



**IDENTIFICACIÓN DE LA VARIACIÓN DE PARÁMETROS MECÁNICOS DE
SISTRATOS CON DIENTES POR MEDIO DE CORRELACIONES OBTENIDAS
DESDE LA IMPEDANCIA ELECTROMECAÁNICA DE UN PIEZO-DISPOSITIVO**

MARIA ANDREA VELASCO MEJÍA

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

POSGRADO EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2019

**IDENTIFICACIÓN DE LA VARIACIÓN DE PARÁMETROS MECÁNICOS DE
SISTRATOS CON DIENTES POR MEDIO DE CORRELACIONES OBTENIDAS
DESDE LA IMPEDANCIA ELECTROMECAÁNICA DE UN PIEZO-DISPOSITIVO**

MARIA ANDREA VELASCO MEJÍA

TUTORES DE TESIS:

JUAN PABLO GÓMEZ ARANGO

HECTOR ANDRÉS TINOCO NAVARRO

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

FACULTAD DE SALUD

POSGRADO EN ORTODONCIA Y ORTOPEDIA DENTOFACIAL

MANIZALES

2019

RESUMEN

Esta tesis desarrolla un método para identificar cambios en sustratos de dientes que emulan cambios estructurales que imitan el soporte óseo. El método está basado en una prueba diagnóstica realizada desde estructuras dentales con un dispositivo electromecánico vibratorio de alta frecuencia. El dispositivo propuesto está compuesto de una estructura de flexión (vigas empotradas) que permite acoplarse a los dientes para generar en alta frecuencia micro-movimientos. Estos a su vez son transmitidos a través de las estructuras dentales, con el fin de conseguir una respuesta dinámica desde el soporte, la respuesta es detectada por un material piezoeléctrico adherido al dispositivo. El método propuesto consiste en aplicar la técnica EMI (electro-mechanical impedance) aplicada en el monitoreo de la integridad estructural (SHM) y evaluación no destructiva, ya que es muy sensible a los cambios estructurales. La técnica pretende minimizar en futuras aplicaciones los efectos colaterales (invasivos) comúnmente producidos por métodos tradicionales que usan radiación ionizante en su diagnóstico. La importancia del diagnóstico óseo es debido a que muchas enfermedades alteran el proceso de recambio óseo y éstas llevan a que se presente una disminución de la resistencia del hueso por desmineralización.

PALABRAS CLAVES: Monitoreo de la integridad estructural, técnica de impedancia electromecánica, dientes y densidad ósea.

ABSTRACT

This thesis develops a method for the identification of changes in teeth substrates which simulate structural changes as is the case of the bone structure. The method is based on a diagnosis test performed with a designed high frequency vibrations electromechanical device bonded to teeth. The proposed device, is composed of a flexible beam (Clamping beam), two piezoelectric transducers bonded to the beam which act simultaneously as sensors and actuators and a concentrated mass added at the end of the beam. The device is coupled to teeth through the beam for the transmission of high frequency micro motions with the purpose of acquiring a dynamic response from the material (substrate) in which teeth are embedded through induced vibrations. The method is developed in the context of structural health monitoring (SHM) and nondestructive evaluation by applying the electromechanical impedance technique (EMI) that is sensitive to structural changes. The intention of developing a monitoring method using EMI technique arises with the pretention of reducing collateral invasive effects commonly produced by conventional methods based on ionizing radiation. The importance of bone diagnosis is because several deceases influence the bone replacement process and as a result of the demineralization a reduction of stiffness (mechanical resistance) is reflected in bone structure.

KEYWORDS: Structural health monitoring, electromechanical impedance technique, teeth and bone density.

CONTENIDO

1	INTRODUCCION	8
2	AREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	10
3	JUSTIFICACIÓN	12
4	REFERENTE TEÓRICO.....	16
4.1	LA ESTRUCTURA DEL HUESO Y SUS PROPIEDADES BIOMECÁNICAS	16
4.2	BIOMECÁNICA DEL HUESO ENTERO.....	18
4.3	BIOMECÁNICA DE LOS COMPONENTES DEL TEJIDO.....	19
4.4	BIOMECÁNICA DEL HUESO CORTICAL O COMPACTO	19
4.5	BIOMECÁNICA DEL HUESO TRABECULAR O ESPONJOSO.....	20
4.6	IMPEDANCIA ELECTROMECHANICA DE PIEZO-TRANSDUCTORES	22
5	OBJETIVOS	26
5.1	OBJETIVO GENERAL DEL MACROPROYECTO	26
5.1.1	OBJETIVO GENERAL – ESPECÍFICO DEL PROYECTO.....	26
5.1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	26
6	METODOLOGÍA	27
6.1	MÉTODO 1:	27
6.1.1	Materiales y Métodos.....	27

6.1.2 Configuración experimental y principios del sensor piezoeléctrico de viga de soporte (BBPS)	29
6.2 MÉTODO 2: Diferenciación Estructural de sustancias de soporte dental con la Técnica de la Impedancia Electromecánica.....	31
6.2.1 Materiales y Métodos.....	31
6.2.2 Principios de configuración experimental y sensor piezoeléctrico de viga de soporte (BBPS)	33
6.3 MÉTODO 3: Identificación de la pérdida de volumen en una sustancia de soporte con un sensor electromecánico unido a dientes humanos.	35
6.3.1 Materiales y Métodos.....	36
6.3.2 Sustancia de soporte (sustrato), dientes y procedimiento de pérdida de volumen en el sustrato.	37
6.3.3 Sensor electromecánico, principios de funcionamiento y configuración experimental.....	39
6.4 MÉTODO 4: Diseño y evaluación de un sensor piezoeléctrico para controlar las variaciones elásticas de su soporte con mediciones basadas en impedancia.....	42
6.4.1 Principios de la técnica de impedancia electromecánica	43
6.4.2 Principios de funcionamiento del dispositivo piezo.	44
6.4.3 Mediciones de velocidad del dispositivo piezoeléctrico.....	46
6.4.4 Configuración experimental para el monitoreo estructural con la técnica EMI	47

7	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	50
7.1	DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 1	50
7.2	DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 2	52
7.3	DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 3	53
7.4	DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 4	56
7.4.1	Mediciones de velocidad en el dispositivo piezoeléctrico.	56
7.4.2	Comparación entre la velocidad y las mediciones de impedancia eléctrica en el dispositivo piezoeléctrico.	57
7.4.3	Monitoreo de la variación del módulo de Young.	58
8	CONCLUSIONES	63
9	RECOMENDACIONES	65
10	REFERENCIAS	66

1 INTRODUCCION

Este trabajo muestra un método que identifica cambios en sustratos de dientes que simulan cambios estructurales como los de la densidad ósea (desmineralización). El método es aplicado mediante una prueba diagnóstica realizada desde estructuras dentales con un dispositivo electromecánico vibratorio de alta frecuencia. El dispositivo es propuesto con el fin de minimizar en un aplicación real los efectos colaterales (invasivos) comúnmente producidos por métodos tradicionales en la evaluación de la densidad ósea que usan radiación ionizante en su diagnóstico; algunos métodos son; la absorciometría fotónica simple (SPA), absorciometría fotónica dual (SPA), absorciometría radiológica simple (SXA), absorciometría de doble energía de rayos X (DXA), tomografía cuantitativa computarizada (QCT), densitometría por ultrasonidos (BUA), entre otros. La importancia del diagnóstico óseo es debido a que muchas enfermedades alteran el proceso de recambio óseo y estas llevan a que se presente una disminución de la resistencia del hueso por desmineralización. Existe evidencia de un alto número de condiciones sistémicas que afectan la calidad del hueso entre las cuales se pueden mencionar: Raquitismo y Osteomalacia, Hiperparatiroidismo, Hipogonadismo, Hipertiroidismo, Diabetes Mellitus - Tipo I, Enfermedad de Cushing. Enfermedades relacionadas con el desequilibrio de la remodelación ósea: Enfermedad de Paget, Osteoporosis por desuso, Displasia ósea esclerosante (osteopetrosis). Enfermedades relacionadas por trastornos de colágeno: Osteogénesis Imperfecta, Escorbuto, Síndrome de Marfan, Síndrome de Ehlers-Danlos entre otras.

El dispositivo propuesto en este proyecto estará basado en estructuras de flexión (vigas empotradas) que permitan acoplarse a los dientes para generar en alta frecuencia micro-movimientos (amplitudes en micrómetros) que sean transmitidos a través de las estructuras dentales, con el fin de conseguir una respuesta desde la estructura ósea detectada por un material piezoeléctrico adherido al dispositivo. Este puede ser actuador y sensor simultáneamente. El método propuesto consiste en aplicar la técnica EMI (electro-mechanical impedance) aplicada en el monitoreo de la integridad estructural (SHM) y evaluación no destructiva, ya que es muy sensible a los cambios estructurales. En

este estudio la técnica EMI será extrapolada para diferenciación ósea desde estructuras dentales. Actualmente, no existe una metodología que permita monitorear los cambios densitométricos óseos en intervalos de tiempo determinados, ya que los métodos actuales están limitados por el nivel de exposición ionizante permisible en un paciente. Los métodos actuales usados para evaluar la densidad ósea son costosos y altamente invasivos. El método propuesto en este proyecto permitirá diagnósticos tempranos de bajo costo, evaluación rápida y repetible.

2 AREA PROBLEMÁTICA Y PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

El hueso es un material compuesto que se caracteriza por sus excelentes propiedades mecánicas y por su poder de regeneración y reparación. El hueso protege los órganos, da soporte al sistema muscular y actúa como reservorio de minerales de calcio para su regulación metabólica. Permanentemente se remodela a lo largo de la vida para soportar las cargas generadas por el cuerpo y como también reparar las zonas que diariamente sufren micro-fracturas, preservando su resistencia e integridad estructural y adaptándose a las cambiantes exigencias mecánicas (Kiebzak y Ambrose, 2006). Para evaluar la densidad del hueso o su contenido mineral, actualmente se utilizan diferentes métodos diagnósticos que buscan establecer el porcentaje de contenido mineral presente en su volumen total, característica llamada "densidad mineral ósea" (Buck y Wheeler, 1969). Un examen integral de la densidad ósea determina la cantidad y calidad de mineral y constituye un indicador importante de los factores de riesgo de muchas enfermedades sistémicas que afectan el metabolismo óseo. Existen distintas condiciones que modifican la densidad ósea, y por consiguiente su resistencia, como los trastornos de la homeostasis mineral, la remodelación del hueso, las alteraciones del colágeno y los medicamentos que afectan directamente la calidad del hueso. Los cambios por trastornos promueven una alteración en el proceso de mineralización lo que finalmente hace que se reduzca la resistencia ósea afectando el equilibrio entre la aposición y reabsorción. En la actualidad existen diferentes métodos para determinar la densidad ósea, siendo los más comunes la absorciometría fotónica simple (SPA), absorciometría fotónica dual (SPA), absorciometría radiológica simple (SXA), absorciometría de doble energía de rayos X (DXA), tomografía cuantitativa computarizada (QCT), densitometría por ultrasonidos (BUA) entre otros reportados por Chugh et al. (2013). Es importante notar que la QCT es el único densitómetro tridimensional, capaz de diferenciar entre hueso cortical y trabecular, esto significa que puede diferenciar las diferentes densidades de cada subestructura ósea (Maki et al., 2013). En general, las técnicas mencionadas generan niveles variables de radiación ionizante indeseada y son de un alto costo económico (báñez, 2003) considerando adicionalmente que el personal que realiza el diagnóstico y los equipos requeridos deben ser especializados. En las últimas décadas se

han desarrollado diversas técnicas densitométricas capaces de cuantificar la masa ósea en distintas localizaciones pero estas siguen siendo invasivas y de alto costo (Chugh et al.,2013; Maki et al.,2013; báñez , 2003).

Los dientes son estructuras soportadas por los huesos maxilares, quienes brindan el soporte estructural necesario para una función masticatoria adecuada. Al estar embebida su porción radicular dentro del tejido óseo, los dientes constituyen un interesante elemento de interface del entorno exterior con el sistema esquelético. De esta manera, si las estructuras dentales son dislocadas de manera continua, se altera biológicamente su soporte óseo, como es el caso de la modificación estructural del hueso alveolar durante la aplicación de fuerzas Ortodónticas. Desde el punto de vista mecánico el soporte óseo brinda una condición de frontera de empotramiento, la cual podría ser identificada desde los dientes; ya que, si parámetros mecánicos como el amortiguamiento, rigidez y propiedades de material son modificados en el hueso, la respuesta dinámica de los dientes se altera, como recientemente ha sido demostrado en modelos experimentales por Tinoco et al. (2016); Tinoco et al. (2016b). En una exploración inicial se utilizaron transductores piezoeléctricos acoplados a una estructura dental inmersa en diferentes medios con el fin identificar la diferenciación estructural. Este estudio previo mostro que es factible la aplicación de la Técnica EMI para detectar cambios estructurales desde una pieza dental pero el estudio estaba limitado a un rango de frecuencias entre 0-10kHz. De acuerdo al planteamiento de la problemática identificada surge la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo estimar parámetros de densidad ósea con vibraciones de alta frecuencia (>10kHz) desde estructuras dentales usando la técnica EMI?

La pregunta de este proyecto estará enfocada en:

¿Cómo estimar parámetros de sustratos (material que imita el soporte óseo de los dientes) con vibraciones de alta frecuencia (>10kHz) usando la técnica de impedancia electromecánica?

3 JUSTIFICACIÓN

El cuerpo humano está conformado por 206 huesos, los cuales contienen el 99% del calcio corporal total y juegan un papel importante en su preservación. Entre las funciones del hueso está dar soporte estructural al cuerpo, proteger los órganos vitales, proveer la unión fija para músculos y tendones, además de contener la médula ósea (Zárate et al.,2003).

