sweden". *Caries Res*, 38: 130-41

Meredith N, Gulabivala M. (1997): "Electrical impedance measurements of root canal length". *Endod Dent Traumatol*, 13: 126-31

Moore DJ, Wilson NHF. (2001): "A review of non-invasive system for caries detection". *CPD Dentistry*, 2: 86-90

Nör JE. (2006): "Tooth regeneration in operative dentistry". *Operative Dentistry*, 31: 633-42

Nóvoa XR, Martín-Biedma B, Varela-Patiño P, Collazo A, Macías-Luaces A, Cantatore G, Pérez MC, Magán-Muñoz F. (2007): "The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite". *Int Endod J*, 40: 36-44

Özer L, Thylstrup A. (1995): "What is known about caries in relation to restorations as a reason for replacement? A review". *Adv Dent Res*, 9: 394-402

Phillips Anusavice KJ. (2004): *Ciencia de los materiales dentales*. Edición XI, Ed. Elsevier España SA, Madrid

Pitts NB. (1991): "The diagnosis for dental caries: diagnostic methods for assessing buccal, lingual and occlusal surfaces". *Dent Update*, 19: 393-6

Pitts NB. (1997): "Diagnostic tools and measurement - impact on appropriate care". *Community Dent Oral Epidemiol*, 25: 24-35

Pitts NB. (2004): "Modern concepts of caries measurement". *J Dent Res*, 83: 43-7

Poorterman JH, Weerheijm KL, Aartman IH, Kalsbeek H. (2003): "Radiographic dentinal caries and its progression in occlusal surfaces in Dutch 17-years-olds: a 6-year longitudinal study". *Caries Res*, 37: 29-33

Pradelle-Plasse N, Wenger F, Picard B, Colon P. (2004): "Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology". *Dent Mater*, 20: 425-34

Puime Montero P. (2002): *Programa de Saúde Bucodental en Atención Primaria*. Ed. Xunta de Galicia, Consellería de Sanidade, SERGAS, División de asistencia sanitaria, A Coruña

Ricketts DNJ, Kidd EAM. (1996): "Liepins PJ et al. Histological evaluation of electrical resistance measurements in the diagnosis of occlusal caries". *Caries Res*, 30: 148-55

Rivas B, Botta PM, Varela P, Martín B, Fondado A, Rivas J. (2008): "In vitro electrical impedance spectroscopy of human dentine: The effect of restorative materials". *Bio Electro Magnetism*, 29: 163-8

Roberson TM, Heyman HO, Swift EJ Jr. (2007): *Sturdevant Arte y ciencia de la odontología conservadora*. Edición V, Ed. Elsevier España SA, Madrid

Rubio Martínez E, Cueto Suárez M, Suárez Feito RM, Frieyro González J. (2006): "Técnicas de diagnóstico de caries dental. Descripción indicaciones y valoración de su rendimiento". *Bol Pediatr*, 46: 23-31

Sawle RF, Andlaw RJ. (1988): "Has occlusal caries become more difficult to diagnose?". *Br Dent J*, 164: 209-11

Schneideman A, Elbaum M, Schultz T. (1997): "Assessment of dental caries with digital imaging fiber-optic transillumination (DIFOTI): in vitro study". *Caries Res*, 31: 103-10

Schulte DN, Kidd E, Wilson RF. (1997): "The effect of airflow on site-specific electrical conductance measurements used in the diagnosis of pit and fissure caries in vitro". *Caries Res*, 31: 111-8

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L. (1978): *Fundamentos de prostodoncia fija*. Ed Quintessenz, Berlín

Stookey GK, Jackson RD, Ferreira AG, Analoui M. (1999): “Diagnóstico de la Caries Dental”. *Clínicas Odontológicas de Norteamérica*, 4: 729-42

Takashima H, Wang, R, Kasai, N, Shoji, A, Itoh, M. (2003). “Preparation of Parallel Capacitor of Epitaxial SrTiO₃ Film with a Single-Crystal-like Behavior”. *Appl Phys Lett*; 83: 2883-5

Thylstrup A, Fejerskov O. (1988): *Caries*. Ed Doyma, Barcelona

Tipler P, Mosca G. (2005): *Física para la ciencia y la tecnología*. Edición V, Ed. Reverté SA, Barcelona

Tveit AB, Espelid I. (1992): “Class II amalgams: interobserver variations in replacement decisions and diagnosis of caries and crevices”. *Int Dent J*, 42: 12-8

Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH. (1997): “Quantitative diagnosis of small approximal caries lesions utilizing wavelength-dependent fiber optic transillumination”. *J Dent Res*, 76: 875-82

Vega del Barrio JM. (1996): *Materiales en Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos*. Ed. Avances MÉDICO-Dentales SL, Madrid

Verdonschot EH, Rondel P, Huysmans MC. (1995): “Validity of electrical conductance measurements in evaluating the marginal integrity of sealant restorations”. *Caries Res*, 29: 100-106

Volkov AA, Prokhorov AS. (2003): “Broadband Dielectric Spectroscopy of Solids”. *Radiophysics and Quantum Electronics*, 46: 657–665

Walton RE, Torabinejad M. (2002): *Principles and Practice of Endodontics*. Edición III, Ed WB, Saunders Company, USA

Wang G. (2005): "Review of Electrical impedance tomography". *Biomedical Engineering Online*, 8: 4-27

Weine FS. (1997): *Tratamiento Endodóncico*. Edición V, Ed. Harcourt Brace, Madrid

Weintraub JA, Ramos-Gomez F, Shain BJ, Hoover CI, Featherstone JDB, Gansky SA. (2006): "Fluoride Varnish Efficacy in Preventing Early Childhood Caries". *J Dent Res*, 85: 172-6

Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. (1991): "Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs". *Caries Res*, 25: 365-71

Zelada G, Varela P, Martín B, Bahillo J, Magán F, Ahn S. (2002): "The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments". *Journal of endodontics* 28: 540-2

PUBLICACIONES CIENTÍFICAS

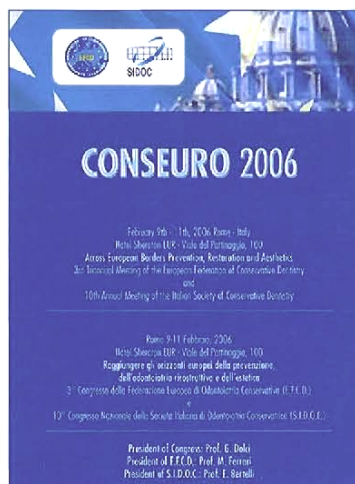
Giornale Italiano di CONSERVATIVA

Italian Journal of OPERATIVE DENTISTRY

ConsEuro 2006

European Federation of
Conservative Dentistry
3rd Triannual Meeting
and
Italian Society of
Conservative Dentistry
10th Annual Meeting

SHORT PAPERS
&
ABSTRACTS



Trimestrale - Poste Italiane S.p.A. - Spedizione in abbonamento postale - D.L. 353/2003 (Convertito in Legge 27/02/2004 n. 46, Art. 1, Comma 1, DCB Roma)
In caso di mancato receipt, inviare al CPO di Terni per la restituzione al mittente previo pagamento rsi

SUPPLEMENTO AL VOL. IV - N. 1 - GENNAIO-MARZO 2006



Organo Ufficiale della Società Italiana
di Odontoiatria Conservatrice-SIDOC
The Official Journal of the Italian
Society of Conservative Dentistry



CIC Edizioni Internazionali

Supplemento al **Giornale Italiano di Conservativa**
Vol. IV - n. 1/2006

Direttore Responsabile: Andrea Salvati

Autorizzazione Tribunale di Roma n. 517 del 15/12/2003

Fotocomposizione e stampa: LITOGRAF srl
Industria Grafica Editoriale - Todi (Perugia)

© Copyright 2006



CIC Edizioni Internazionali

Corso Trieste, 42 - 00198 Roma

Tel. 06 8412673 r.a. - Fax 06 8412688

www.gruppocic.it/com

Finito di stampare nel mese di gennaio 2006

E63 - Retrospective clinical study: success rate in endodontic therapy made at the Dental School of Turin

RINALDO A., PASQUALINI D., BERUTTI E.

Università degli Studi di Torino, Corso di Laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria, Cattedra di Conservativa-Insegnamento di Endodonzia

Aim of the study. The aim of the present study was the evaluation of the success rate of the root canal therapy made by the CLSOPD undergraduate students at the Torino University.

The technical quality of therapy was evaluated and the out-comes as a function of the main prognostic factors was studied.

The applied technique consisted of the crown-down manual shaping technique by Ruddle (early coronal enlargement) and of the vertical filling technique of warm gutta-percha by Schilder.

Materials and methods. 178 Patients that received root canal therapy from 2002 until 2005 were recalled at the follow-up visits. 83 of them positively replied and were submitted to clinical and radiographic examination for a total of 106 teeth analysed.

The average time of follow-up was $22,8 \pm 4$ months; the range of follow-up was between 6 and 37 months. The chi-square statistic test was used for statistical evaluation of the results. A P-value of $< 0,05$ was considered statistically significant.

To evaluate the technical quality, the analysed factors were: the conic canal shape and the root canal anatomy maintenance for the shape quality, the apical limit of root filling and the filling density (presence/absence of voids in the filling materials) for the filling quality.

Results and discussion. The success rate performed was 84% (89 teeth), the failure rate was 6,6% (7 teeth) and the uncertain rate was 9,4% (10 teeth). Those results are in agreement with the best achieved in other International University (1-4).

The technical quality of the endodontic therapy was optimal in the 67% of teeth. It can be compared to the results showed in literature regarding expert operators (5).

The presence of pre-operative periapical lesion influenced statistical significantly the endodontic out-comes. In fact the success rate decreased from 96,4% to 74,5%.

When the level of apical root was inadequate the endodontic success rate decreased statistical significantly from 87,1% to 61,5%.

Therefore the pre-operative periapical status and the apical level of root filling had the main influence on the endodontic treatment out-comes in agreement with the majority of the literature (6-9).

Conclusion. This study showed how the undergraduate students achieved good results in spite of their poor experience thanks to the using of a technique that is normally used by operators with more manual ability.

References

1. De Quadros et al. Journal of Dental Education 2005;69(10):1161-70
2. Sjogren U. Journal of Endodontics. 1990;16:498-503
3. Bystrom A. Endodontics and Dental Traumatology.1987;3:58-63
4. Molven O. Int. Endod J 1988;21:243-50
5. Koko Kojima. Oral Surg Oral med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;97:95-9 David B.
6. G.I. Eleftheriadis & T.P. Lambrianidis. Int Endod J. 2005;38:725-734
7. Chugal NM. Oral Surg Oral med Oral path Oral rad Endod 2003;96:81-90
8. C.S. Smith. International Endodontic Journal 1993;26:321-333
9. C.L. Basmadjian-Charles. International Dental Journal 2002;52:81-86

E64 - Electrical impedance spectroscopy of restored and non-restored teeth

RIVAS MUNDIÑA B.¹, VARELA PATIÑO P.¹,
MARTÍN BIEDMA B.¹, BAHÍLLO GONZÁLEZ J.¹,
BOTTA P.M.², FONDADO A.²

¹Departments of Dentistry and ²Applied Physics, University of Santiago de Compostela, Spain

Introduction. In the last years electrical impedance spectroscopy of teeth has attracted great interest (1,2). The method is based on the phenomenon that the resistivity of the dental material is significantly reduced by the presence of dentin tubules which are filled with conductive fluids.

In this work, some results concerning the dielectric behavior of dental materials are reported with the aim to contribute to the evaluation of these biomaterials (amalgam or composite).

Materials and methods. Samples were prepared sectioning dentinal region of sound human teeth in 0.5 mm layers. A 0.5 mm layer of silver amalgam (Tytin[®]) (sample TA) or composite (TC) was interposed between these dental sections. The used resin is a nano-hybrid restorative material (Grandio-Voco[®]). These "multilayer" materials were stored in physiological saline solution at room temperature for 15 days before being tested. Similar sections of tooth without restorative material were also prepared for measuring (T).

Complex dielectric permittivity of the samples was measured from 20 to 1×10^6 Hz using a home-made parallel-plate capacitor.

Results. Figure 1 shows the real part of the relative permittivity (dielectric constant, ϵ') of the samples as a function of frequency. An almost flat dielectric response with values between 20 and 50 can be observed for the sample TC, indicating an insulating behaviour. In contrast, the curves obtained for samples T and TA show a decrease of several orders of magnitude in the value of ϵ' , in the whole measured frequency range. At about 1×10^4 Hz both curves split up, showing a large relaxation for the tooth alone.

In Figure 2 the dielectric contribution of the imaginary part of the relative permittivity (ϵ'') as a function of frequency is displayed for the three studied samples.

Conclusions and clinical significance of the results. The results indicate that the dielectric behaviour of the tooth alone is more similar to that of the tooth-amalgam sample, rather than the behaviour exhibited by the tooth-composite sample. This surprising observation can be explained considering that all the samples were measured after being stored in saline solution. This experimental condition is necessary in order to simulate the "in vivo" state of the dental material. The

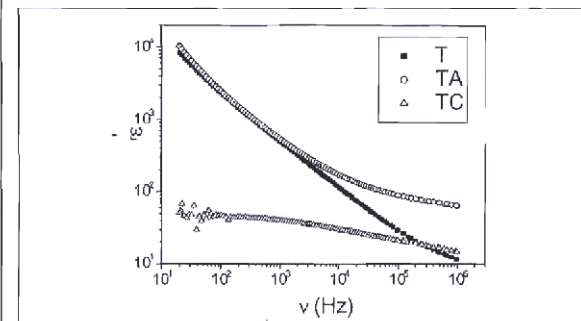


Fig. 1. Dielectric constant of samples T, TA and TC as a function of frequency.

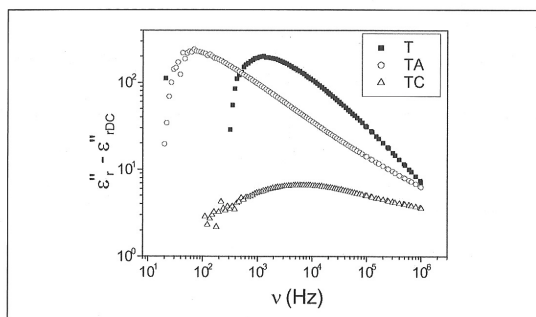


Fig. 1. Dielectric contribution of imaginary part of the permittivity of samples T, TA and TC vs frequency.

sample composed only by tooth retains more solution volume because its higher porosity. Samples containing restorative material (amalgam or composite) are more dense and consequently they absorb less solution volume. The aqueous solution dramatically increases the value of ϵ'' as well as ϵ'' , since the higher concentration of polar molecules, such as water, and ions produces an increment of polarizability and dc conduction.

References

1. Huysmans M-C., Longbotton C., Pitts N.B., Bruce P.G., J Dent Res. 75 (1996) 1871-1878.
2. Longbotton C., Huysmans M-C., J Dent Res. 83 (2004) C76-C79.

E65 - Effectiveness of different Ni-Ti rotary instruments in endodontics: aspects on vertical plan

RUBINI R., PAGLIERINI A., BENEGIAMO M. G.

School of Dentistry, Teaching of Dental Materials, University of Ferrara

Introduction and aim of the study. During endodontic shaping it is important that instruments respect the root canal original anatomy and the apical foramen shape (Schilder, 1974). Aim of this study was to compare the shaping ability of three types of endodontic rotary Ni-Ti instruments: Mtwo (Sweden & Martina, Padova, Italy), Endoflare-Hero Shaper (Micro Mega, Basaneon, France) and Protaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

Materials and methods. 21 root canals with Schneider's curving angle (Schneider, 1971) between 10° and 45° were selected from 14 extracted molar teeth and were subdivided in three homogenous groups. In all the teeth an access cavity was executed, pulpa was removed from selected canals with NaOCl and canal length was measured with a K File 08. The root canals were filled up with a semifluid contrast medium obtained mixing 5 ml of iodine IOMERON 350 (Iomeprolo, Hound, Milan, Italy) and alloy powder for amalgam. A digital radiograph of each canal was taken using a standard support and developed and acquired on an appropriate computer support (VISTASCAN DBSWIN Build 5,1, Dürr Dental). The root canals in group 1 were shaped using the Protaper system, those in group 2 with the Endoflare-Hero Shaper system and those in group 3 with the Mtwo system, using the first 4 instruments (viola, white man, yellow, red) with a move-

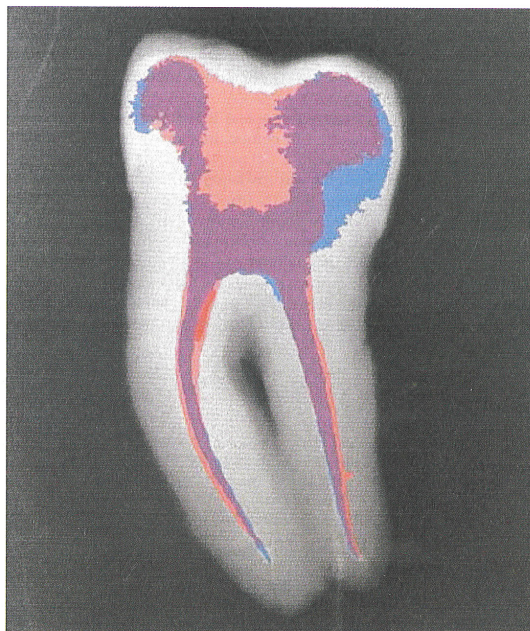
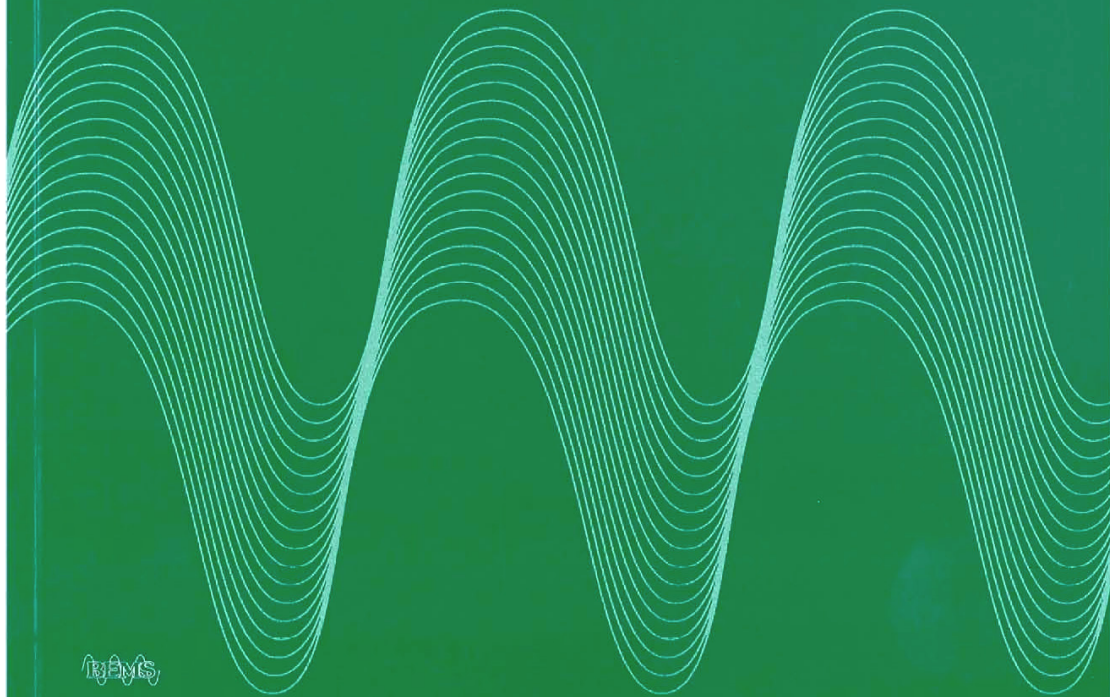


Fig. 1.