La estructura ósea se compone de 80% de hueso cortical y 20% de hueso trabecular. La cortical ósea es densa y sólida (envuelve a la médula y al hueso trabecular) y el hueso esponjoso es una estructura más flexible. El hueso cortical presenta una superficie perióstica (tejido conectivo fibroso) en la parte externa. La cortical alberga vasos sanguíneos, fibras nerviosas, y nutre a los osteoblastos (células agentes del proceso de formación de hueso) y osteoclastos (células agentes del proceso de reabsorción ósea), los cuales mantienen un equilibrio en el proceso de regeneración ósea que están directamente asociados con la densidad (Caeiro et al.,2013).

El hueso cortical refiere menos actividad en su parte metabólica en comparación con el hueso trabecular. En cuanto a la porosidad del hueso cortical, es por lo general inferior al 5% dependiendo de la proporción de remodelación activa e inactiva de los sistemas de Havers (Velásquez-Forero, 2009). Un incremento en la remodelación cortical causa un aumento en la porosidad y la consecuente disminución de la masa ósea. Adultos mayores sanos normalmente experimentan adelgazamiento del espesor cortical y aumento de la porosidad (Gasull, 2009).

Estructuralmente el hueso esponjoso o trabecular está compuesto por subestructuras en forma de barras o placas que forman ramificaciones y están orientadas a lo largo de las líneas de esfuerzo. Debido a que es más ligero que el hueso cortical, el trabeculado proporciona más superficie para la remodelación ósea y es más activo metabólicamente. Dado que la pérdida ósea comienza en las superficies, los cambios en la masa ósea se producen primeramente y en mayor medida en el hueso trabecular que en el cortical.

En consecuencia, el hueso esponjoso es más sensible a la alteración de la densidad ósea.

Se denomina remodelación al proceso que renueva constantemente los huesos para mantener su resistencia y la homeostasis mineral; consiste tanto en la reabsorción (eliminación de hueso) de hueso en zonas con bajo estímulo mecánico (esfuerzo o deformación unitaria) como en la aposición, sustitución por matriz proteínica recién sintetizada y su posterior mineralización, convirtiéndose en hueso nuevo. Esto optimiza el hueso de forma permanente y evita que se acumulen micro-lesiones (Brand, 2009).

Muchas enfermedades alteran el equilibrio metabólico óseo y conllevan a que se presente una disminución de la densidad y consecuentemente de la resistencia del hueso. Existe evidencia de un alto número de condiciones sistémicas que afectan la calidad del hueso entre las cuales se pueden mencionar:

A. Trastornos del homeostasis mineral ósea: 1. Raquitismo y Osteomalacia, Hiperparatiroidismo, Hipogonadismo, Hipertiroidismo, Diabetes Mellitus - Tipo I, Enfermedad de Cushing. 2. Enfermedades relacionadas con el desequilibrio de la remodelación ósea: a. Enfermedad de Paget, Osteoporosis por desuso, Displasia ósea esclerosante (osteopetrosis). 3. Enfermedades relacionadas por trastornos de colágeno: a. Osteogénesis Imperfecta, Escorbuto, Síndrome de Marfan, Síndrome de Ehlers-Danlos entre otras. 4. Determinados medicamentos pueden afectar el metabolismo óseo originando pérdida ósea, entre los que se encuentran glucocorticoides, heparina, warfarina, ciclosporina, medroxiprogesterona, citostáticos, hormona tiroidea o anticomiciales, Glucocorticoides, agentes quimioterapéuticos, fármacos antirreumáticos (DMARD) y Bifosfonatos. Mientras que otros, como los diuréticos tiazídicos pueden minimizar la pérdida ósea al inhibir la eliminación urinaria de calcio anticomiciales. Mientras que otros, como los diuréticos tiazídicos pueden minimizar la pérdida ósea al inhibir la eliminación urinaria de calcio (Kanis et al. , 1992).

Este proyecto se enfoca en el diagnóstico de alteraciones en el metabolismo óseo que pueden ser detectados tempranamente evaluando y/o monitoreando la densidad como

parámetro de referencia. A continuación se enumeran las alternativas actuales de diagnóstico de trastornos en la densidad ósea, las cuales en su mayoría son de alto costo y producen efectos adversos en el paciente (radiación ionizante); lo cual evidencia la carencia de una herramienta de diagnóstico de la densidad ósea menos invasiva, de bajo costo, que presente menor inocuidad para que pueda ser usada de forma más liberal y universal para evaluar trastornos del metabolismo óseo como lo enfatiza Fogelman y Blake (2000). en su revisión de literatura.

La evaluación cuantitativa de la macro-estructura del hueso se puede realizar por:

1. DXA absorciometría de rayos X de energía dual (DXA) o densitometría ósea, es una forma mejorada de tecnología de rayos X. Por ser radiación ionizante, siempre se presentará una leve probabilidad de cáncer, problemas en la gestación, etc., como consecuencia de la exposición a la radiación. La dosis efectiva de radiación de este procedimiento varía. Esta técnica no hay detección de la arquitectura ósea es decir no diferencia entre hueso cortical y trabecular. Otra limitante es que en pacientes obesos registra una evaluación incorrecta (Landa, 2003).

2. Tomografía computarizada (TC) y Resonancia Magnética: Tienen características de imagenología tridimensional y pueden ser útiles para resolver casos clínicos con alteraciones en la densidad ósea. Mide la densidad de manera volumétrica y no como área superficial como hace DXA (Berrocal Kasay, 1997).

La evaluación de la microestructura del hueso trabecular puede ser obtenida por:

1. Ultrasonido Cuantitativo (QUS): Evalúa los cambios en la arquitectura trabecular y cortical y la fatiga acumulada, utilizado cada vez más por su bajo costo comparativo, portabilidad y la baja exposición a la radiación ionizante. La transmisión de los ultrasonidos en intervalos de frecuencias entre 200 kHz y 1,5 MHz refleja la densidad y la estructura ósea a través de los tejidos blandos. Esta técnica tiene desventajas en cuanto a la precisión y exactitud porque depende de la accesibilidad de los sitios de medición.

2. Tomografía computarizada cuantitativa (QCT y TCQP): Es la modalidad única que mide la densidad ósea real en un determinado volumen (mg / cm^3) y sin la superposición de otros tejidos, y a diferencia de DXA, permite una evaluación selectiva de ambos trabecular y cortical. Tiene como limitantes altas dosis de radiación, difícil accesibilidad y alto costo (Kanis et al. , 1992).

3. QCT periférica de barrido escáneres de TC periféricos están diseñados para medir la densidad mineral ósea y la morfología ósea en el radio y la tibia. Son más pequeños que los escáneres de TC de todo el cuerpo móvil y menos costoso. Es de alta resolución. Como desventaja tiene que solo ofrece pocos datos disponibles transversalmente (Ward et al.,2005).

En vista de lo anterior el desarrollo tecnológico de una metodología que permita cuantificar la densidad ósea por una técnica no invasiva de bajo costo y de riesgo mínimo, puede marcar un alto impacto y una diferencia significativa en el diagnóstico temprano, seguimiento y monitoreo de los trastornos del metabolismo óseo y sus consecuencias en relación con técnicas utilizadas actualmente (innovación).

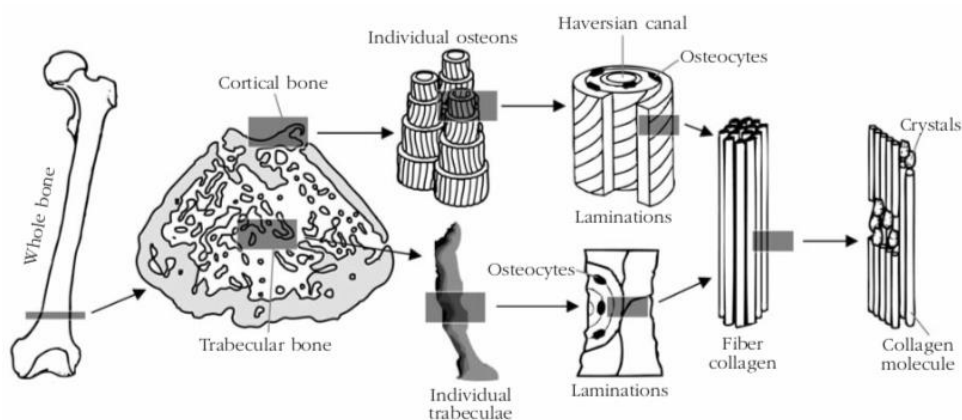
4 REFERENTE TEÓRICO

4.1 LA ESTRUCTURA DEL HUESO Y SUS PROPIEDADES BIOMECÁNICAS

El hueso se encuentra formado principalmente por una matriz orgánica de Colágeno tipo I y por una matriz mineralizada que corresponde a los cristales de hidroxapatita y fosfatasa cálcica. La disposición de las fibras colágenas le da al hueso la resistencia a la tracción longitudinal y son en gran parte las responsables de su elasticidad. El colágeno le da al hueso características biomecánicas, las cuales van a depender de la cantidad y la orientación de las fibras. Cuando se presenta alguna condición sistémica, estas características se ven afectadas.

Los cristales se encuentran en los espacios de la matriz orgánica y éstos son los responsables de la rigidez del hueso y de su resistencia a la compresión; lo que quiere decir que estas características de los cristales van a depender de la cantidad del mineral, de cómo se encuentre éste envuelto y según la disposición de los cristales que se encuentran alrededor de las fibras de colágeno.

Figura 1 Representación esquemática de los diferentes niveles de estructura jerárquica del hueso.



Fuente: Tomada de Cairo et al. (2013).

Para poder conocer y comprender las propiedades biomecánicas del hueso, es necesario tener en cuenta sus diferentes niveles estructurales. El hueso, en común con otros

materiales biológicos, tiene lo que se conoce como una estructura jerárquica compuesta de diferentes niveles a medida que varía la escala como se muestra en la Figura 4.1 (Caeiro et al., 2013).

Éstos niveles se definen en la (Tabla 4.1), según las clasificaciones establecidas por diferentes autores en los últimos años (Rho et al., 1998; Weiner y Wagner, 1998; Goldstein et al. 1999. Martin et al., 2015). Cada una de éstas escalas o niveles jerárquicos influyen en las características biomecánicas del hueso.

Figura 2 Clasificación y definición de los niveles jerárquicos del hueso propuestos por diferentes autores; tomada de la referencia.

Hierarchical level	Principal components	Reference
Macrostructure	Cortical and trabecular bone	(Rho et al., 1998) ³
Microstructure	Individual osteons and trabeculae	
Sub-microstructure	Layers	
Nanostructure	Fibrillar collagen and mineral components	
Sub-nanostructure	Molecular structure of the different elements	
Level 7	Whole bone	(Weiner and Wagner, 1998) ³
Level 6	Cortical and trabecular bone	
Level 5	Osteons	
Level 4	Patterns of the fibres (mature bone vs interstitial bone)	
Level 3	Collagen fibres	
Level 2	Fibrils of collagen and minerals	
Level 1	Molecules	(Hoffler et al., 2000) ³
Whole bone level	Whole bone or bone representative of both subtypes	
Architectural level	Cortical or trabecular bone	
Tissue level	Individual trabeculae and osteons	
Laminar level	Layers	
Ultrastructural level	Mineral and molecular components	(An, 2000) ⁶
Macrostructure	Whole bone or bone representative of both subtypes	
Architecture	Blocks of cortical or trabecular bone	
Microstructure	Trabeculae and individual osteons	
Sub-microstructure	Layers, large collagen fibers	
Ultra- or nanostructure	Fibrils and molecules of collagen, mineral components	

Fuente: Tomada de Caeiro et al. (2013).

El hueso presenta una estructura ordenada; y cada uno de sus componentes influirá en sus características biomecánicas.

4.2 BIOMECÁNICA DEL HUESO ENTERO

El análisis biomecánico del hueso siempre debe ir acompañado de un análisis de su geometría. Se pueden utilizar pruebas de hueso entero para analizar las propiedades mecánicas de sus componentes estructurales, lo que es útil en el análisis de los efectos que diversos factores, como la edad, las enfermedades osteo-degenerativas y sus tratamientos correspondientes, los cuales provocan alteración en las propiedades biomecánicas del hueso.

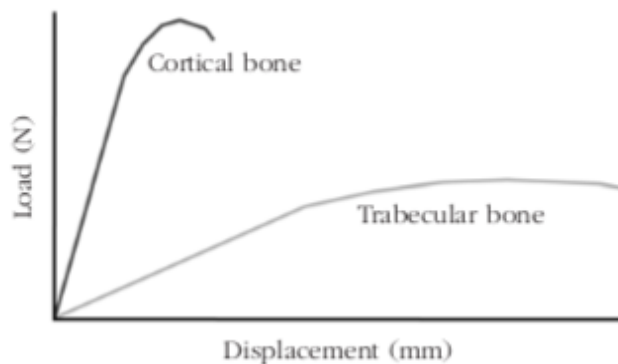
Para comprender el comportamiento mecánico del hueso entero, se han utilizado pruebas de compresión y flexión y en menor medida, de torsión. En las pruebas de flexión, las medidas consisten en valores simples de caídas y cargas de fractura, y rigidez (inclinación de la zona elástica). También es posible obtener un valor para el módulo de Young, pero estos cálculos ignoran la heterogeneidad y la compleja geometría del hueso, ya que se supone que el hueso es un tubo hueco perfecto, lo que significa que el valor obtenido es simplemente aproximado (Sharir et al.,2008). Sin embargo, es el método más comúnmente utilizado para estimar las propiedades mecánicas del material óseo en el hueso entero.

El hueso es más resistente a la compresión que a la tracción, y es aún más débil ante las fuerzas de cizallamiento (Turner, 2006). Por ejemplo, cuando un hueso largo se carga en una dirección perpendicular a su eje longitudinal, sufre una carga de flexión, ya que el lado impactado está cargado por compresión, mientras que el lado opuesto está cargado por tracción. Como resultado, el hueso comenzará a fallar mecánicamente en el lado opuesto al impacto (el lado sujeto a la tracción), ya que alcanzará su punto de máxima resistencia antes del lado sujeto a la compresión.

4.3 BIOMECÁNICA DE LOS COMPONENTES DEL TEJIDO

Existen dos subtipos del tejido óseo: El hueso cortical y el hueso trabecular o esponjoso. Las diferencias estructurales del hueso cortical y trabecular tienen implicaciones biomecánicas importantes. El hueso cortical tiene un módulo de elasticidad mayor, lo que significa que su curva tensión-deformación tiene una mayor inclinación, es decir, éste es capaz de soportar un mayor grado de carga por unidad de superficie, con un bajo índice de deformación, lo que le concede una gran rigidez. Sin embargo, el hueso trabecular o esponjoso tiene un módulo de Young más bajo, lo que se describe biomecánicamente con una curva aplanada, lo que significa que la carga soportada por unidad de superficie es menor, con un mayor índice de deformación lo que le atribuye mayor flexibilidad (Caeiro et al., 2013).

Figura 3 Curva de carga-desplazamiento del comportamiento biomecánico característico de los diferentes tipos de tejido.



Fuente: Tomada de Caeiro et al. (2013).

4.4 BIOMECÁNICA DEL HUESO CORTICAL O COMPACTO

Las propiedades mecánicas del hueso cortical dependen del tipo de prueba a la que se someta. En la (Tabla 4.2) se muestran los valores de resistencia y módulo de elasticidad para el hueso cortical humano. Las variaciones en los valores se deben principalmente a la

región anatómica de donde provienen y la edad de la muestra. (Reilly et al., 1974; Burstein et al., 1976; Cezayirlioglu et al., 1985; Keller et al., 1990; Cuppone et al., 2004).

Figura 4 Valores de resistencia máxima y módulo elástico del hueso cortical humano para los diferentes tipos de pruebas mecánicas.

Compression tests	Resistance	167 – 213 MPa
	Young's modulus	14.7 – 34.3 GPa
Tracción test	Resistance	107 – 170 MPa
	Young's modulus	11.4 – 29.2 GPa
Bending tests	Resistance	103 – 238 MPa
	Young's modulus	9.8 – 15.7 GPa
Torsion test	Resistance	65 – 71 MPa
	Young's modulus	3.1 – 3.7 GPa

Fuente: Tomada de Caeiro et al. (2013).

4.5 BIOMECÁNICA DEL HUESO TRABECULAR O ESPONJOSO

Las propiedades estructurales del hueso trabecular generalmente se determinan mediante pruebas de compresión, tracción o flexión.

La relación volumétrica del hueso trabecular desempeña un papel muy importante en la resistencia mecánica del hueso, ya que el número de trabéculas y su conectividad también son muy importantes en el comportamiento biomecánico del hueso esponjoso.

Estas trabéculas están dispuestas vertical y horizontalmente, siendo la última disposición de vital importancia para la resistencia del hueso.

La evaluación cuantitativa de la macro-estructura del hueso se puede realizar por:

1. DXA absorciometría de rayos X de energía dual (DXA) o densitometría ósea, es una forma mejorada de tecnología de rayos X. Por ser radiación ionizante, siempre se presentará una leve probabilidad de cáncer, problemas en la gestación, etc., como

consecuencia de la exposición a la radiación. La dosis efectiva de radiación de este procedimiento varía. Esta técnica no hay detección de la arquitectura ósea es decir no diferencia entre hueso cortical y trabecular. Otra limitante es que en pacientes obesos registra una evaluación incorrecta (Landa, 2003).

2. Tomografía computarizada (TC) y Resonancia Magnética: Tienen características de imagenología tridimensional y pueden ser útiles para resolver casos clínicos con alteraciones en la densidad ósea. Mide la densidad de manera volumétrica y no como área superficial como hace DXA (Berrocal Kasay, 1997).

La evaluación de la microestructura del hueso trabecular puede ser obtenida por:

1. Ultrasonido Cuantitativo (QUS): Evalúa los cambios en la arquitectura trabecular y cortical y la fatiga acumulada, utilizado cada vez más por su bajo costo comparativo, portabilidad y la baja exposición a la radiación ionizante. La transmisión de los ultrasonidos en intervalos de frecuencias entre 200 kHz y 1,5 MHz refleja la densidad y la estructura ósea a través de los tejidos blandos. Esta técnica tiene desventajas en cuanto a la precisión y exactitud porque depende de la accesibilidad de los sitios de medición.

2. Tomografía computarizada cuantitativa (QCT y TCQP): Es la modalidad única que mide la densidad ósea real en un determinado volumen (mg / cm^3) y sin la superposición de otros tejidos, y a diferencia de DXA, permite una evaluación selectiva de ambos trabecular y cortical. Tiene como limitantes altas dosis de radiación, difícil accesibilidad y alto costo (Kanis et al., 1992).

3. QCT periférica de barrido escáneres de TC periféricos están diseñados para medir la densidad mineral ósea y la morfología ósea en el radio y la tibia. Son más pequeños que los escáneres de TC de todo el cuerpo móvil y menos costoso. Es de alta resolución. Como desventaja tiene que solo ofrece pocos datos disponibles transversalmente (Ward et al., 2005).

4.6 IMPEDANCIA ELECTROMECHANICA DE PIEZO-TRANSDUCTORES

Los materiales piezoeléctricos presentan propiedades electromecánicas que se han aprovechado en estructuras con diferentes propósitos, por ejemplo, para monitorear la integridad estructural en el espectro de frecuencia (Park e Inman, 2007; Annamdas y Radhika, 2013; Annamdas y Soh, 2016). Si un transductor piezoeléctrico (PT) se deforma por fuerzas externas dinámicas, las cargas eléctricas se mueven a través de la dirección de polo, produciendo un campo eléctrico a través de su espesor (sensor). En el caso contrario, cuando se aplica un campo eléctrico en él, cambia su forma (actuador). Este efecto permite deformar una estructura de alojamiento para obtener información indirecta a través de mediciones eléctricas (Sirohi y Chopra, (2000); Tinoco y Serpa, 2016).

Se pueden aplicar dos enfoques; el primero es medir las señales eléctricas causadas por deformaciones localizadas y el segundo está asociado con la determinación de las propiedades eléctricas del PT, es decir, la impedancia eléctrica. Durante los últimos años, el segundo enfoque ha demostrado un gran potencial debido a la capacidad de correlacionar las variaciones estructurales (cambios físicos) de la estructura de alojamiento con las de la impedancia eléctrica del sensor acoplado (Hu et al. 2014; Fu et al., 2015; Tinoco y Marulanda, 2015; Tinoco et al., 2016).

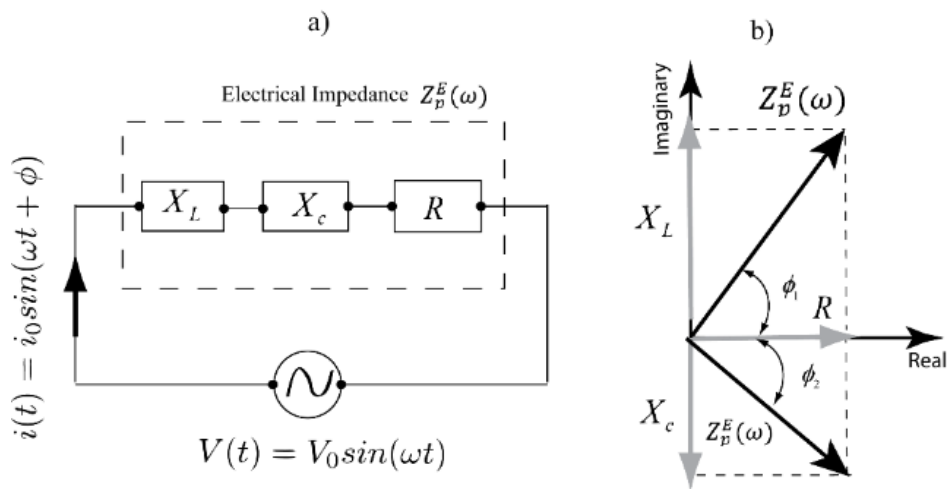
Es bien sabido que las propiedades eléctricas de los transductores piezoeléctricos (PT) están acopladas a las propiedades mecánicas debido al fenómeno electromecánico. Por ejemplo, cuando se deforma un transductor piezoeléctrico; las cargas eléctricas se producen a través de la dirección del polo o cuando se aplica un campo eléctrico cambia su forma (Tinoco y Serpa, 2016). Según Sirohi y Chopra (2000). PT puede analizarse como un circuito eléctrico abierto o cortocircuito, respectivamente. Si un transductor piezoeléctrico está conectado a un circuito eléctrico, esto se considera como un elemento resistivo-capacitivo (Liang et al., 1994). Esto significa que no hay inductancia en un transductor piezoeléctrico

Entonces, las propiedades de los circuitos eléctricos satisfacen al PT. Por lo tanto, la impedancia eléctrica está compuesta por una parte real (resistencia) y una parte imaginaria (reactancia) y puede describirse como

$$Z_p^E(\omega) = \frac{V}{i} = R + Xj, \quad (1)$$

Donde ω es la frecuencia, X es la reactancia que puede ser inductiva y capacitiva; siendo V e i la tensión de entrada y la corriente de salida. En términos prácticos, las constantes internas X se pueden determinar utilizando una identificación de parámetros a partir de la impedancia eléctrica.

Figura 5 Combinación en serie del circuito LCR (resistencia R, inductancia L y capacitancia C). b) Triángulo de impedancia para circuito RLC.



Fuente: Tomada de (Tinoco et al., 2016a).

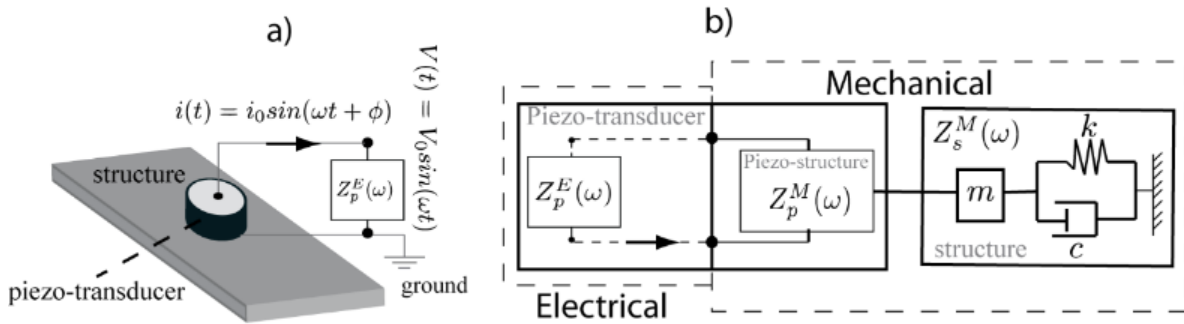
La Figura 4.4a muestra un modelo simple que combina un sistema mecánico con un sistema eléctrico. Liang et al. (1994) determinaron la admitancia electromecánica (inversa de la impedancia eléctrica) de éste sistema dinámico y obtuvieron un modelo

unidimensional de una lámina de transductor piezoeléctrico adherida a una estructura de la siguiente manera:

$$Y_p^E(\omega) = \frac{2\omega j w_p}{h_p} \left[e_{33} - d_{31}^2 \bar{y}^E + \left(\frac{Z_p^M(\omega)}{Z_p^M(\omega) + Z_s^M(\omega)} \right) d_{31}^2 \bar{y}^E \left(\frac{\tan(kl_p)}{kl_p} \right) \right], \quad (2)$$

Donde, h_p es el grosor, l_p es la longitud, w_p es el ancho de la lámina piezoeléctrica, d_{31} es el coeficiente de deformación piezoeléctrica correspondiente a las coordenadas $x(1)-z(3)$, $\bar{y}^E = y^E(1+\eta)$ es el módulo de Young de la lámina piezoeléctrica, en campo eléctrico constante y $\bar{\epsilon}^\sigma = \epsilon^\sigma(1+\delta)$ es la permitividad eléctrica compleja del piezoeléctrico material en constante estrés. η y δ denotan tanto la pérdida mecánica como los factores de pérdida dieléctrica $Z_p^M(\omega)$ y $Z_s^M(\omega)$ son las impedancias mecánicas de la lámina y estructura piezoeléctrica.

Figura 6 Esquema electromecánico piezo-transductor-estructura. b) Sistema electromecánico acoplado de un grado de libertad.



Fuente: Tomada de (Tinoco and Marulanda, 2014).

La ecuación (2) muestra que las impedancias mecánicas de ambas estructuras están acopladas a la admitancia eléctrica. Es importante reconocer que la impedancia mecánica refleja las propiedades de un sistema de vibración lineal. Por lo tanto, no dependen de fuerzas externas ni desplazamientos. La dependencia puede ocurrir solo si el sistema dinámico tiene un comportamiento no lineal, como la fricción o la dependencia de la

frecuencia del material. Una descripción detallada del análisis modal se puede revisar en Fu y He (2000).

5 OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL DEL MACROPROYECTO

Desarrollar un método para la Identificación de cambios en la densidad ósea desde estructuras dentales utilizando un dispositivo vibratorio de alta frecuencia mediante la técnica EMI (Electromechanical impedance).

5.1.1 OBJETIVO GENERAL – ESPECÍFICO DEL PROYECTO

Desarrollar una técnica con un dispositivo piezo-actuado para identificar y diferenciar parámetros mecánicos de sustratos (materiales para embeber dientes) por medio correlaciones obtenidas desde la impedancia eléctrica.