VOLUME 29, NUMBER 3, APRIL 2008

Bio ELECTRO MAGNETICS

JOURNAL OF THE BIOELECTROMAGNETICS SOCIETY
THE SOCIETY FOR PHYSICAL REGULATION IN BIOLOGY AND MEDICINE
THE EUROPEAN BIOELECTROMAGNETICS ASSOCIATION



BEMS

 WILEY-BLACKWELL

ISSN 0197-8462

BIO ELECTRO MAGNETICS

JOURNAL OF THE BIOELECTROMAGNETICS SOCIETY
THE SOCIETY FOR PHYSICAL REGULATION IN BIOLOGY AND MEDICINE
THE EUROPEAN BIOELECTROMAGNETICS ASSOCIATION

Volume 29, Number 3, April 2008

Articles

- 163 *In Vitro Electrical Impedance Spectroscopy of Human Dentine: The Effect of Restorative Materials*
Berta Rivas, Pablo M. Botta, Purificación Varela, Benjamín Martín, Alfonso Fondado, and José Rivas
Published online 20 November 2007
- 169 *Electromagnetic Fields Alter the Expression of Estrogen Receptor Cofactors in Breast Cancer Cells*
Rainer Gierger, Carsten Gründker, Günter Emons, and Volker Hanf
Published online 20 November 2007
- 177 *Evaluation of Genotoxic Effects in Human Leukocytes After In Vitro Exposure to 1950 MHz UMTS Radiofrequency Field*
O. Zeni, A. Schiavoni, A. Perrotta, D. Forigo, M. Deplano, and M.R. Scarfi
Published online 20 November 2007
- 185 *The Effects of 884 MHz GSM Wireless Communication Signals on Headache and Other Symptoms: An Experimental Provocation Study*
Lena Hillert, Torbjörn Åkerstedt, Arne Lowden, Clairiy Wiholm, Niels Kuster, Sven Ebert, Clementine Boutry, Scott Douglas Moffat, Mats Berg, and Bengt Birger Arnetz
Published online 28 November 2007
- 197 *Anti-Inflammatory Effects of Low-Intensity Extremely High-Frequency Electromagnetic Radiation: Frequency and Power Dependence*
A.B. Gapeyev, E.N. Mikhailik, and N.K. Chemeris
Published online 28 November 2007
- 207 *Setup and Dosimetry for Exposure of Human Skin In Vivo to RF-EMF at 900 MHz*
Tommi Toivonen, Tim Toivo, Lauri Puranen, and Kari Jokela
Published online 28 November 2007
- 213 *Indoor Transformer Stations as Predictors of Residential ELF Magnetic Field Exposure*
K. Ilonen, A. Markkanen, G. Mezei, and Jukka Juutilainen
Published online 28 November 2007
- 219 *Cognitive Impairment in Rats After Long-Term Exposure to GSM-900 Mobile Phone Radiation*
Henrietta Nittby, Gustav Grafström, Dong Ping Tian, Lars Malmgren, Arne Brun, Bertil R.R. Persson, Leif G. Salford, and Jacob Eberhardt
Published online 28 November 2007

Brief Communications

- 233 *Spatial Gradient Effects of 120 mT Static Magnetic Field on Endothelial Tubular Formation In Vitro*
Hideyuki Okano, Naohide Tomita, and Yoshito Ikada
Published online in 26 November 2007
- 237 *Psychomotor Performance is Not Influenced by Brief Repeated Exposures to Mobile Phones*
G. Curcio, E. Valentini, F. Moroni, M. Ferrara, L. De Gennaro, and M. Bertini
Published online 28 December 2007

Comment

- 242 *Dosimetric Evaluation and Comparison of Different RF Exposure Apparatuses Used in Human Volunteer Studies*
S.P. Loughran, R.J. McKenzie, V. Anderson, R.L. McIntosh, and R.J. Croft
Published online 20 November 2007

Volume 29, Issue 3 was mailed the week of March 17, 2008.

In Vitro Electrical Impedance Spectroscopy of Human Dentine: The Effect of Restorative Materials

Berta Rivas,¹ Pablo M. Botta,^{2*} Purificación Varela,¹ Benjamín Martín,¹ Alfonso Fondado,² and José Rivas²

¹Departamento de Estomatología, Universidad de Santiago de Compostela, Campus Universitario Sur, Santiago de Compostela, Spain

²Departamento de Física Aplicada, Universidad de Santiago de Compostela, Campus Universitario Sur, Santiago de Compostela, Spain

The influence of different restorative materials on in vitro dielectric properties of sound dentine was investigated. The studied samples were three-layer materials consisting of successive disks of dentine and silver amalgam or nanohybrid composite resin. Before being tested, the samples were maintained in physiological solution never more than 48 h from the extraction. Also, sections of intact dentine were similarly prepared for electrical measurements. Complex dielectric permittivity of these specimens was determined in a wide frequency range using the parallel-plate capacitor technique. Very similar dielectric responses of intact dentine and amalgam-dentine material were observed. This is explained on the basis of high dc conductivity exhibited by both samples. In contrast, resin-dentine specimen revealed a much more insulating behavior. A simple theoretical model for heterogeneous systems could be applied to these dental three-layer materials. The dielectric properties of restored dentine are strongly dependent on the kind of restorative material employed in each case. This suggests that electrical data should be used carefully in caries diagnosis on restored teeth. *Bioelectromagnetics* 29:163–168, 2008. © 2007 Wiley-Liss, Inc.

Key words: dentine; restorative materials; electrical impedance spectroscopy; dielectric properties

INTRODUCTION

Early detection of occlusal caries has become a further complicated task for clinicians [Pitts, 1991; Kidd et al., 1995]. Although traditional routine methods are efficient in the detection of irreversible lesions, they are often inadequate for non-cavitated caries. To improve the efficiency in diagnosing these lesions, new techniques have been developed during the last 15 years which aim to provide quantitative methods for accurate detection and monitoring progression. Electrical resistivity measurements, digital radiography, light scattering, and methods based on fluorescence are some successful examples [Wenzel et al., 1991; Angmar-Månsson and ten Bosch, 1993; Huysmans et al., 1998; Attrill and Ashley, 2001; Bamzahim, 2005].

In particular, electrical measurements have been one of the most investigated techniques due to their easy application and very good reported results [Wenzel et al., 1991; Longbottom and Huysmans, 2004]. The physical fundamentals of the method are based on the phenomenon that resistivity of teeth is significantly reduced by the creation of pores which are filled with

conductive fluids. Clinical trials have been carried out using the Electronic Caries Monitor (ECM), a device that measures the bulk resistance of teeth by a specially designed probe tip [Ashley et al., 2000]. The ECM works with a single low frequency, which constitutes an important drawback since the measured data could be strongly affected by polarization effects due to the very low frequency used (21 Hz) [von Hippel, 1954]. Measurements on a wide range of frequencies, the so-called impedance spectroscopy (EIS), give a more

Grant sponsor: Spanish Ministry of Science and Education (MEC) project; Grant number: MAT2004-05130-C01 and the J. de la Cierva program.

*Correspondence to: Pablo M. Botta, Departamento de Física Aplicada, Facultad de Física, Campus Sur, E-15782 Santiago de Compostela, Spain. E-mail: pbotta@usc.es

Received for review 4 May 2007; Final revision received 19 September 2007

DOI 10.1002/bem.20377

Published online 20 November 2007 in Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com).

complete characterization since the electrical response of teeth, as any material, significantly changes at different frequencies. Some *in vitro* tests have demonstrated the excellent ability of this technique to differentiate sound, non-cavitated carious and cavitated dental surfaces [Huysmans et al., 1996; Longbottom and Huysmans, 2004]. Other studies have evaluated the formation of microleakages in several composite resin restorations using electrochemical techniques to determine the electrical properties as a function of frequency [Pradelle-Plasse et al., 2004]. Moreover, electrical impedance spectroscopy appears as a promissory technique to be applied to *in vivo* measurements, using adequate contact probes.