5.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar un dispositivo electromecánico (que incluya un piezo-transductor) que actúe como sensor y pueda ser acoplado a piezas dentales.
- Diseñar índices con las medidas de la Impedancia Electromecánica obtenida desde el piezo-dispositivo para identificar cambios en la rigidez y diferenciación del sustrato.
- Validar experimentalmente los índices para dos casos; identificación de material y variación de la rigidez en los sustratos.

6 METODOLOGÍA

6.1 MÉTODO 1:

Diferenciación estructural de sustancias de soporte del diente usando un ensamble de bracket-viga-piezoeléctrico la Técnica de la Impedancia Electromecánica

Resumen

En esta sección se describe un método experimental para identificar y diferenciar las subestructuras que definen las condiciones de contorno en una estructura principal. Para este propósito, la estructura principal está compuesta por un diente con un soporte de acero inoxidable unido a la corona. Posteriormente, se fija una viga "inteligente" a la ranura del soporte. La parte de la raíz del diente se incrustó en diferentes materiales de apoyo (subestructura) para definir su condición de contorno y para realizar cada prueba experimental. Transductores piezoeléctricos paralelos se unieron a un haz para obtener su impedancia eléctrica. Después de fijarse al soporte, el haz aplica un estímulo al diente, que a su vez excita la subestructura donde se implanta, con el fin de leer sus respuestas con la técnica de impedancia electromecánica.

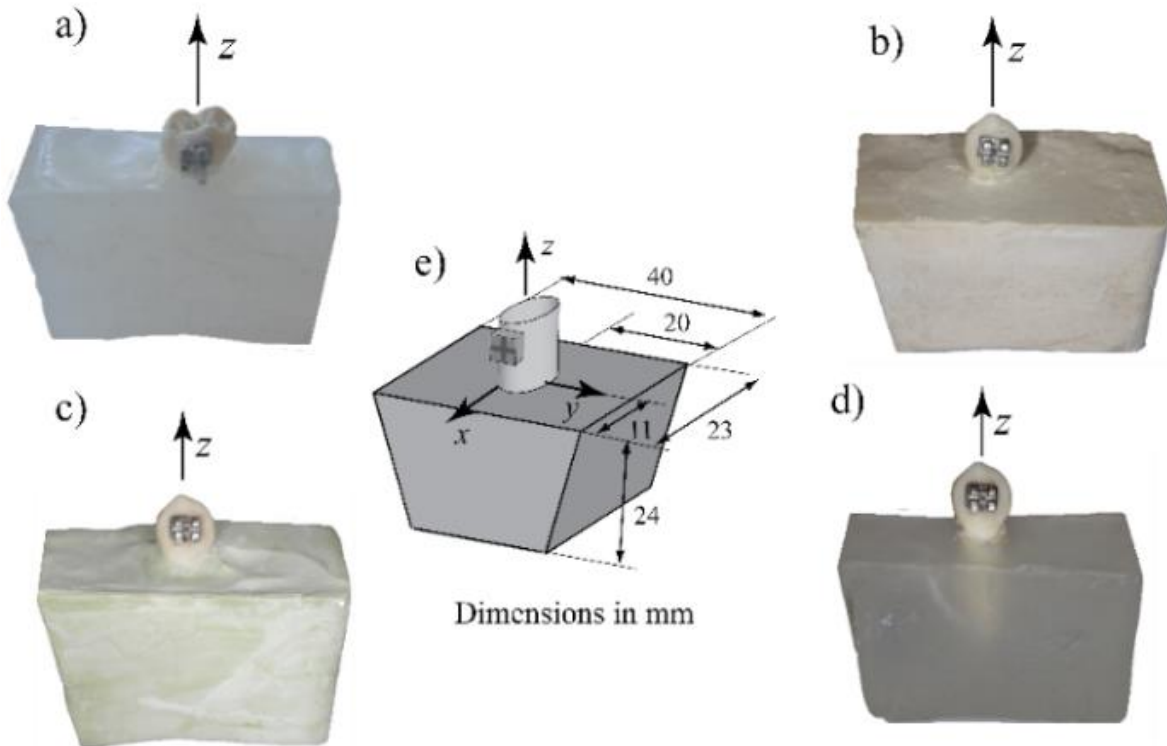
6.1.1 Materiales y Métodos

La impedancia eléctrica se refiere a la oposición que se hace a la corriente cuando se aplica un voltaje armónico en el circuito. La interacción de los elementos que componen el circuito depende del espacio en el que se analizan, ya que estos elementos se pueden realizar en el dominio del tiempo o en el espectro de frecuencias.

En este estudio, se aplicará la técnica de impedancia electromecánica para evaluar las sustancias de soporte de los dientes por medio de un instrumento construido, que contiene un transductor piezoeléctrico denominado sensor piezoeléctrico de haz de soporte (BBPS). Esto con el objetivo de diferenciar el material utilizado como sustancia de soporte con una medida indirecta dada por la impedancia electromecánica del transductor piezoeléctrico que se adjunta al BBPS. Los principios de funcionamiento del sensor diseñado se explicarán en

la siguiente sección. Para las pruebas experimentales, solo dos dientes (molares y caninos) se eligen como estructuras principales y están incrustados en las sustancias de soporte; en la Figura 7 se muestra un esquema.

Figura 7. a) Molar en silicona blanca. b) Canino en yeso blanco c) Canino en yeso verde. d) Canino en acrílico transparente.



Para cada diente (molar y canino), se preparan cuatro sustancias de soporte, que se enumeran en la Tabla 6.1. Los materiales utilizados son: Silicona blanca Figura 6.1a, y eso blanco Figura 6.1b, Yeso verde Figura 6.1c, y Acrílico transparente Figura 6.1d.

Las muestras de prueba se diseñaron originalmente con 40 mm de longitud, 23 mm de ancho y 24 mm de altura como se muestra en la Figura 6.1. La ubicación del diente se establece en el centro de la muestra de soporte del diente. Evitar influencias de factores en los experimentos; el diente canino y el diente molar se insertan por separado en las mismas

sustancias de soporte. Además, en cada diente se unió un bracket en la corona para unirse a la BBPS. La preparación de las cuatro sustancias de soporte se enumera en la Tabla 1

Tabla 1 Materiales de los sustratos

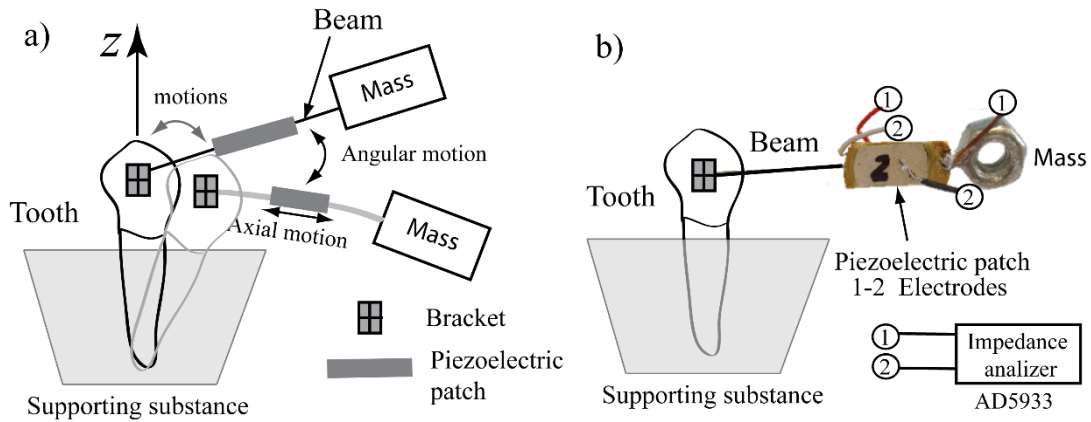
Item	Material	Proportion	Curing time	Commercial house
1	White silicon	60 ml	24 hours	Sikasil®
2	Hard Rock 2 (White gypsum)	100 gr in powder for 40 ml of water	5-7 min	General plaster®
3	Hard Rock 5 (Green gypsum)	100 gr in powder for 40 ml of water	10 min	Whip Mix®
4	Transparent Acrylic	Monomer 60 ml and polymer 60 ml	15 min	Veracril®

6.1.2 Configuración experimental y principios del sensor piezoeléctrico de viga de soporte (BBPS)

Para estudiar la viabilidad de la diferenciación de las sustancias de soporte del diente, se propone una configuración experimental en esta sección. Explicaremos el funcionamiento del sensor piezoeléctrico diseñado y los procedimientos utilizados para las pruebas experimentales que aplican la técnica de impedancia electromecánica. La prueba experimental está compuesta por cuatro elementos principales; I) BBPS; II) diente; III) sustancia de soporte; y IV) instrumento de medida (analizador de impedancia AD5933). Como se mencionó anteriormente, se prepararon dos dientes y cuatro sustancias de soporte para el experimento.

En la Figura 6.2a se muestra un dibujo esquemático del principio fundamental de la BBPS. BBPS está compuesto por una viga que es un cable de acero inoxidable utilizado en los tratamientos de Ortodoncia. Además, en el cable están unidos parches piezoeléctricos con un adhesivo epoxi y en un extremo del cable se agrega una masa como se muestra en la Figura 6.2b.

Figura 8 a) Principio de funcionamiento del BBPS. b) BBPS acoplado al diente



La prueba experimental se define de la siguiente manera; BBPS está unido al bracket unido al diente que está incrustado en la sustancia de soporte. El objetivo es mover la masa del haz del sistema mecánico por el inercial producido cuando los parches piezoeléctricos se activan por la señal eléctrica armónica emitida por el analizador de impedancia. Suponemos que la masa del haz mueve el diente causado por la flexión de la misma. Es importante aclarar que los experimentos están diseñados para probar que BBPS puede medir el sustrato de soporte independientemente en el diente, si es canino o molar, en este caso. La metodología presentada debe validar la correlación entre los sustratos de soporte obtenidos tanto del diente canino como del molar. El espectro de frecuencia determinado para el experimento se define entre 5 y 10KHz.

6.2 MÉTODO 2: Diferenciación Estructural de sustancias de soporte dental con la Técnica de la Impedancia Electromecánica.

Resumen

Esta sección muestra un método experimental para identificar y diferenciar materiales que actúan como restricciones en una estructura de acoplamiento, que define las condiciones de contorno. La estructura principal está compuesta por un diente con un bracket de acero inoxidable unido a la corona, que a su vez está acoplado a una viga "inteligente" (materiales piezoeléctricos unidos) fijada a la ranura del bracket. La parte de la raíz del diente está embebida en diferentes materiales de apoyo (subestructuras), que generan condiciones de sujeción al diente. Una subestructura compuesta por transductores piezoeléctricos se une a la viga para generar vibraciones en el sistema. El método aplica vibraciones de alta frecuencia (entre 5-10 KHz) a través del haz que a su vez mueve el diente, obteniendo una respuesta mecánica del material donde se implanta. Para cuantificar las respuestas mecánicas, la impedancia eléctrica se lee de los transductores piezoeléctricos mediante la técnica de impedancia electromecánica (EMI).

6.2.1 Materiales y Métodos

Para las pruebas experimentales, solo dos dientes (molar y canino) se eligen como estructuras principales y están incrustados en las sustancias de soporte; como se muestra en la Figura 6.3. Para cada diente (molar y canino), se preparan cuatro sustancias de soporte y los materiales se enumeran en la Tabla 6.2. Los materiales utilizados son: Silicona transparente - Tipo I (Molar), Yeso blanco, Yeso verde, Acrílico transparente y Silicona negra Tipo II (Canino).

Las muestras de prueba se diseñaron originalmente con 40 mm de longitud, 23 mm de ancho y 24 mm de altura como se muestra en la Figura 6.3b. La preparación se llevó a cabo en un molde estándar hecho para este propósito. El tiempo de preparación de cada material se describe en la Tabla 6.2.

Figura 9 a) Sustancias de soporte b) Especificación de dimensiones.

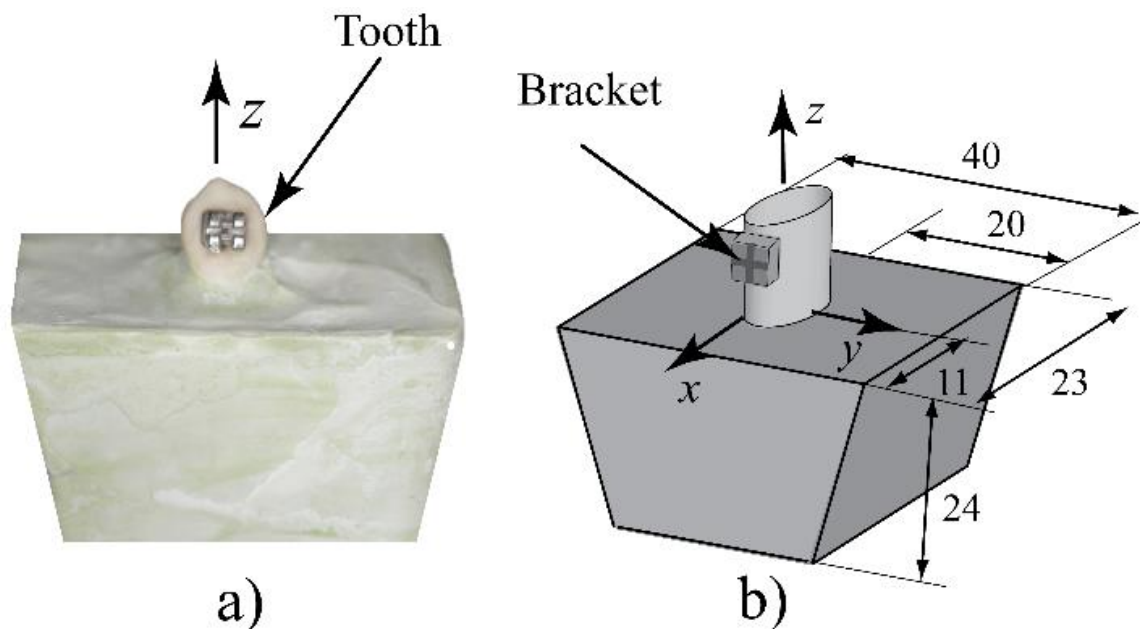


Tabla 6.2 sustratos con dientes

Teeth	Material	Proportion	Curing time	Commercial house
Canine	Black silicone (Type I)	60 ml	24 hours	Sikasil®
Molar	Transparent silicone (Type II)	60 ml	24 hours	Sikasil®
Canine-Molar	Hard Rock 2 (White gypsum)	100 gr/ in powder for 40 ml of water	5-7 min	General plaster®
Canine-Molar	Hard Rock 5 (Green gypsum)	100 gr/ in powder for 40 ml of water	10 min	Whip Mix®
Canine-Molar	Transparent Acrylic	Monomer 60 ml/ polymer 60 ml	15 min	Veracril®

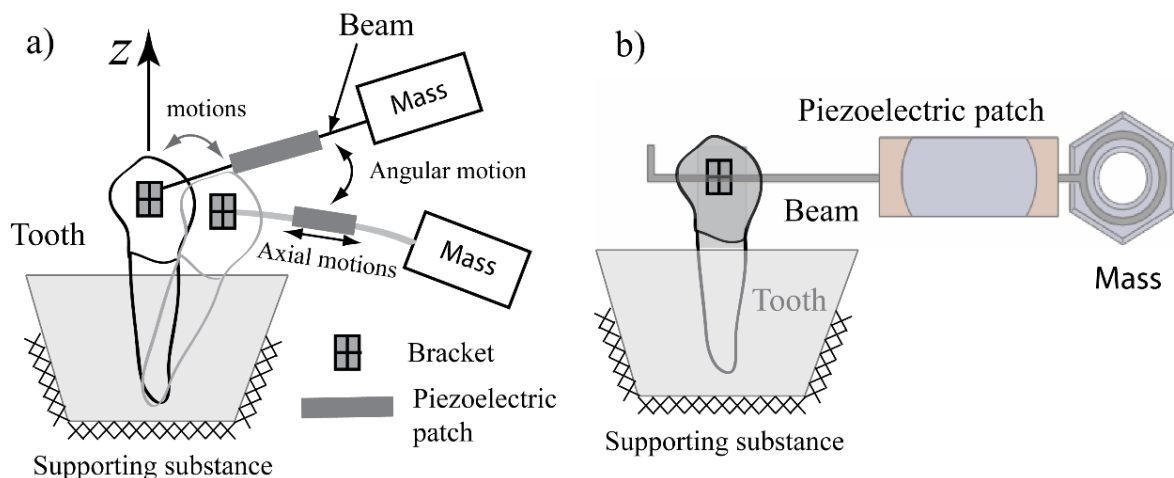
La ubicación y posición del diente se estandariza utilizando una plantilla de goma sobre la cual se encuentra el diente en el centro de la muestra de soporte del diente.

Evitar influencias de factores en los experimentos; el canino y el molar están integrados por separado en las mismas sustancias de soporte con el objetivo de demostrar que los materiales pueden identificarse independientemente de la interfaz integrada, que en este caso está representada por los dientes. Posteriormente, se une un bracket de acero inoxidable en el centro de la superficie vestibular de cada corona dental. El slot del bracket sirve como mecanismo de retención para la viga que se usará como sensor, como se describe en la siguiente sección.

6.2.2 Principios de configuración experimental y sensor piezoeléctrico de viga de soporte (BBPS)

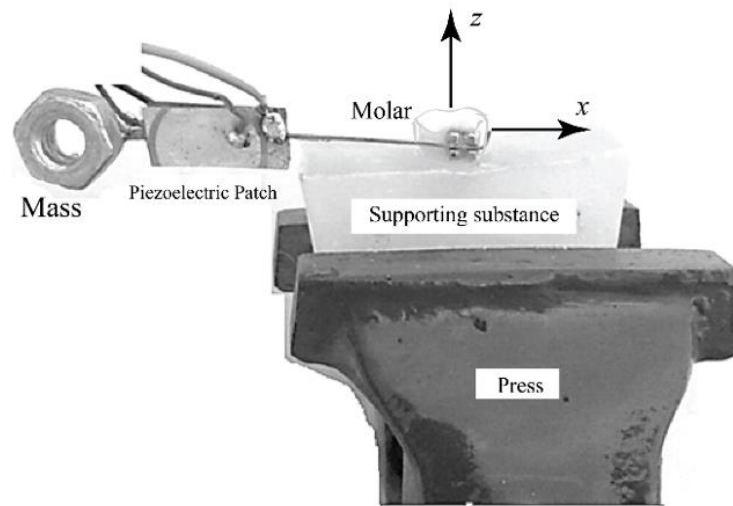
En este estudio, se aplicará la técnica de EMI para evaluar las sustancias que soportan los dientes por medio de un dispositivo electro-mecánico diseñado internamente que contiene un transductor piezoeléctrico, llamado "sensor piezoeléctrico de haz de soporte" (BBPS). Este sensor se construye con la intención de diferenciar el material utilizado como sustancia de soporte dental con una medición indirecta, proporcionada por la impedancia electromecánica del transductor piezoeléctrico.

Figura 6.4. a) Principio de funcionamiento del BBPS. b) BBPS acoplado al diente.



BBPS incorpora en el slot del bracket una viga hecha de alambre de acero inoxidable de 0.017×0.025 in que se utiliza en los tratamientos de Ortodoncia. Además, los parches piezoeléctricos están unidos al alambre con un adhesivo epóxico que forma una junta compuesta. Se agrega una masa para completar un sistema inercial al final del haz, como se muestra en la Figura 6.4b. Los transductores piezo utilizados en el BBPS se muestra en la Figura 6.5. Un dibujo esquemático del principio de funcionamiento fundamental de la BBPS se muestra en la Figura 6.4a.

Figura 6.5. Montaje experimental



El ensayo experimental se implementó en la siguiente secuencia BBPS, se adjuntó a un bracket unido a una muestra de corona dental que está incrustada en la sustancia de soporte.

El objetivo es mover el sistema mecánico de haz en masa por la inercia producida cuando los parches piezoeléctricos se activan mediante una señal eléctrica armónica emitida por un analizador de impedancia. Nuestra hipótesis de trabajo es que la masa del haz mueve el diente, debido a su flexión, como consecuencia de la estimulación piezoeléctrica.

Es importante aclarar que los experimentos se diseñaron para probar que BBPS puede medir el sustrato de soporte, independientemente del diente incrustado en él, en este caso, canino y molar. La metodología presentada debe validar la correlación entre los sustratos de soporte obtenidos de ambos dientes (caninos y molares). Para nuestros experimentos, utilizamos una placa de evaluación AD5933 (analizador de impedancia) de Analog Devices que mide la impedancia eléctrica y la fase de las firmas emitidas por el BBPS. El espectro de frecuencia definido para el experimento es de 5 a 10 KHz, con incrementos de 10 Hz; Esto fue obtenido previamente de un análisis exploratorio de datos.

6.3 MÉTODO 3: Identificación de la pérdida de volumen en una sustancia de soporte con un sensor electromecánico unido a dientes humanos.

Resumen

En éste estudio los dientes se incorporan a la estructura ósea, que es muy sensible a los cambios en su entorno mecánico, ya sea que estas variaciones sean de naturaleza fisiológica o inducida. El hueso responde modificando continuamente su configuración micro y macro-arquitectónica, mejorando su capacidad para soportar una fuerza siempre cambiante. Sin embargo, monitorear éstos cambios es un desafío costoso e invasivo.

En éste documento, se describe un método experimental para identificar la pérdida del volumen óseo producido por la perforación sucesiva en el material utilizado como soporte de dos dientes (molares y caninos). Este esquema experimental busca imitar el sistema hueso-diente. Para medir las variaciones en la estructura de soporte, a través del diente, se

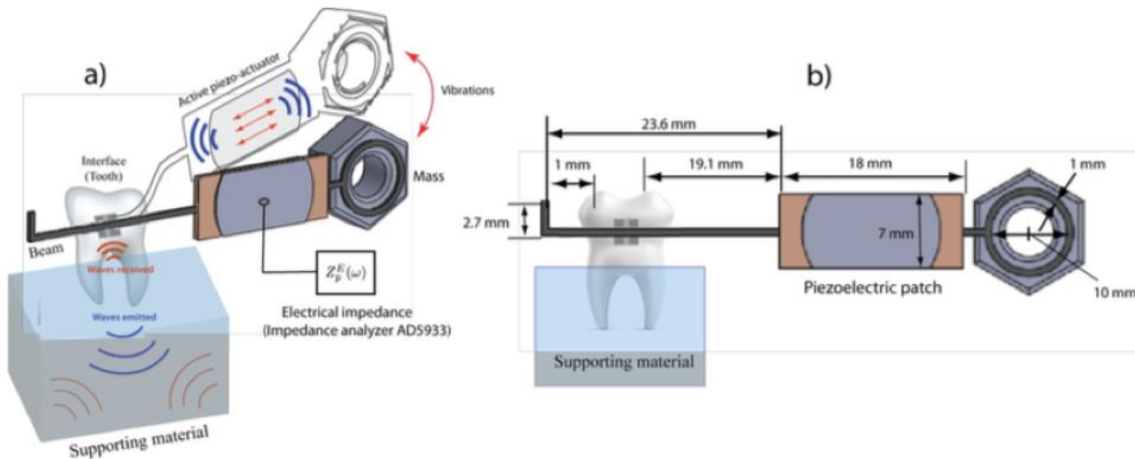
desarrolló un sistema de sensores. El dispositivo sensor estaba compuesto por un bracket de acero inoxidable unido con un segmento de alambre de arco de 0.017 x 0.025 pulg., unido a dos transductores piezoeléctricos, con una masa concentrada sujeta al extremo distal.

Para excitar el dispositivo, se aplicó un voltaje de alta frecuencia (entre 5 y 10 KHz) a través de los transductores piezoeléctricos, que mueven el diente por medio de las vibraciones del cable. Las vibraciones de alta frecuencia permiten evaluar la respuesta mecánica del material que soporta el diente. Las mediciones se cuantifican aplicando la técnica de impedancia electromecánica (EMI).

6.3.1 Materiales y Métodos

Cuando un transductor piezoeléctrico (PT) está unido a una estructura huésped, es bien sabido que las propiedades electromecánicas están acopladas por el fenómeno electromecánico (Tinoco et al., 2010). Esta característica no es común en todos los materiales.

Figura 6.6. a) Principio de funcionamiento del sensor b) Dimensiones y dibujo del dispositivo piezoeléctrico.



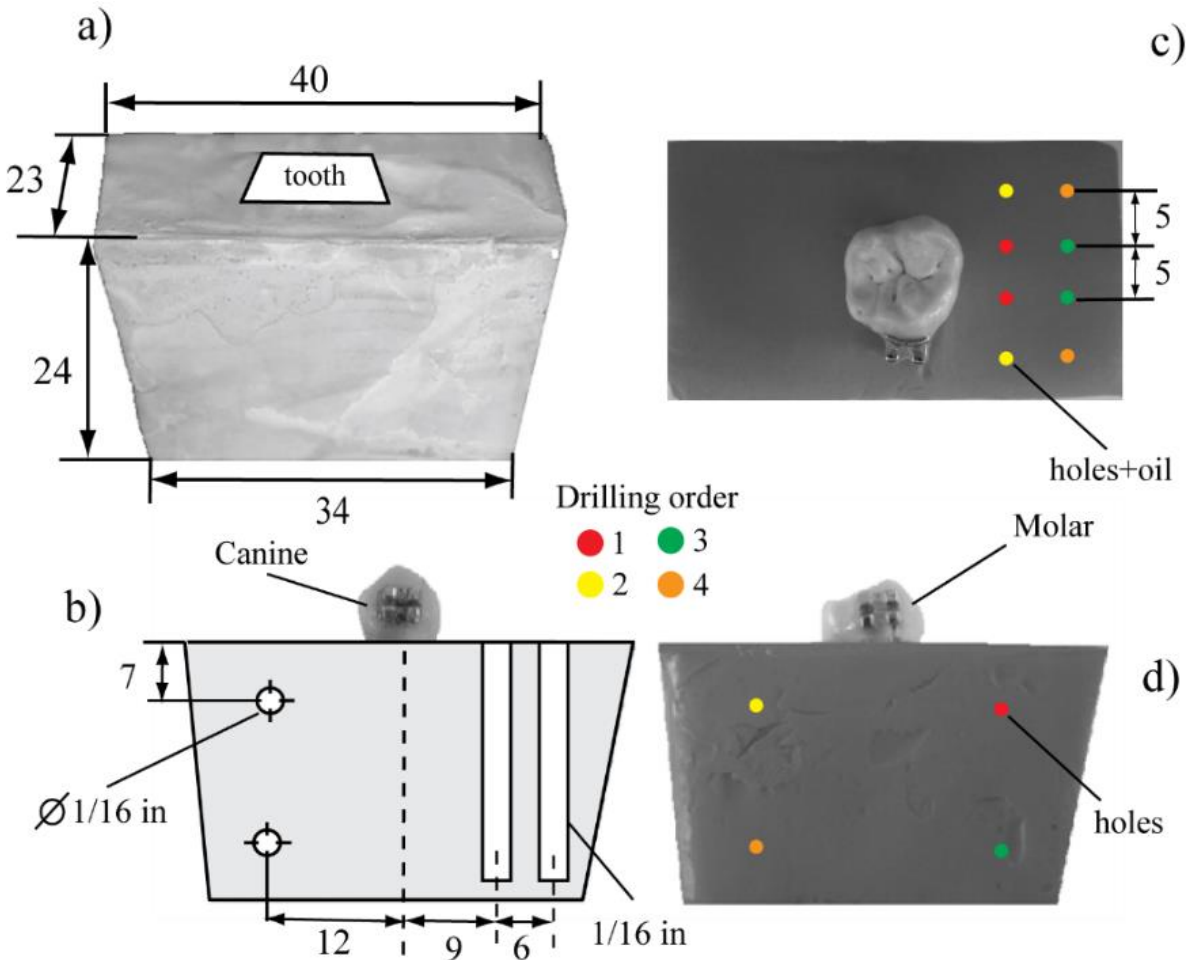
El principio básico de esta técnica está definido por las propiedades electromecánicas de los transductores piezoeléctricos, ya que puede actuar como un actuador y un sensor, al mismo tiempo Liang et al. (1994). La importancia de los principios de EMI en nuestro estudio, es aprovechar el fenómeno de acoplamiento electromecánico dado por los transductores piezoeléctricos. Esto con el fin de buscar aplicaciones biomédicas como, por ejemplo, la monitorización ósea (Malina et al., 2016), ya que con la técnica de EMI es posible determinar cambios en diferentes estructuras mediante el uso de transductores piezoeléctricos (Annamdas y Radhika, 2013).