When teeth are restored all their physical properties are modified, including the electrical ones. For this reason the behavior observed for sound teeth could be very different from that exhibited by restored specimens. If we consider the problem that means for current dental practice secondary caries (lesions which occur at the margins of an existing restoration) [Fontana and González-Cabezas, 2000] the importance of knowing the electrical response of restored teeth is evident. In addition, the radiographic techniques used for diagnosing secondary caries can lead to confusing results, since the employed restorative materials commonly hide the affected zone [Tveit and Espelid, 1992]. Previous studies have reported *in vitro* electrical measurements on restored teeth evaluating the marginal integrity of sealant restorations [Verdonschot et al., 1995]; however, these measurements were performed only at a single frequency (using the ECM device). Electrical impedance spectroscopy on restored specimens could provide much more information because it shows the electrical behavior in a wide frequency range, avoiding spurious polarization effects and improving the electrical method as a diagnostic tool.

To obtain applicable results it is essential to suitably characterize the dielectric properties of sound teeth (restored and non-restored) to serve as a reliable comparison with the carious specimens. Moreover, a dielectric characterization of restored dentine may be useful to determine the effect of electromagnetic waves on the stability and performance of restorative materials. In this way, the dielectric characterization could complement conventional studies performed on dental materials, such as biocompatibility and mechanical tests.

In this work some results concerning the dielectric behavior of human sound dentine are reported to provide experimental data that help establish its standard response. A comparison between the electrical properties of dentine with different restorative materials is also carried out.

Bioelectromagnetics

MATERIALS AND METHODS

Sample Preparation

The material consisted of sound human premolar teeth which were extracted by orthodontic prescription. After extraction, the specimens were immediately placed in physiological solution, and stored at 5–6°C. All samples were prepared by the same researcher (a dentist). After removing soft tissues with ultrasound, these specimens were sectioned perpendicularly to the long axis using a diamond-blade saw. Sections with a thickness of 0.5 mm were obtained from the dentinal region between the occlusal surface and the pulp camera. To assure that the integrity of dentinal tubules was conserved after the cutting procedure, the prepared layers were analyzed by scanning electron microscopy (SEM). Figure 1 shows a typical micrograph of the dentine sections, confirming that the characteristic tubular structure remained intact.

Three-layer composite materials were prepared by interposing a 0.5 mm layer of restorative material between two dentinal sections. Silver amalgam (Tytin[®]) or nano-hybrid composite resin (Grandio-Voco[®]) were used. The resulting materials were gently polished to obtain smooth and totally parallel surfaces. Dental sections without restorative material were similarly prepared for dielectric measurements. The resulting samples were labeled as dentine-amalgam (DA), dentine-resin (DR), and intact dentine (ID). A total of five specimens of each class were prepared.

Electrical Impedance Measurements

One of the most common methods for measuring complex dielectric permittivity is submitting the material to an ac voltage between two capacitor plates

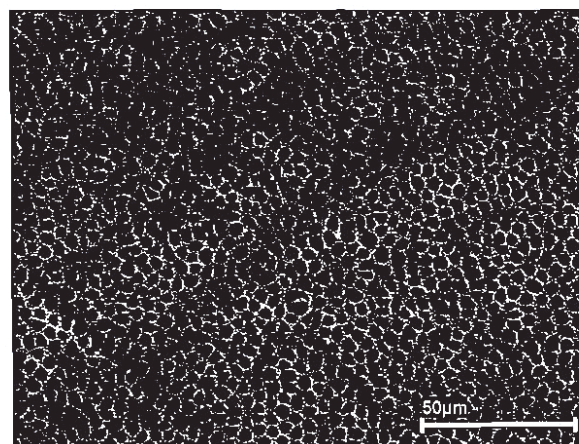


Fig. 1. SEM micrograph showing the tubular structure of the obtained dentine sections.

(electrodes). The electrical resistance (R) and capacitance (C) are determined as a function of frequency. These data are used to calculate both real (ϵ'_r) and imaginary (ϵ''_r) parts of the complex relative dielectric permittivity, according to the following equations:

$$\epsilon'_r = \frac{C}{\epsilon_0} \cdot \frac{d}{A} \quad \epsilon''_r = \frac{1}{\epsilon_0 \cdot \omega \cdot R} \cdot \frac{d}{A}, \quad (1)$$

where d and A are the thickness and the area of the sample, respectively, ϵ_0 is the permittivity of the free space (8.85×10^{-12} F/m), and ω is the angular frequency of the oscillation ($\omega = 2\pi\nu$ in rad/s, ν being the frequency in Hz, using Standard International units). From the equations above, the real part of permittivity is proportional to capacitance, which evidences the strong link between ϵ'_r and the level of polarization in the material. In contrast, the imaginary part is inversely proportional to resistance, being a direct indication of the conductivity of the sample. This comprises the electrical conduction by free-carriers (ions, electrons) as well as temporal charge variation related to purely dielectric relaxation processes.

Complex dielectric permittivity of the samples was measured at frequencies from 20 to 1×10^6 Hz using a home-made device connected to an Agilent 4284A LCR-meter. Basically, the sample-holder is a two parallel-plate capacitor coupled to a temperature controller, which allowed fixing a temperature of 37 °C (Fig. 2). Before placing the sample between the electrodes, both material surfaces were covered with silver paint to assure a good electrical contact with the electrodes. All measurements were made immediately after taking out the specimens from physiological solution and externally drying with tissue paper.

The sample-holder was pre-heated before measurement to avoid delays that could cause significant variations of water content in the tested materials. All the samples' dimensions were taken with a caliper with an accuracy of 0.02 mm. An elliptical geometry was assumed for the areas calculation.

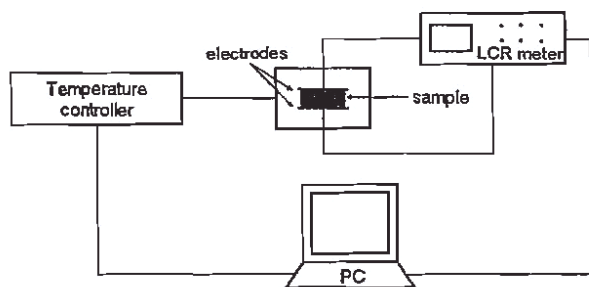


Fig. 2. Scheme of the experimental setup used for electrical measurements.

A maximum of six permittivity measurements per specimen was performed, giving dispersion values as low as 1.5 and 5% for ϵ'_r and ϵ''_r , respectively, which are very close to the limit of accuracy of our impedance analyzer. On the other hand, the dispersion of the permittivity observed for different specimens of each studied material (DA, DR, and ID) resulted in higher values. For frequencies above 5 kHz the mean dispersion was 7% for ϵ'_r and 10% for ϵ''_r . For frequencies lower than 5 kHz both values increased up to 10% and 14%, respectively, probably due to electrode polarization effects. The curves in all figures show the average response of the whole set of specimens.

RESULTS

Figure 3 shows the real part of the relative permittivity (dielectric constant, ϵ'_r) of the samples as a function of frequency. For sample DR, an almost flat dielectric response (with values of ϵ'_r between 20 and 50) can be observed, indicating a poorly conductive behavior. This is consistent with the insulating characteristics of the used resin, which is composed of a polymeric matrix filled with SiO₂ particles (both well-known insulating materials). In contrast, the curves obtained for samples ID and DA show much higher ϵ'_r values together with a decrease of several orders of magnitude in the whole measured frequency range. At about 1×10^4 Hz both curves split up, showing a larger relaxation for sample ID.

Figure 4 displays the imaginary part of the relative permittivity (ϵ''_r) as a function of frequency for the three

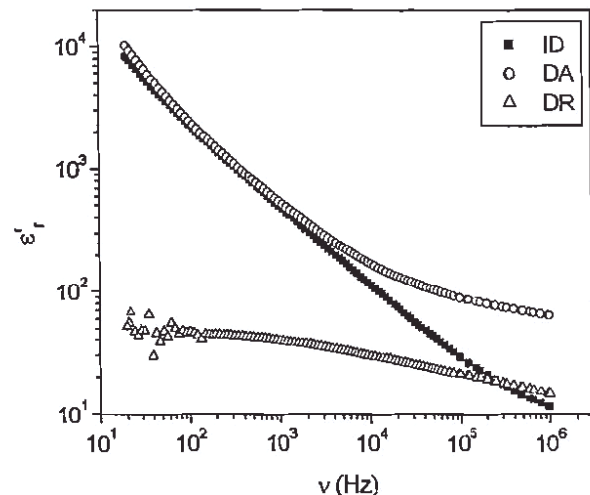


Fig. 3. Real part of the relative dielectric permittivity, ϵ'_r , as a function of frequency for intact dentine (ID), dentine-amalgam (DA), and dentine-resin (DR).

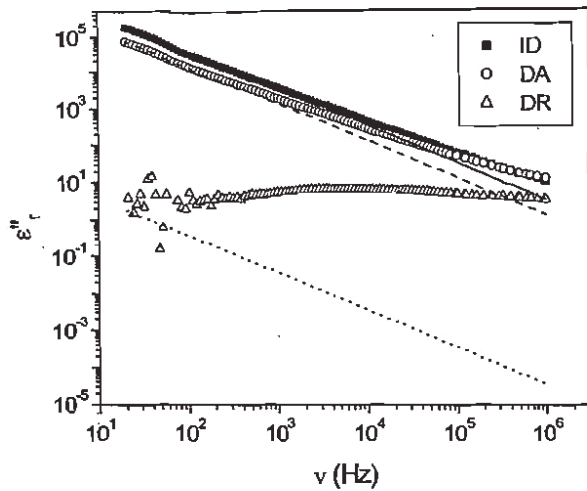


Fig. 4. Imaginary part of the relative dielectric permittivity, ϵ''_r , as a function of frequency for samples ID, DA, and DR. Straight lines represent the contribution from dc conduction.

studied samples. For ID and DA a very similar behavior can be observed. Their ϵ''_r values are much higher than those registered for sample DR, especially at low frequencies. The straight lines in Figure 4 represent the contribution to ϵ''_r of free-carriers conduction, which is due to ions (mainly in ID sample) and ions and electrons (in sample DA). This was calculated using the following expression: $\epsilon''_{r,cond} = \sigma_{dc}/\epsilon_0 2\pi\nu$, where σ_{dc} is the dc electrical conductivity. This variable was estimated from resistance data measured at the lowest frequency (20 Hz). The contribution of free carriers is prevalent for sample ID and for sample DA at frequencies lower than 1×10^4 Hz. Conversely, the dc conduction contribution for sample DR is negligible, suggesting that the observed losses are exclusively due to dielectric relaxation effects.

DISCUSSION

The permittivity values measured for the intact dentine perfectly agree with those reported for fluid saturated bones studied in a similar frequency range [Kosterich et al., 1983]. The dependence of ϵ'_r with frequency (a continuous decrease from 10^4 to 10, between 20 Hz and 1 MHz) coincides with that observed for freshly excised samples of bone, which indicates that the methodology employed to conserve the human tissue was really appropriate.

The results shown above indicate that the dielectric behavior of intact dentine is more similar to dentine-amalgam, rather than the behavior exhibited by dentine-resin material. It is important to remark here

that all the samples were measured after being immersed in physiological solution. Such experimental condition is necessary to simulate the *in vivo* state of the dental composite material, taking into account that 30% of dentine is composed of liquid [Bascones, 1998]. In this way the aqueous solution inside the dentinal tubules strongly affects the dielectric response of the dentine in all the samples.

The sample composed only of dentine retains more solution volume because of its higher porosity. Samples containing restorative material (amalgam or resin) are denser and consequently they absorb less solution volume. In fact, absorption of saline solution was measured for all the specimens. Samples were weighted before and after 10 days of being dried at room temperature. The results indicate that specimen ID absorbs 100% more solution than DA and 70% more than DR. The aqueous solution dramatically enhances both values of ϵ'_r and ϵ''_r , since a high water content (whose $\epsilon'_r \sim 78$ in the investigated frequency range) produces an increase of dipolar polarization as well as a faster mobility of the ions in the sample. The relatively high values of ϵ'_r and ϵ''_r registered for sample DA can be explained by the metallic nature of the amalgam, which presents high dc conduction (mainly electronic), as shown in Figure 4.

The observed behavior for the studied samples can be understood by considering the restored specimens as series combinations of both capacitive and resistive elements. Sample DR consists of a combination of a highly resistive component (hybrid resin) and a highly conductive one (dentine). By contrast in sample DA both components have significant electric conductivities (metallic amalgam and dentine). This is the main reason for the similarity observed in the response of ID and DA, since both samples have similar electric conductivities given by ionic or electronic carriers.

The studied three-layer materials can be interpreted in terms of the Maxwell-Wagner model for interfacial polarization [von Hippel, 1954; Albella Martín and Martínez Duart, 1984]. In this model, a capacitor formed by two dielectric materials, with conductivities σ_1, σ_2 and dielectric permittivities ϵ_1, ϵ_2 is considered. Such a system gives a relaxation spectrum (ϵ'_r vs. ν) indistinguishable from that expected for a single-phase dielectric which obeys the well-known Debye model. However, the relaxation process occurs at a characteristic frequency that depends on the properties of both individual components. In the ϵ''_r versus ν curve, significant differences with Debye model are found. The imaginary part contains a conductivity term owing to both phases, which noticeably modifies the curve shape, especially at low frequencies. Figure 5 summarizes several dielectric responses theoretically

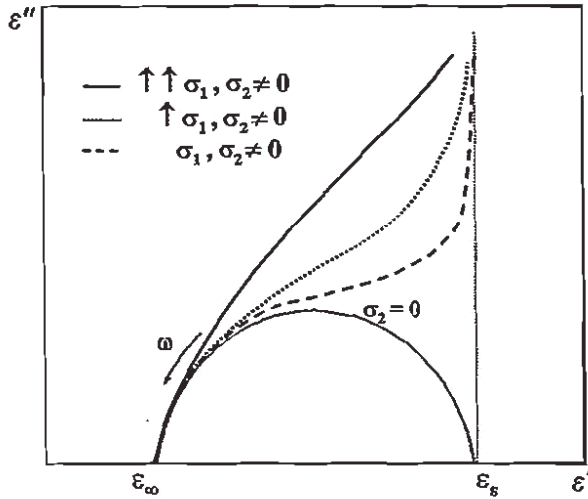


Fig. 5. Cole-Cole plot showing theoretical dielectric responses for a two-phase system according to Maxwell-Wagner model. [The color figure for this article is available online at www.interscience.wiley.com.]

predicted by the Maxwell-Wagner model. These are graphically shown in a Cole-Cole plot (ϵ'' vs. ϵ') to better visualize the influence of conductivity on the dielectric behavior of a two-phase capacitor. When a system is composed of a conductive phase ($\sigma_1 \neq 0$) embedded in an insulating phase ($\sigma_2 = 0$), the observed response agrees with the ideal Debye model, that is,

Cole-Cole plot results in a semicircular arc, whose diameter is the difference between real permittivities at $\nu = 0$ (ϵ'_r) and $\nu \rightarrow \infty$ (ϵ'_{∞}). As σ_2 grows, the ideal semicircular curve's shape disappears, showing a steep rise in ϵ'' .

Figure 6 shows Cole-Cole plots obtained for samples ID, DA, and DR. Clearly distinct responses are observed for the studied samples. A behavior completely different to that predicted by the Debye model can be seen for samples DA and ID. This is a consequence of the high conductivity produced by the free carriers existing in these specimens. On the contrary, the curve obtained for dentine-resin material resembles the semicircular arc, approaching the behavior predicted by the Maxwell-Wagner model for two phases with $\sigma_2 \approx 0$ (Fig. 5). In this case, phase 1 is the intact dentine (with a relatively high conductivity due to the presence of saline solution in the tubules) and phase 2 is the composite resin, whose conductivity is negligible. Actually, a pear-like shaped curve rather than a semicircle is obtained. This is due to the effect of the finite conductivity value of the used resin [Jonscher, 1983], which has absorbed some conductive solution according to the results obtained from the experiments. For sample DA both phases (dentine and amalgam) have relatively high conductivities and consequently the behavior is entirely different to that exhibited by dentine-resin sample and much more similar to that revealed by the intact dentine.

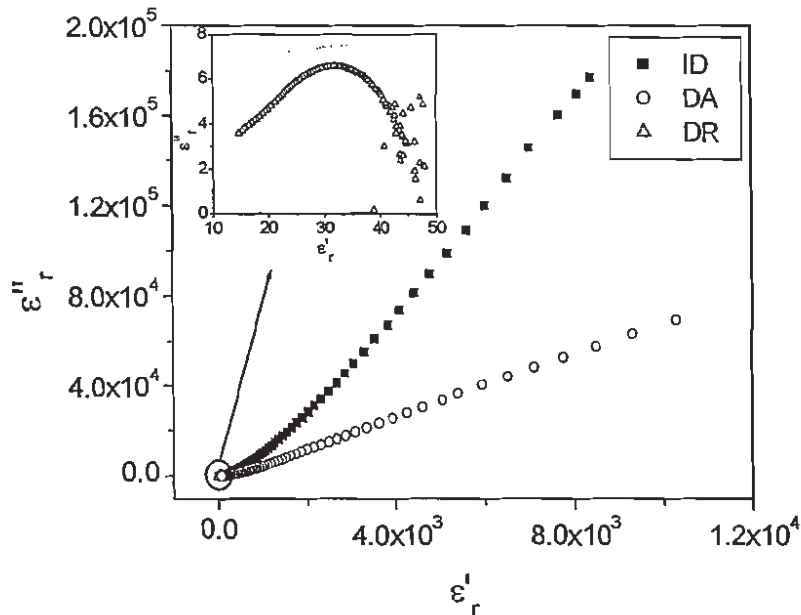


Fig. 6. Cole-Cole plot for samples ID, DA, and DR. The inset shows an enlargement of the curve corresponding to sample DR.

CONCLUSIONS

The in vitro dielectric behavior of non-restored and restored (with a silver amalgam and a nanohybrid resin) human dentine has been determined by a simple experimental set up. This method allows obtaining the real and imaginary part of the dielectric complex permittivity, which are parameters intrinsic to the nature of studied material and independent of the dimensions of the measured specimen.

From a dielectric point of view, the properties of non-restored dentine and amalgam-dentine are very similar: both exhibit relatively high conductivities and dielectric constants. In contrast, specimens restored with resin show a much more insulating response. Despite the complexity of the investigated systems, these can be qualitatively described by the two-layer Maxwell–Wagner model.

Although the experimental design and model used in this work are different from those in clinical practice, the results obtained prove that the dielectric properties of dentine could critically depend on the type of material used for its restoration. In this way, electrical experimental data already reported on non-restored teeth can not be simply extrapolated to those restored. Further experiments using these and other restorative materials should be performed for a comprehensive electrical evaluation of restored teeth.

ACKNOWLEDGMENTS

We are grateful to Dr. P. Ashley (UCL, Eastman Dental Institute, London) for critical reading of the manuscript and fruitful discussions. PMB acknowledges MEC for financial support under the program J. de la Cierva.