6.3.2 Sustancia de soporte (sustrato), dientes y procedimiento de pérdida de volumen en el sustrato.

El objetivo principal de nuestro estudio es identificar las variaciones de pérdida de volumen en una sustancia de soporte, aplicando la técnica EMI con un dispositivo piezoeléctrico pegado a un diente. En nuestro estudio, la pérdida de volumen se refiere a la eliminación de material en la sustancia utilizada como soporte dental. Un canino humano y un molar se eligen como las principales interfaces entre la sustancia de soporte y un dispositivo piezoeléctrico que se describirá posteriormente.

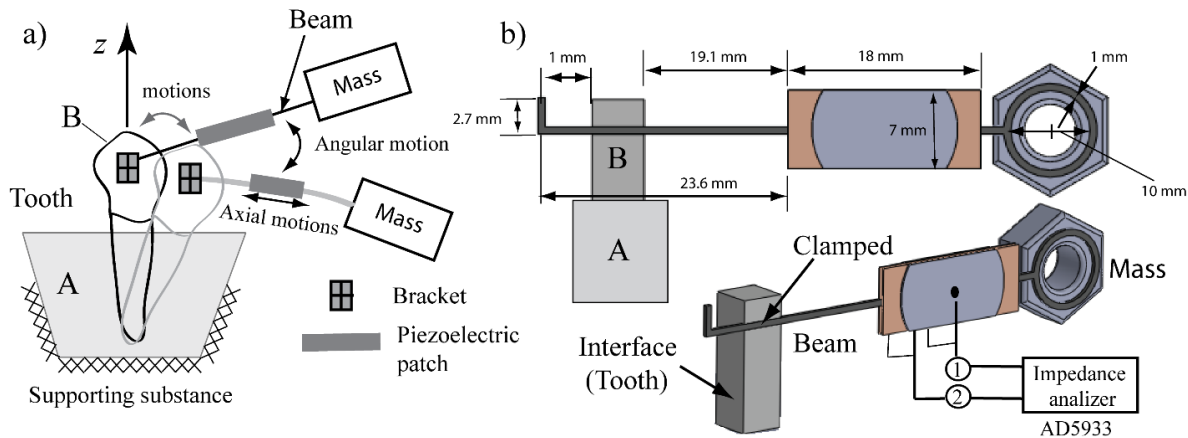
Los dientes están parcialmente incrustados en una sustancia de soporte, 60 ml de silicona I y II (SIKASIL) están preparados y restringidos por las dimensiones que se muestran en la Figura 6.7a.

Figura 6.7 a) Sustancias de soporte, dimensión mm. b) Dimensión de los taladros. c) Perforación superior (ocho). d) Perforación transversal (cuatro).



La preparación de las muestras se realiza utilizando un molde fabricado para éste fin. Para reducir los factores de confusión en la ubicación de los experimentos y la posición de los dientes se estandarizan utilizando una plantilla de goma colocada en el centro del molde. La silicona (PVS) se utiliza como sustancia de apoyo, ya que el objetivo es determinar un parámetro de variación de volumen con dientes caninos y molares. Además, se une un soporte de acero inoxidable en el centro de la superficie bucal de la corona de dientes. El slot del bracket se utiliza para retener el dispositivo definido como sensor o dispositivo piezoeléctrico, como se ilustra en la Figura 6.8.

Figura 6.8 a) Principio de funcionamiento del dispositivo sensor., Tinoco et al. (2017). b) Dimensiones y dibujo del dispositivo piezoeléctrico. Tinoco et al. (2017).



Para las sustancias de soporte, los experimentos se dividirán en dos clases; sustrato con perforaciones transversales Figura 6.7d y perforaciones verticales Figura 6.7c. Para el primer caso, cuatro perforaciones (1/16 de diámetro) se realizan de manera sistemática y se ubican como se muestra en la Figura 6.7d.

El segundo caso es la sustancia de soporte con ocho perforaciones verticales, como se ilustra en la Figura 6.7c. Este procedimiento imita la estructura ósea con la sustancia de soporte de silicona, estableciendo una metodología para detectar las perforaciones en el soporte y estableciendo una correlación con la pérdida de volumen.

6.3.3 Sensor electromecánico, principios de funcionamiento y configuración experimental.

Esta sección presenta la metodología experimental para evaluar la sustancia de soporte mediante la técnica EMI. En la Figura 6.8 se muestra un dibujo esquemático del principio de funcionamiento del dispositivo electromecánico diseñado para los experimentos.

El principio de funcionamiento es el siguiente; un alambre de Ortodoncia se sujeta a un diente por medio de un bracket; en el cable, hay un sistema que transmite movimientos por vibraciones mecánicas con el objetivo de mover el diente dentro del material (sustancia de

soporte) donde se incrustará. Esta es una consideración probada experimentalmente por Tinoco et al. (2016a).

Dependiendo de los cambios estructurales del sustrato, el dispositivo electromecánico puede capturar estos cambios por las vibraciones emitidas y recibidas. Es debido a que en teoría, el sistema dinámico (sistema completo) se modifica. Según los principios mecánicos, un sistema dinámico depende de tres parámetros (masa, rigidez y amortiguación), cualquier variación en esos parámetros, cambia su comportamiento según lo explicado por Fu y He (2000). Las vibraciones de alta frecuencia se transmiten desde el dispositivo piezoeléctrico para detectar los cambios estructurales mediante la propagación de ondas en el sistema.

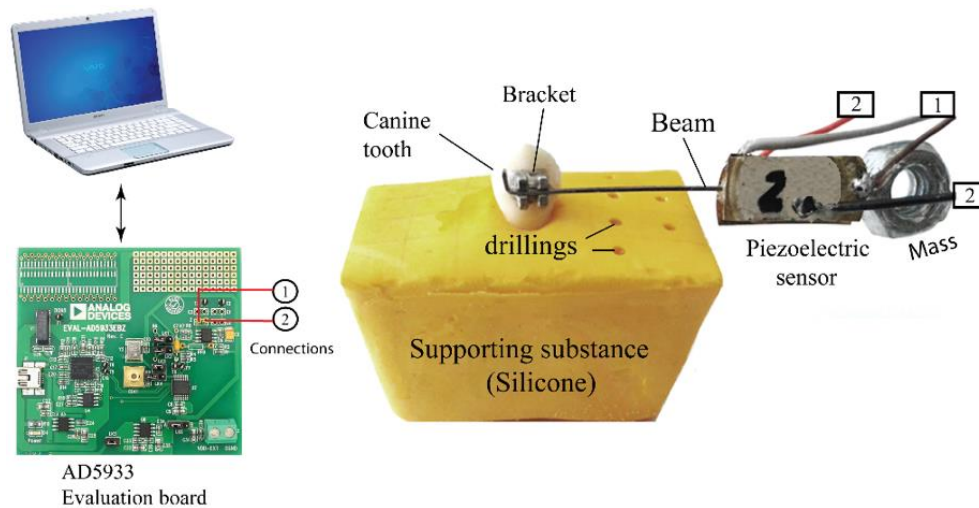
Es importante indicar que las vibraciones se pueden amortiguar por las propiedades de amortiguación; sin embargo, los experimentos anteriores deben verificar un rango de frecuencia para obtener algunos puntos de resonancia del sistema. Como se explicó anteriormente, el núcleo de la técnica EMI se basa en las vibraciones que pueden emitirse y recibirse al mismo tiempo. Las vibraciones mecánicas se convierten en una señal eléctrica mediante el dispositivo piezoeléctrico que tiene la capacidad de trabajar electromecánicamente (Yan y Chen, 2010; Annamdas y Radhika, 2013; Tinoco y Marulanda, 2015; Tinoco y otros, 2016b). Esto se considera una ventaja, ya que en el mismo grado de libertad es posible deformar la estructura y medir su respuesta.

El piezo-dispositivo está compuesto por los siguientes elementos; una viga hecha de un alambre de acero inoxidable de 0.017 x 0.025 utilizado en tratamientos de Ortodoncia que se une a un bracket del mismo material. Los parches piezoeléctricos están unidos al alambre con un adhesivo epoxi que forma una junta compuesta entre ellos. Finalmente, se agrega una masa en un extremo para completar un sistema inercial, como se muestra en la Figura 6.8b. En esta figura, la letra A representa las sustancias de soporte y B los dientes.

Las placas piezoeléctricas, se cortaron según la forma y el tamaño adecuados, como se muestra en la Figura 6.9. En nuestro estudio, el dispositivo piezoeléctrico se realiza con el

objetivo de diferenciar las variaciones de rigidez producidas por la pérdida de volumen, utilizando mediciones de impedancia eléctrica. Es importante mencionar que el dispositivo piezoeléctrico se usa en otro estudio propuesto por Tinoco et al., (2016a).

Figura 6.9 Configuración experimental con perforaciones superiores. (Canino).



Para determinar la pérdida de volumen en el soporte A Figura 6.7b, se propone una configuración experimental con cuatro componentes principales; 1. Sensor (piezo-dispositivo); 2. Dientes canino y molar (parte B); 3. Sustancia de soporte (material de silicona, parte A); y 4. instrumento de medición (analizador de impedancia AD5933) como se ilustra en el esquema de la Figura 6.9. Las pruebas experimentales se realizan en los siguientes pasos; el dispositivo piezo está unido a un bracket acoplado a la corona del diente (canino y molar) que está incrustado en el soporte A. Las vibraciones mecánicas se generan en el sistema mecánico (haz-masa) cuando se aplica un voltaje armónico en el transductor piezoeléctrico, con el analizador de impedancia, los parches piezoeléctricos se activan y se lee la corriente que lo atraviesa. Para llevar a cabo las mediciones experimentales, cada muestra se limitó con una prensa para establecer las condiciones de estabilidad en el sistema. La hipótesis de trabajo es que el haz mueve el diente debido a su flexión y las vibraciones son producidas y transmitidas por todo el sistema. El ancho de banda de frecuencia se establece entre 5 y 10 KHz para las mediciones, con una resolución de 10 Hz. Aplicando experimentos previos se determinó el rango de frecuencia con la señal

de impedancia como se explicará en la siguiente sección. Lideramos cuatro experimentos con cinco etapas cada uno y cada etapa está definida por 5 mediciones que se promedian. Las cuatro rondas se dividen de la siguiente manera; caninos con perforaciones laterales y superiores y los otros dos utilizando el diente molar.

En cada ronda experimental, la primera etapa está dada por un soporte sin daño y las otras cuatro con perforaciones transversales o laterales. La secuencia de perforación y la ubicación se detallan y describen en la Figura 6.7. Es importante mencionar que las perforaciones laterales pasan a través del material de un lado a otro. Sin embargo, las perforaciones superiores se controlan para lograr una longitud deseada entre 18 y 21 mm, con el propósito de llenar las cavidades con aceite convencional. La razón para poner aceite es cambiar la propiedad de amortiguación, sin embargo, esto no se mide como un parámetro de control.

6.4 MÉTODO 4: Diseño y evaluación de un sensor piezoeléctrico para controlar las variaciones elásticas de su soporte con mediciones basadas en impedancia.

Resumen

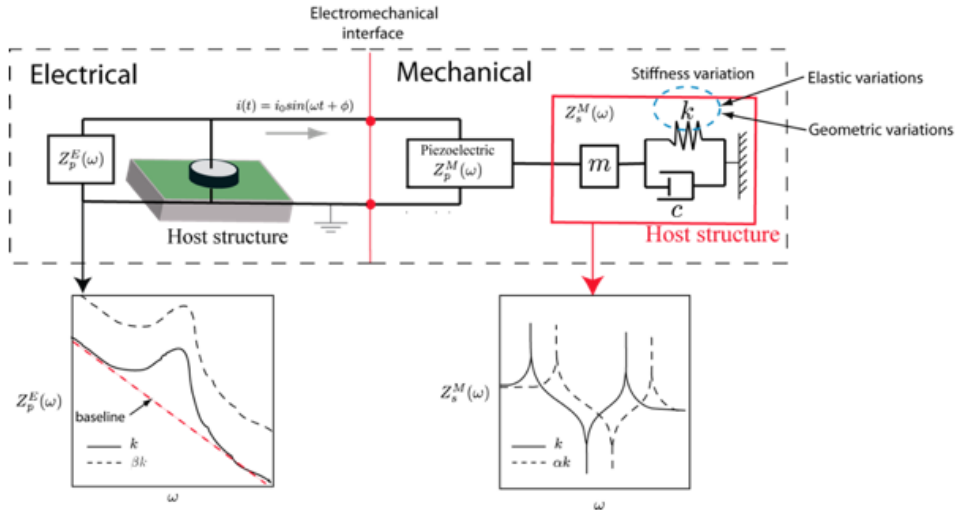
Esta sección se basa en la evaluación de un sensor accionado por piezo para controlar las variaciones elásticas (cambio en el módulo de Young) de una estructura de alojamiento en la que está conectado. Ésta estructura actúa como soporte principal con el objetivo de monitorizarlo a través de una interfaz de acoplamiento. Para los experimentos se consideraron dos interfaces; un cono de aluminio y un diente humano. Se prepararon tres materiales diferentes (aluminio, bronce y acero) para simular los cambios elásticos en el soporte. El dispositivo piezo se caracterizó a partir de las funciones de respuesta de frecuencia de velocidad obtenidas experimentalmente. Identificar los modos de vibración de las resonancias mecánicas. Se aplicó un análisis basado en la impedancia con las mediciones de resistencia eléctrica obtenidas del dispositivo piezoeléctrico.