REFERENCES

- Albella Martín JM, Martínez Duart JM. 1984. Física de dieléctricos. Barcelona: Marcombo.
- Angmar-Månsson B, ten Bosch JJ. 1993. Advances in methods for diagnosing coronal caries—A review. *Adv Dent Res* 7:70–79.
- Ashley PF, Eliwood RP, Worthington HV, Davies RM. 2000. Predicting occlusal caries using Electronic Caries Monitor. *Caries Res* 34:201–203.
- Attrill DC, Ashley PF. 2001. Occlusal caries detection in primary teeth: A comparison of DIAGNOdent with conventional methods. *Br Dent J* 190:440–443.
- Bamzahim M. 2005. Evaluation of the DIAGNOdent method for detection and quantification of carious lesions—In vitro and in vivo studies. PhD thesis, Institute of Odontology, Karolinska Institutet, Stockholm.
- Bascones A. 1998. Tratado de Odontología: Tomo I. Madrid: Smithkleine Beeckam.
- Fontana M, González-Cabezas C. 2000. Secondary caries and restoration replacement: An unresolved problem. *Compend Contin Educ Dent* 21:15–26.
- Huysmans MCDNJM, Longbottom C, Pitts CNB, Bruce PG. 1996. Impedance spectroscopy of teeth with and without approximal caries lesion—An in vitro study. *J Dent Res* 75:1871–1878.
- Huysmans MCDNJM, Longbottom C, Pitts CNB. 1998. Electrical methods in occlusal caries diagnosis: An in vitro comparison with visual inspection and bitewing radiography. *Caries Res* 32:324–329.
- Jonscher AK. 1983. Dielectric relaxation in solids. London: Chelsea Dielectrics Press.
- Kidd EA, Ricketts DN, Pitts NB. 1995. Occlusal caries diagnosis: A changing challenge for clinicians and epidemiologists. *J Dent Res* 74:1206–1211.
- Kosterich JD, Foster KR, Pollack SR. 1983. Dielectric permittivity and electrical conductivity of fluid saturated bone. *IEEE Trans Biomed Eng* 30:81–86.
- Longbottom C, Huysmans MCDNJM. 2004. Electrical measurements for use in caries clinical trials. *J Dent Res* 83:C76–C79.
- Pitts NB. 1991. The diagnosis for dental caries: Diagnostic methods for assessing buccal, lingual and occlusal surfaces. *Dent Update* 19:393–396.
- Pradelle-Plasse N, Wenger F, Picard B, Colon P. 2004. Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: The impedance methodology. *Dent Mater* 20:425–434.
- Tveit AB, Espelid I. 1992. Class II amalgams: Interobserver variations in replacement decisions and diagnosis of caries and crevices. *Int Dent J* 42:12–18.
- Verdonschot EH, Rondel P, Huysmans MCDNJM. 1995. Validity of electrical conductance measurements in evaluating the marginal integrity of sealant restorations. *Caries Res* 29:100–106.
- von Hippel A. 1954. Dielectrics and waves. London: Artech House.
- Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. 1991. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res* 25:365–371.

ANEXO I: SISTEMAS DE SALUD BUCODENTAL EN ESPAÑA Y
ALGUNOS PAÍSES EUROPEOS

España

Hasta la entrada en vigor del Real Decreto 63/1995, sobre ordenación de prestaciones en el Sistema Nacional de Salud , sólo se incluían de una forma general el tratamiento de procesos inflamatorios agudos y las exodoncias, además de la atención total en accidentes de trabajo o coberturas especiales en las mutuas de los funcionarios (periodoncia y reembolsos parcial en otros tratamientos). Este Real Decreto reconoció el derecho de los usuarios a recibir ciertos servicios, en función de las decisiones administrativas responsables lo que hace que las prestaciones infantiles varíen de unas comunidades a otras. España se divide en 17 comunidades autónomas algunas de las cuales han adquirido responsabilidades en la oferta de salud como: Cataluña, País Vasco, Navarra, Andalucía, Galicia y Comunidad Valenciana. Estas comunidades pueden tomar sus propias decisiones en sus programas de salud, aunque otras comunidades siguen dependiendo del Ministerio de Salud del Gobierno Central.

El cuidado dental es principalmente una responsabilidad privada en nuestro país. El número total de dentistas en España es aproximadamente 16.000, la mayoría licenciados en los últimos diez años. Sólo alrededor de 900-1.000 dentistas trabajan en el Sistema Nacional de Salud. A nivel nacional hay aproximadamente 15.000 auxiliares dentales y 500 higienistas dentales que completan los recursos humanos de atención en salud bucodental.

Galicia

Nosotros centraremos nuestro análisis en la comunidad gallega por ser esta dónde nos encontramos. A principios de los 90 dos comunidades autónomas, País Vasco y Navarra, fueron pioneras en ofertar tratamientos restauradores de dientes permanentes para los niños a partir de 6 años. Estas comunidades autónomas concertaban los servicios con odontólogos privados que recibían aproximadamente 25 euros por año y niño (Bolin, 1997).

En Galicia el Servicio Galego de Saúde (SERGAS) es el organismo de Gobierno de Galicia encargado de facilitar los servicios preventivos, asistenciales, rehabilitadores y sanitario sociales.

El SERGAS se crea en el año 1989, como un organismo autónomo de carácter administrativo adscrito a la Consellería de Sanidade e Servizos Sociais, con la finalidad de dirigir los servicios sanitarios de carácter público dependientes de la comunidad autónoma. Y desde el año 1991, asume la transferencia del Insalud.

En Galicia la asistencia bucodental se presta básicamente en atención primaria, esta constituye un primer nivel al que cada vez se dota de una mayor capacidad de resolución de problemas, y un segundo nivel en el que se tratarían las enfermedades buco-dentales que requieran una atención más especializada.

En atención primaria, esta asistencia bucodental es ofrecida en las unidades de odontología y salud bucodental y los odontoestomatólogos del modelo tradicional. En la red sanitaria gallega trabajan 89 dentistas, repartidos en 78 unidades que dan cobertura al conjunto de la población. Las últimas unidades incorporadas al sistema de salud bucodental son las situadas en los municipios de A rúa, Culleredo, A Coruña (Casa do Mar), Vimianzo y Pontedeume.

Las unidades de odontología y salud bucodental incluyen, además de las actividades asistenciales propias del modelo tradicional (llevadas a cabo por 16 de los 89 dentistas de los centros de salud), las de carácter preventivo y de educación sanitaria. Estas actividades son desarrolladas por dentistas e higienistas (en el SERGAS hay 32 higienistas), aunque en la ejecución del programa están implicados otros profesionales de este nivel asistencial como corresponde a la prestación asistencial integrada e integral de la salud que realizan:

- Pediatras y médicos de familia
- Personal de enfermería y auxiliares de enfermería
- Matronas
- Personal administrativo y de servicios generales

En atención especializada, se integran los servicios de cirugía maxilofacial, servicios de urgencias hospitalarias y otros recursos asistenciales que puntualmente se ven implicados (Puime, 2002).

En los centros de salud que no poseen un odontólogo son los pediatras los que llevan a cabo las funciones de información y educación en materia de higiene y salud bucodental. Además son los pediatras unos profesionales fundamentales para la captación de niños a la hora de que se integren en el programa de salud bucodental porque todos los niños realizan revisiones obligatorias en su pediatra desde que nacen.

Actualmente en Galicia las prestaciones que ofrece el Programa de Salud Bucodental en atención primaria a los niños de 6 a 14 años son:

- Información y educación en materia de higiene y salud bucodental
- Revisiones preventivas de la cavidad oral
- Diagnóstico de maloclusiones dentales
- Aplicación profesional de flúor tópico
- Sellado de surcos y fisuras en dentición permanente, priorizando 1^{er} y 2^o molar.
- Obturaciones hasta los 16 años

Es responsabilidad de los padres pedir cita con el odontólogo y son ellos los que deciden seguir o no las indicaciones del dentista para la realización de los tratamientos.

Existen convenios específicos con grupos de población especiales como son los discapacitados (físicos o mentales), que mediante un convenio de colaboración entre la Consellería de Sanidade, el Servicio Gallego de Salud y la Universidad de Santiago de Compostela, reciben una asistencia completa gratuita. Esta asistencia es realizada por el

área de Odontología Integrada de Pacientes Especiales de la Facultad de Medicina y Odontología.

Otro acuerdo atañe a los menores que se encuentran en situación de guarda o tutela por la Consellería de Familia y Promoción del Empleo, Mujer y Juventud. Existen dos convenios, uno entre la Consellería y la Universidad de Santiago de Compostela y otro entre la Consellería y los Colegios de Odontólogos de la comunidad, para que estos niños reciban una asistencia odontológica completa (López Rábade y Smyth Chamosa, 2006).

Alemania

En los 16 estados que forman la República Federal de Alemania, cada uno de ellos es responsable de establecer que prestaciones se realizaran por tanto estas difieren según las circunstancias y reglas en los respectivos estados

El propósito de los estudios de salud públicos era inicialmente recoger datos epidemiológicos en lugar de para evaluar la necesidad del niño individual. El cuidado dental y el diagnóstico de necesidad del tratamiento para niños son proporcionados normalmente por practicantes privados. En 1994 había 60,000 dentistas privados y sólo 500 dentistas públicos en Alemania.

El 88% de la población se beneficia del sistema de seguros de salud públicos. Las cuotas de los dentistas son determinadas por negociaciones entre los fondos de los seguros y las asociaciones dentales regionales. El gasto de cuidado de salud es relativamente alto y esto ha llevado a varias reformas en los últimos años.

El 12% de la población no pertenece al sistema de seguro social pero sus gastos son cubiertos por seguros privados. El acceso a los seguros privados se restringe a los grupos de ingresos altos.

En resumen todos los niños pueden participar de revisiones anuales en la escuela que el estado realiza para proveer los recursos necesarios. Los padres son informados de

la posible necesidad del tratamiento y es responsabilidad de los padres pedir cita para su niño en un dentista privado. Todos los tratamientos restauradores son sin cargo, si los padres demandan materiales más caros, ellos tendrán que asumir la diferencia de precio. Del tratamiento protético en niños, los padres pagan el 40%. Y de los tratamientos ortodóncicos pagan el 20% por el primer niño y 10% para los niños siguientes.

Bélgica

Los niños, deben someterse a exámenes al menos en el 1^{er} y 3^{er} año de la escuela elemental y en el 2^o y 6^o año de escuela básica, es decir cuatro exámenes hasta la edad de 12 años, al alrededor de los 3, 5-6, 7-8 y 11-12 años de edad. La revisión la realiza un cirujano oral y puede referirse el niño a un dentista conforme a dos motivos: necesidad de tratamiento conservador o necesidad del tratamiento ortodóncico. El promedio que se remite a un especialista es del 30% de los niños, pero sólo alrededor del 10% de los niños referidos recibe tratamiento.

El cuidado dental restaurador para los niños de preescolar es responsabilidad de los padres, al igual que los exámenes a edades fuera de los grupos designados anteriormente. El cuidado dental para la mayoría de los niños es realizado en profesionales de práctica privada bajo demanda de los padres.

Los costes de los tratamientos son cubiertos por el sistema nacional de seguros. Las cantidades que se reembolsan y la forma de pago a los dentistas son renegociadas cada dos años entre los representantes de los Seguros de Salud y representantes de la Sociedad Dental. Por tanto las condiciones de pago pueden estar sometidas a variaciones.

El 90% de los dentistas están dentro de este acuerdo y se comprometen a trabajar 32 horas por semana dentro del acuerdo. Fuera de esto ellos pueden establecer sus propias cuotas.

Si el paciente quiere que le reembolsen los costes dentales, debe demostrar que visitó al dentista en los últimos 12 meses. En la actualidad se reembolsan cerca del 95% de los tratamientos.

En conclusión, el acceso de los niños al cuidado dental depende principalmente de la iniciativa de sus padres. Se piensa que la estructura del sistema de seguros anima a realizar visitas regulares por el propio interés del paciente. El sistema no promueve las medidas preventivas.

Escocia

En todo el Reino Unido la mayor parte del cuidado oral se proporciona a través de los Servicios Dentales Generales, en el que 18.600 dentistas privados mantienen contratos, unos 1.757 en Escocia.

En Escocia un 40% de la población adulta y un 50% de la población infantil son atendidos por algún dentista de los Servicios Dentales Generales. El grupo de edad más numeroso de pacientes (un 75% del total de pacientes) es desde los 6 hasta los 14 años.

A través de estudios epidemiológicos se evalúan los resultados de medidas preventivas, y se utilizan para distribuir los recursos. Por las razones epidemiológicas y también para asegurar la asistencia a todos los niños, cada alumno es sometido al menos a tres estudios durante su estancia en la escuela. Si se encuentra necesidad de tratamiento los padres reciben una carta que recomendando el tratamiento y ellos deben concertar la cita y costear el tratamiento, que después se le reembolsará.

El esquema del pago de los Servicios Dentales Generales no diferencia entre el trabajo realizado por un dentista o un higienista dental. Los auxiliares dentales después de dos años de entrenamiento académico, pueden hacer obturaciones simples y extracciones de dientes deciduos.

Grecia

Los centros de salud públicos (400 en toda de Grecia), sólo realizan programas de prevención y tratamiento dirigidos a niños, y se dividen en urbano o rural. En las regiones urbanas, el 80% del cuidado dental restaurador es proporcionado por odontólogos privados, mientras que en las regiones rurales este tipo de tratamientos se realiza en los centros de salud.

La distribución desigual de dentistas es la razón de por qué los dentistas privados realizan la mayoría de los tratamientos de los niños en las zonas urbanas. El 70% de los dentistas se concentran en las dos ciudades más grandes, Atenas y Tesalónica, atendiendo sólo al 44% de la población.

La tarea principal para todos los Centros de Salud está enfocada a la promoción de la salud oral a los niños entre 0 y 18 años, dedicando especial atención a la educación de salud dental. La responsabilidad de llevar a los niños a los centros de salud es de los padres pero el sistema propone unas visitas periódicas.

El tratamiento restaurador que realizan odontólogos privados es pagado en principio por los padres y el estado les reingresa entre un 20% y un 50% del coste del tratamiento, dependiendo del tipo de seguro contratado. El tratamiento ortodóncico también es cubierto parcialmente por algunos seguros.

Irlanda

El sistema se administra a través de las 8 seguros e salud que operan en 30 áreas de Cuidado de Comunidad. La asistencia ofrecida es un equilibrio entre prevención y tratamiento.

Los niños tienen acceso al cuidado dental libre de cargo a través de los servicios de seguros de salud y también pueden ser tratados por odontólogos de práctica privada, donde los padres costean el total del tratamiento.

Se dirigen estudios dentales de niños en escuelas y los datos epidemiológicos resultantes se usa por planear servicios futuros.

Italia

La oferta de cuidado dental es organizada por las autoridades de salud locales y varía entre las diferentes regiones notablemente.

En 1980 una ley a nivel gubernamental decretó que cada estado debía proporcionar servicios de salud dental a los niños de 0 a 14 años de edad. En 1993 un nuevo proyecto del Ministerio de Salud ofrece a los niños de hasta 12 años de edad y a los mayores de 65 el cuidado dental casi gratuito. En la práctica, los tratamientos incluidos son extracciones principalmente y no en todos los casos restauraciones.

Ortodoncia o los tratamientos protésicos generalmente no se incluían pero esto podía ser modificado por las autoridades regionales. En Italia no hay ningún sistema organizado oficialmente para el examen y tratamiento de niños de edades preescolares o escolares, y hay marcadas diferencias regionales en los servicios ofrecidos. La responsabilidad reside en los padres.

Suecia

El servicio de salud dental público es responsable de promover salud dental en niños y proporcionar tratamientos dentales libres de cargo a todos los niño hasta la edad de 20 años. El tratamiento ortodóncico está incluido, pero se priorizan los casos más graves.

De los 9.000 dentistas de Suecia, 50% son empleados del Servicio Dental Público y el resto son de práctica del privada (Bolin 1997).

Como podemos comprobar todos los sistemas sanitarios presentan diferencias notables entre los países que se encuentran en nuestro entorno, pero principalmente el

diagnóstico de caries sí es una competencia que generalmente depende del estado. Es por tanto necesario seguir buscando un método de diagnóstico de caries que se aproxime a un método ideal.

Recordemos que el método de impedancias eléctricas puede ser considerado un método de diagnóstico de caries ideal: es seguro para el paciente y el operador, sensible en la detección de caries incipientes, objetivo y cuantitativo, reproducible, no invasivo y es coste controlado (sólo sería necesaria una inversión inicial).

Tal vez el método de diagnóstico de caries propuesto, podría ser una opción para el diagnóstico precoz de caries en las revisiones dentarias llevadas a cabo de forma rutinaria en niños en casi todos los países de nuestro entorno.

**ANEXO II: EFECTOS SECUNDARIOS DE LA AMALGAMA Y EL
MERCURIO EN EL MEDIO AMBIENTE Y LA CADENA
ALIMENTARIA**

Efectos secundarios de la amalgama

Los efectos que podría llegar a desencadenar una amalgama dental a nivel local y sistémico están constantemente siendo analizados. Este supuesto peligro tóxico que se les ha atribuido a las amalgamas es debido al contenido de mercurio de estas. Recordemos que las amalgamas dentales en la actualidad tienen un máximo de un 3% de mercurio en su composición.

El mercurio es un importante componente de estos materiales porque confiere a la mezcla un carácter excepcionalmente plástico, es el único metal pesado que es líquido a temperaturas regulares, es fácil formar aleaciones moldeables con él ayuda a disolver otros metales, se une extremadamente bien a las paredes del diente y el mercurio es más económico que el oro.

El mercurio se presenta de muchas formas, incluyendo compuestos orgánicos e inorgánicos. Los compuestos orgánicos más tóxicos son el metil mercurio y el etil mercurio: la segunda forma más tóxica es el vapor mercurial. Siendo menos tóxicos los compuestos inorgánicos del mercurio.

La amalgama libera vapores de mercurio en pequeñas cantidades durante la mezcla, el fraguado, el pulido y la extracción. También se ha observado la liberación de vapores mercuriales durante la masticación e ingestión de bebidas calientes. Y además las amalgamas recientes liberan más mercurio. En condiciones normales la amalgama suele estar cubierta por saliva hecho que reduce la presión de los vapores.

La Occupational Safety and Health Administration (OSHA) ha establecido un valor umbral límite (VUL) de $50 \mu\text{g}/\text{m}^3$ como la cantidad máxima de vapor mercurial permisible en los lugares de trabajo.

Los métodos más frecuentemente utilizados para medir los niveles de mercurio en el organismo son:

-sangre: buen indicador del contenido corporal de metil-mercurio en una exposición crónica a niveles bajos. El nivel máximo permitido es de $3 \mu\text{g}/\text{m}^3$. Las restauraciones de amalgama recién colocadas se ha comprobado que elevan los niveles de mercurio en sangre hasta 1 o 2

$\mu\text{g}/\text{m}^3$. Si se retirasen las amalgamas, el paciente tardaría entre uno y dos meses en reducir los niveles sanguíneos de mercurio.