6.4.1 Principios de la técnica de impedancia electromecánica

Los materiales piezoeléctricos presentan propiedades electromecánicas que se han aprovechado en estructuras con diferentes propósitos, por ejemplo, para monitorear la integridad estructural en el espectro de frecuencia (Park e Inman, 2007; Annamdas y Radhika, 2013; Annamdas y Soh, 2016). Si un transductor piezoeléctrico (PT) se deforma por fuerzas externas dinámicas, las cargas eléctricas se mueven a través de la dirección de polo, produciendo un campo eléctrico a través de su espesor (sensor). En el caso contrario, cuando se aplica un campo eléctrico en él, cambia su forma (actuador). Este efecto permite deformar una estructura de alojamiento para obtener información indirecta a través de mediciones eléctricas (Sirohi y Chopra, (2000); Tinoco y Serpa, 2012).

Se pueden aplicar dos enfoques; el primero es medir las señales eléctricas causadas por deformaciones localizadas y el segundo está asociado con la determinación de las propiedades eléctricas del PT, es decir, la impedancia eléctrica. Durante los últimos años, el segundo enfoque ha demostrado un gran potencial debido a la capacidad de correlacionar las variaciones estructurales (cambios físicos) de la estructura de alojamiento con las de la impedancia eléctrica del sensor acoplado (Hu et al. 2014; Fu et al., 2015; Tinoco y Marulanda, 2015; Tinoco et al., 2016).

Figura 6.10 Esquema de un sistema electromecánico acoplado de un grado de libertad con variaciones de rigidez en la estructura del huésped.

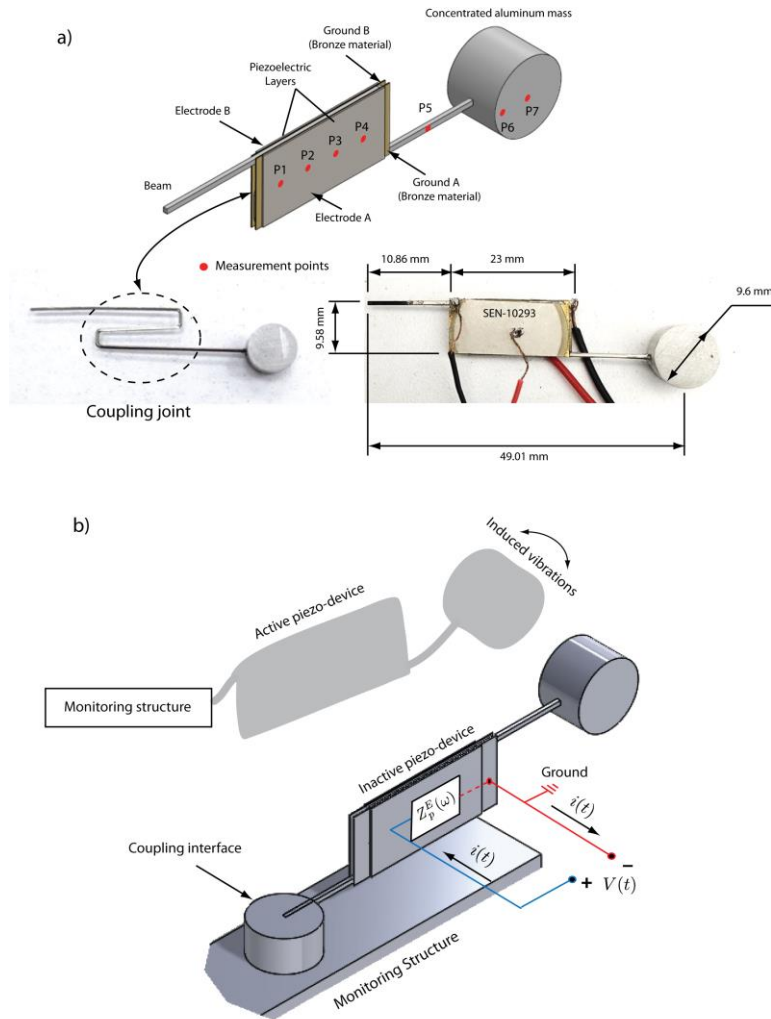


6.4.2 Principios de funcionamiento del dispositivo piezo.

En esta sección, se presenta la descripción y el diseño de un sensor electromecánico piezoeléctrico, que se desarrolla para evaluar los cambios estructurales en el soporte del dispositivo electromecánico.

Los siguientes elementos componen el dispositivo: un alambre flexible hecho de acero inoxidable con forma de "S" (junta de acoplamiento) es el elemento principal. El cable tiene dimensiones de 0.021 x 0.025 in². Y se usa comúnmente en tratamientos de Ortodoncia. Dos parches piezoeléctricos están unidos a la junta de acoplamiento para organizar una junta compuesta. Como complemento, una masa de aluminio cilíndrica (1.27 gr) está incrustada en el extremo del cable. Los transductores piezoeléctricos utilizados en el dispositivo sensor son SEN10293 ROHS (SparkFun Electronics, Niwot, CO) y se cortaron en forma rectangular para cubrir la junta de acoplamiento. El diseño del dispositivo piezoeléctrico, las dimensiones y la configuración se muestran en la Figura 6.11a.

Figura 6.11. a) Diseño, dimensiones y puntos de medición del dispositivo piezoeléctrico. b) Funcionamiento del piezo-dispositivo y principio de funcionamiento.



El sensor accionado por piezoeléctrico se activa cuando los parches piezoeléctricos son estimulados dinámicamente por un voltaje armónico aplicado en sus electrodos de tal manera que se producen deformaciones oscilatorias. Por lo tanto, la flexión es inducida en el cable debido al sistema de fuerza generado por los transductores piezoeléctricos.

El propósito físico del sensor es transmitir vibraciones mecánicas al cable que se unirá a una estructura de monitoreo de un material específico por medio de una interfaz de acoplamiento como se ilustra en la Figura 6.11b. La interfaz de acoplamiento es un

elemento que ayudará a transferir las vibraciones entre el sensor accionado por el piezo y la estructura de monitoreo. Puede tener cualquier geometría, para este estudio se utilizará un diente y una pieza de aluminio como interfaces de acoplamiento.

Los dispositivos accionados por piezo presentan ventajas cuando se utilizan en tareas de monitoreo, ya que se pueden implementar diferentes estrategias dinámicas mediante el acoplamiento electromecánico del sensor. Es porque la dinámica del sistema depende de tres parámetros; Masa, rigidez y amortiguación. Si se modifican, se podría observar eléctricamente. Por esa razón, la variación de estos parámetros refleja los cambios en todo el sistema dinámico como se expuso anteriormente.

6.4.3 Mediciones de velocidad del dispositivo piezoeléctrico.

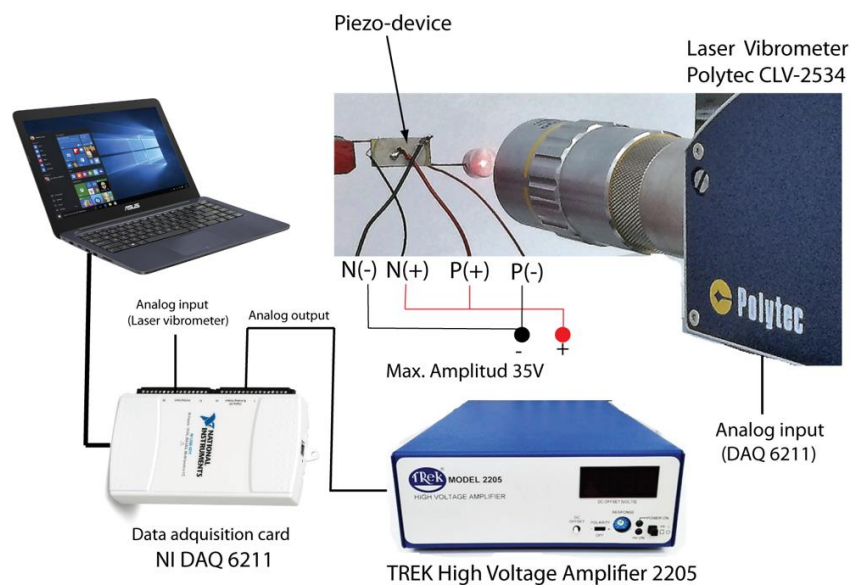
Para la evaluación y comprensión del comportamiento dinámico del propio dispositivo piezoeléctrico, las mediciones de velocidad se toman en el dispositivo piezo fijado en una prensa mecánica, lo que significa que la interfaz de acoplamiento y la estructura de monitoreo no se consideran en el análisis. El objetivo principal es identificar las resonancias mecánicas con la velocidad para comparar con las resonancias en las mediciones eléctricas de impedancia.

La configuración experimental está definida por una computadora, una tarjeta de adquisición de datos (NI DAQ 6211), un amplificador de potencia (amplificador de alto voltaje TREK 2205) y un vibrómetro láser (POLYTEC CLV-2534). Un esquema de la configuración experimental se muestra en la Figura 6.12.

Para llevar a cabo el experimento, el dispositivo piezo se sujeta en una prensa mecánica para fijar un extremo del cable. Los puntos marcados con color rojo (Fig.2a). Se establecen como puntos de medición de la velocidad. Los transductores piezoeléctricos están conectados a la salida de voltaje del amplificador de potencia en el que se aplica una señal de excitación de banda ancha de 35 V.

La frecuencia de la señal de entrada varía de 0 kHz a 20 kHz en una ventana de 1 s. Se configuró una frecuencia de muestreo en 100 K muestras / s en el sistema de adquisición de datos. Simultáneamente, el vibrómetro láser se enfocó en los puntos marcados en el dispositivo piezoeléctrico para registrar la velocidad por medio de un rayo láser. Para el experimento, se realizaron siete pruebas para obtener diferentes mediciones en el dispositivo piezo como se detalla en la Figura 6.12.

Figura 6.12. Mediciones de velocidad de configuración experimental con vibrómetro láser.



6.4.4 Configuración experimental para el monitoreo estructural con la técnica EMI

Se desarrolló una configuración experimental para identificar las resonancias mecánicas del dispositivo piezoeléctrico a partir de mediciones eléctricas aplicando la técnica EMI. La identificación permitirá elegir qué resonancias pertenecen a las respuestas mecánicas que pueden controlarse a partir de las mediciones eléctricas mediante el acoplamiento electromecánico como se explicó anteriormente. Se realizó una prueba eléctrica en el dispositivo piezoeléctrico sujetado en la prensa mecánica con un instrumento de medición (analizador de impedancia). La prueba consistió en excitar ambos transductores piezoeléctricos aplicando simultáneamente un voltaje armónico y leyendo las señales de

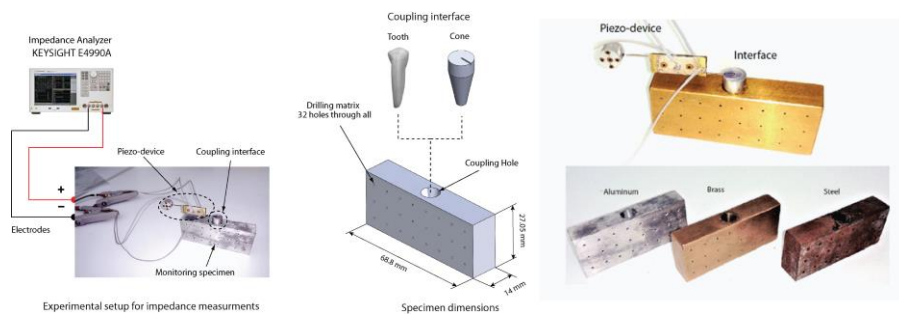
respuesta eléctrica de la corriente que pasa a través de él utilizando el analizador de impedancia. La configuración de barrido de la señal se definió de 1 a 20 kHz para la medición con 400 puntos de resolución en cada ancho de banda seleccionado.

Se dispuso un procedimiento experimental adicional para la evaluación de la impedancia eléctrica del dispositivo piezo acoplado a muestras de metal para el monitoreo de la salud estructural. Para este objetivo, se probaron tres muestras de diferentes materiales (aluminio, bronce y acero) como estructuras de monitoreo y se definió una interfaz de acoplamiento como un enlace entre el dispositivo piezoeléctrico y la muestra. Cada material tiene las mismas dimensiones y el experimento se organizó de la siguiente manera; el dispositivo piezo está unido a una ranura de la interfaz de acoplamiento que está unida a la muestra y, finalmente, la muestra se fija a una mesa rígida en la superficie inferior para garantizar las condiciones de estabilidad y restringir la muestra durante la prueba.