-Orina: no es un buen indicador del MeHg corporal, pero es, el más indicado para evaluar la exposición laboral. No debemos olvidar a la hora de realizar los análisis que la excreción por esta vía se ve muy influenciada por los ciclos circadianos. Debemos considerar que la OMS calcula que la ingesta de marisco una vez por semana incrementa el mercurio urinario de 5 a 20 $\mu\text{g}/\text{l}$, unas 2 a 8 veces más que el nivel medio por la exposición a la amalgama. No se observan cambios neurológicos hasta que los niveles urinarios sobrepasan los 500 $\mu\text{g}/\text{l}$ casi 170 veces los niveles máximos medidos tras la colocación de la amalgama.

-Análisis mineral del cabello: en él podemos determinar los niveles de los minerales más, comunes y de los, 7 principales metales pesados: Cd, Pb, Arsénico, Ba, Be, Al y por supuesto de Hg. Esta medida puede verse fácilmente influenciada por: factores ambientales, ingesta de pescado, etc.

El mercurio puede introducirse en el organismo humano principalmente por inhalación (es un metal volátil) o por ingesta del mismo. Por lo que multitud de personas pueden contaminarse realizando diversas actividades con mercurio como: extracción de oro y plata, obtención de metales a partir de minerales, fabricación de termómetros, y barómetros, industria eléctrica, ingesta de alimentos o medicamentos, etc.

Los principales efectos del mercurio sobre el organismo se pueden clasificar en locales y sistémicos:

Reacciones Locales: no son llamativas y desaparecen a los pocos días

Reacciones Sistémicas, pueden agruparse en:

Neurotoxicidad: Una pequeña cantidad de vapor de mercurio absorbida no se convierte en mercurio inorgánico en los hematíes de la sangre sino que continúa como mercurio elemental, y de esta forma puede atravesar la barrera hematoencefálica y entrar en tejido neural.

Los primeros síntomas de intoxicación se dan cuando las concentraciones de mercurio ambiental superan los 10-50 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ (recordemos que la OSHA considera. 50 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ como el máximo dentro del nivel de seguridad ocupacional establecido), desencadenando un síndrome asténico-vegetativo inespecífico. Entre 60-100 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ aparece anorexia, pérdida de peso, insomnio, nerviosismo, vértigo, alteraciones del comportamiento y, disturbios psicológicos. A niveles ambientales mayores de 100 $\mu\text{g}/\text{m}^3$ se observan los primeros síntomas de envenenamiento con alteraciones del sistema nervioso (temblores) y pérdida de peso.

El nivel urinario mínimo para la aparición de todos estos síntomas (25 μg de mercurio por cada gramo de creatinina) es seis veces superior al nivel de mercurio urinario que se atribuye a las grandes reconstrucciones de amalgama.

Disfunción renal: el riñón, debido a su función excretora, es especialmente susceptible a la toxicidad del mercurio inorgánico y se han asociado trastornos, de la función renal cuando se elevan los niveles de mercurio en sangre y orina.

Los estudios realizados afirman que no aparecen los primeros síntomas hasta que la concentración de mercurio urinario es unas 25 veces superior al atribuible a la amalgama.

Reducción de la inmunocompetencia: las teorías sobre una posible disfunción inmunitaria causada por las amalgamas se basan en los casos de hipersensibilidad y alergia.

Efectos teratogénicos: Los estudios revelan que en mujeres portadoras de amalgamas no existe una predisposición especial a padecer abortos o malformaciones en los fetos. Pero la American Dental Association (A.D.A.) realizó un estudio desde 1968 a 1978 entre 30.000 dentistas y sus auxiliares y los

resultados del estudio demostraban una mayor presencia de abortos espontáneos y anomalías congénitas en sujetos expuestos a niveles altos de mercurio que en aquellos que estaban expuestos a niveles bajos.

A pesar de las continuas voces que pretenden atribuir a la amalgama dental la causa de multitud de enfermedades analizando los diferentes estudios experimentales llegamos a la conclusión de que el portador de amalgamas no posee una predisposición especial a padecer enfermedades por ello. Pero el personal sanitario que si está en una constante exposición a los vapores de mercurio, debe tomar una serie de precauciones para evitar estos efectos secundarios. La FDI en 1988 ya propuso unas normas sobre higiene mercurial que posteriormente fueron actualizadas por la Asociación Dental Americana (A.D.A.).

El mercurio en el medio ambiente y en la cadena alimentaria.

El mercurio es un elemento natural del que se liberan de 30.000 a 150.000 toneladas a la atmósfera por la emisión de gases de la corteza terrestre y de los océanos. Además se liberan unas 20.000 toneladas de Hg al medio ambiente procedentes de las diferentes actividades industriales y combustión de carburantes. Se estima que por cada consulta odontológica se emiten 300g de mercurio en forma de residuos de amalgama. Todo ello ha provocado que se incrementase la polución en agua, aire y suelo.

El mercurio se introduce en la cadena alimentaria debido a una incorrecta eliminación del mismo pudiendo así llegar a ríos, lagos y océanos. En la naturaleza no es posible su degradación, formándose a lo sumo compuestos orgánicos mercuriales peligrosos biológicamente. En desagües, canalizaciones y sedimentos marinos principalmente actúan las bacterias anaerobias transformando el mercurio inorgánico de los vertidos en metil-mercurio siendo este mucho más tóxico que el anterior.

El metil-mercurio es captado por el plancton y algas, concentrándose en los peces que consumen estos organismos. Los factores que influyen sobre la cantidad de metil-mercurio presente en los peces son: contenido de mercurio en el agua y en

sedimento marino, acidez y potencial de oxidación-reducción del agua, especie, edad y, tamaño del pez. Los peces grandes y depredadores concentran más mercurio que los peces pequeños que sirven de alimento.

La primera sospecha de que el metil-mercurio podía representar un riesgo ambiental se produjo como consecuencia de dos episodios en la bahía de Minimata y Niigata, Japón, entre 1953 y 1960. En Minimata 121 personas se intoxicaron con metil-mercurio, de las que murieron 46. En Niigata se identificaron 47 casos con 6 muertes. Los adultos y niños que habían consumido el pescado contaminado sufrieron una afectación neurológica degenerativa con parestesias, ataxia, alteraciones visuales y auditivas y disartria. Después de la contaminación, se produjeron casos de parálisis cerebral en el 6% de los nacimientos.

También se produjo otra gran contaminación cuando en 1972 en Irak, Pakistán, Ghana y Guatemala, se consumieron semillas tratadas con mercurio el suceso más catastrófico fué en Irak, que tras importar importantes cantidades de semillas tratadas con fungicidas que contenían metil-mercurio. El grano se cultivó y se obtuvo harina. Como resultado fueron hospitalizadas 6.530 víctimas de las que 500 murieron.

A partir de esto en este mismo año el comité de expertos sobre aditivos alimentarios de la Junta de la Organización de la Alimentación y Agricultura de la OMS determinó un nivel provisional tolerable de captación de 0.3mg de Hg total por persona, de los que no más de 0.2 mg correspondan al metil-mercurio.

En la actualidad y una vez que las explotaciones industriales y comerciales han disminuido de forma importante sus emisiones de mercurio, las clínicas y consultas odontológicas pasan a ser uno de los mayores causantes de la presencia de mercurio en las aguas residuales. Por ello se impone la necesidad de instalar un separador de amalgama en cada consulta odontológica, para recuperar la amalgama de forma específica y permitir el reciclaje de la plata y el mercurio para su reutilización.

Ante la necesidad de tener que recuperar los metales pesados contenidos en las aguas residuales (mercurio, oro, plata, etc.) nos planteamos diferentes problemas técnicos:

-las partículas a separar son de tamaño variable.

-las partículas están mezcladas con saliva, sangre, agua, dentina y otras sustancias. Esto hará que tengan diferentes tiempos de sedimentación que varían desde unos minutos hasta horas.

-la cantidad de agua que contienen los residuos es variable (aspirador en spray por debajo de 0.1 l/min., extractor de saliva/injector de agua 5 l/min.).

Por todo ello en la actualidad la separación de amalgama se realiza mediante tres técnicas combinadas: sedimentación, filtración y centrifugación.

La separación activa puede tratar grandes cantidades de agua, pero con la separación pasiva (sedimentación) sólo pueden tratarse pequeñas cantidades de agua. Los residuos resultantes de una, separación activa (p.ej. centrifugación) contienen menos compuestos orgánicos (fragmentos de dentina), pero tienen una mayor cantidad de mercurio y plata siendo su reciclaje más sencillo. Esto hace que su reciclaje sea rentable o que al menos cubra los gastos.

Cada vez se tiende a una mayor recuperación de residuos para evitar así la contaminación ambiental y que todos estos metales pesados acaben formando parte de la cadena alimentaria. Un ejemplo de esta mayor concienciación sobre los riesgos que presentan estos residuos es que Alemania fue uno de los primeros países en exigir a las consultas odontológicas un nivel de recuperación de al menos el 95% (Bosse 1985, Toeper 1986).

Este ejemplo de la legislación alemana debería ser tomado como un modelo a seguir por el resto de los países. El tratamiento de los residuos es absolutamente necesario, siendo más efectivo cuanto más cercano a la fuente de contaminación

sea este. Por todo ello una de las mejores soluciones que existen en la actualidad sería la instalación sistemática de separadores de amalgama en todas las consultas y el posterior reciclaje de estos metales.