El adhesivo epóxico se utiliza para unir todas las partes interactivas (el dispositivo piezo al slot del bracket de acoplamiento, la interfaz de acoplamiento a la muestra, la superficie inferior de la muestra a la superficie de la mesa rígida). En esta prueba, los transductores piezoeléctricos se activan nuevamente con el analizador de impedancia y se registran las señales de respuesta eléctrica, como se muestra en la Figura 6.13.

El principio de funcionamiento físico es transmitir las vibraciones del sensor a todo el sistema debido a los movimientos generados por la inercia del sensor.

Figura 6.13. Configuración experimental para mediciones de impedancia eléctrica.



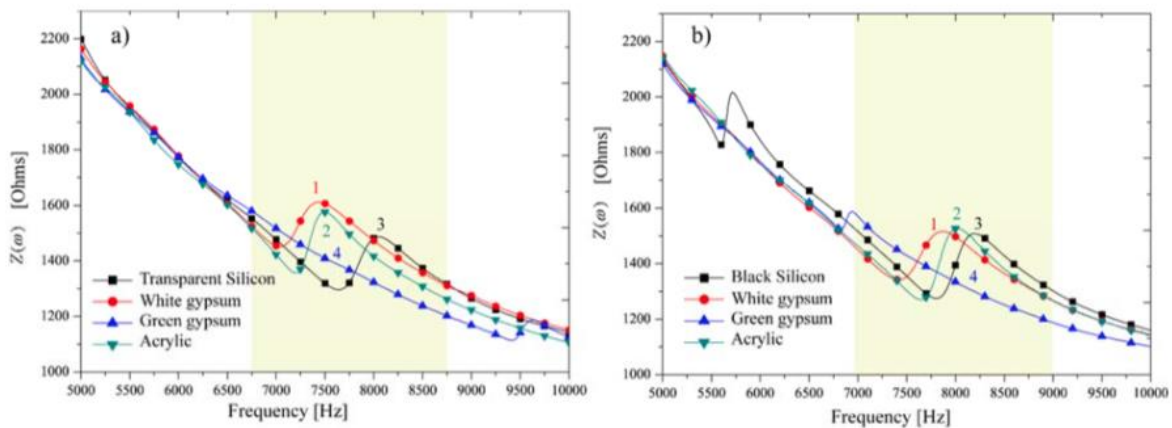
Se realizaron seis pruebas para cada material (aluminio, bronce, acero) utilizando 2 interfaces de acoplamiento. Primero, tres pruebas realizadas con una interfaz cónica de aluminio (cono) acoplada a las tres muestras (aluminio, bronce, acero); y, en segundo lugar, otras tres pruebas realizadas con un diente como interfaz de acoplamiento (premolar) acoplado a las mismas muestras. Las dimensiones de las muestras y la descripción de las dos interfaces utilizadas se detallan en la Figura 6.13. También es importante destacar que los tres materiales tienen las mismas dimensiones y configuración geométrica.

7 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

7.1 DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 1

En la Figura 7.1, se representan gráficamente las impedancias eléctricas Z obtenidas de cada diente (molar y canino) en el rango de frecuencia de 5 a 10 KHz. El intervalo de frecuencia se determinó a partir de un análisis de datos exploratorio en el que se evaluó la sensibilidad de la señal para el BBPS. En cada figura, se pueden observar cuatro señales que representan las sustancias de soporte (silicona negra, silicona transparente, yeso blanco, yeso verde, acrílico transparente) en las Figuras 7.1a y 7.1b. Para realizar la prueba experimental, los modelos Figura 6.1 se montaron en una prensa para simular las condiciones de contorno de los desplazamientos a cero en la dirección x de cada sustancia de soporte, como se muestra en la Figura 6.4.

Figura 7.1. Impedancia electromecánica $Z(\omega)$: a) Molar, b) Canino

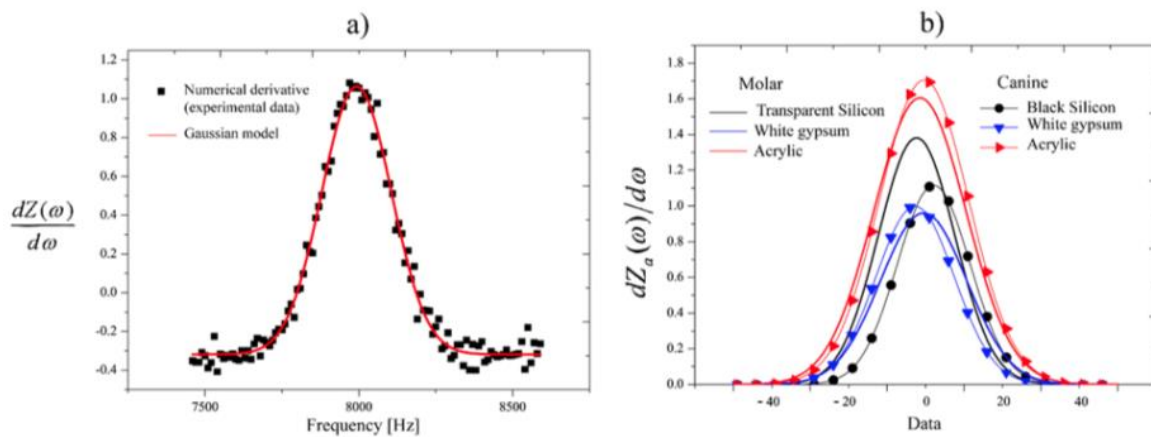


En las Figuras 7.1a y 7.1b, se analizan comportamientos o tendencias similares. Inicialmente, podemos comparar la señal en el rango donde aparecen los picos; posteriormente en la Figura 7.1a, el rango se estima en 6.75 y 8.75 KHz y para la Figura 7.1b, el intervalo se define en 6.5 y 9.5 KHz. Las regiones están marcadas con cuadros de color amarillo en las figuras.

En ambas figuras, si detallamos la ubicación de cada pico de resonancia, es evidente que el yeso blanco comienza en la primera posición, seguido de la señal acrílica y la señal de silicio (transparente y negro) que termina en el tercer lugar. No obstante, el yeso verde no expresa un pico de resonancia; significa que es fácilmente identificable ya que no es común que esta señal presente la misma estructura para ambas mediciones con diferentes dientes. Significa que la misma sustancia de soporte está presente.

Para facilitar la comprensión de la afirmación anterior, cada pico fue etiquetado con el mismo número en ambas figuras. Está claro en este experimento que las señales se pueden correlacionar y estas presentan una correspondencia en su forma y ubicación. Sin embargo, esto debe demostrarse, ya que el objetivo principal de este estudio es diferenciar las sustancias de soporte con un procedimiento metodológico.

Figura 7.2. Aproximación por medio de funciones Gaussianas: a) Molar en silicona blanca (sin escala), b) Todos los modelos excepto el yeso verde (con escala).



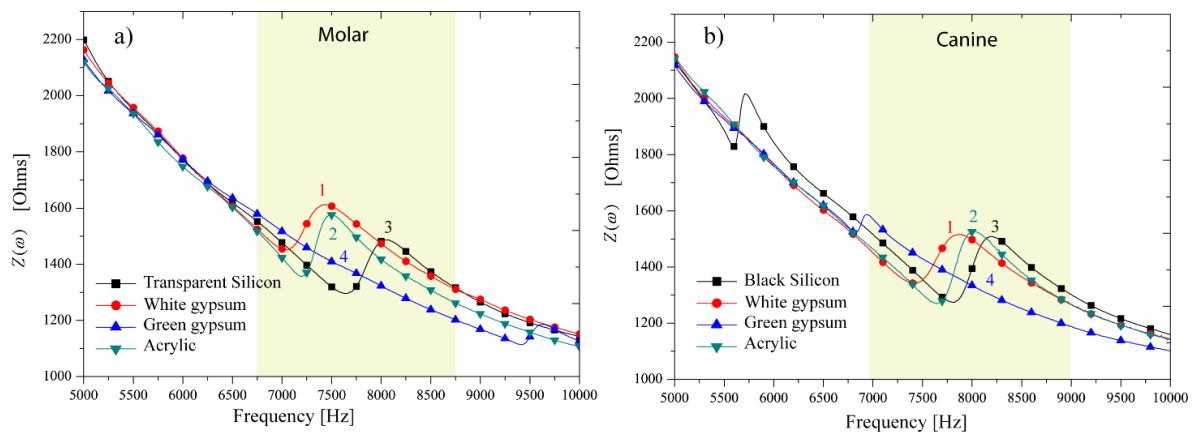
Podemos observar en la Figura 7.2b que el yeso blanco y el acrílico presentan distribuciones muy cercanas y se percibe una buena correlación entre ellas (entre canino y molar), siendo muy subjetiva esta afirmación. Pero, la silicona no está bien correlacionado mostrando diferencias más altas. Esto tiene sentido ya que el tipo de silicona es diferente para cada diente; molares (transparentes) y caninos (negros).

Es importante recordar que los experimentos se realizaron por separado; aunque estos concluyen que el canino y el molar actúan como fuente intermedia para transmitir movimientos entre la sustancia de soporte y el BBPS. Esto significa que las medidas de BBPS pueden ser invariantes a la interfaz de acoplamiento (en este caso, el diente) lo que permite transmitir movimiento a las sustancias de soporte del diente.

7.2 DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 2

En las Figura 7.3a y 7.3b, se muestran cuatro señales de impedancia eléctrica, aquellas que se tomaron para cada sustancia de apoyo (silicona negra, silicona transparente, yeso blanco, yeso verde, acrílico transparente) con el BBPS. Para llevar a cabo las pruebas experimentales, cada modelo de muestra Figura 6.3, se montó en una prensa para simular condiciones de contorno de desplazamientos cero en la dirección x en la superficie exterior de cada sustancia de soporte, como se muestra en la Figura 6.5.

Figura 7.3. Impedancia electromecánica: a) Molar. b) Canino.

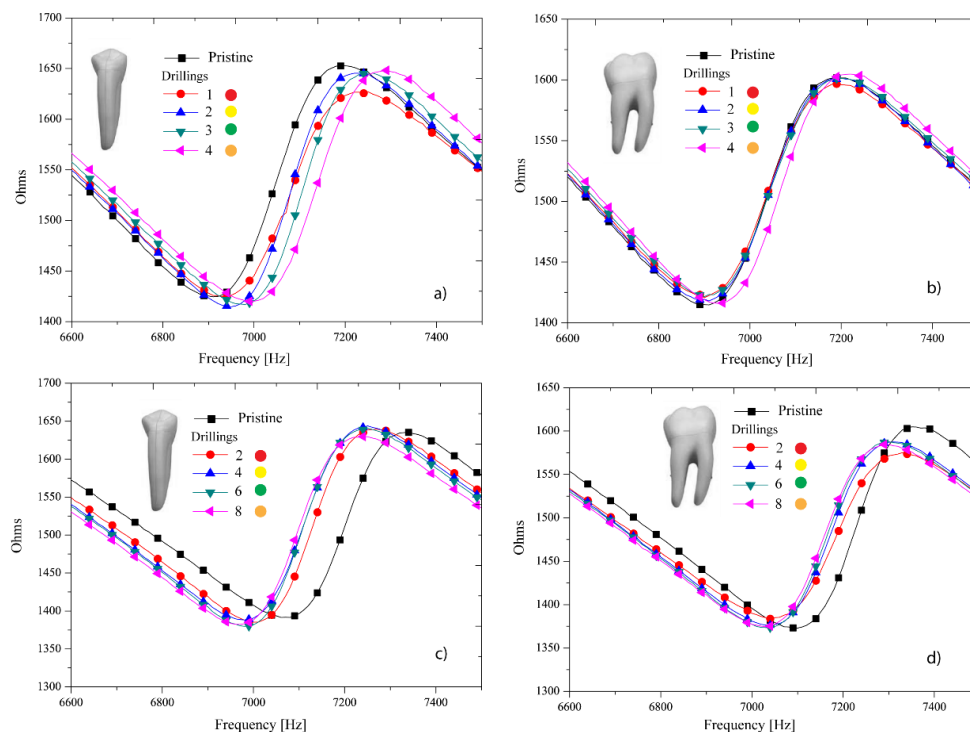


En las Figuras 7.3a y .73b, se observan comportamientos o tendencias similares para cada sustancia de soporte. Inicialmente, podemos comparar las señales en el rango donde aparecen los picos; posteriormente, el rango se estima en 6.75 y 8.75 KHz y se define en 6.5 y 9.5 KHz para las Figuras 7.3a y 7.3b. Estas regiones están marcadas con cuadros de color amarillo en las figuras, cuando cada pico de resonancia está ubicado en ambas figuras, es evidente que el Yeso blanco comienza en la primera posición seguido por la

señal acrílica y la señal de silicio (transparente y negra) que termina en tercer lugar. Además, observamos que la señal para el yeso verde no tiene un pico de resonancia; sin embargo, ambas señales (molar y canino) presentan el mismo comportamiento. Para facilitar la comprensión de la afirmación anterior, cada pico fue etiquetado con el mismo número en ambas figuras. Está claro en el experimento que las señales pueden correlacionarse ya que éstas presentan una correspondencia en su forma y ubicación. Sin embargo, esto debe demostrarse objetivamente porque el objetivo principal de este estudio es diferenciar las sustancias de soporte con un procedimiento metodológico.

7.3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 3

Figura 7.4. Impedancia eléctrica en a) Canino, perforaciones laterales. b) Molar, perforaciones laterales. c) Canino, perforaciones superiores. d) Molar, perforaciones superiores.



En la Figura 7.4, se muestran cinco señales de impedancia eléctrica tomadas para cada diente (molar y canino) y para cada sustancia de soporte (silicona I y II). Las curvas negras corresponden a una sustancia de soporte, las otras están asociadas con las perforaciones

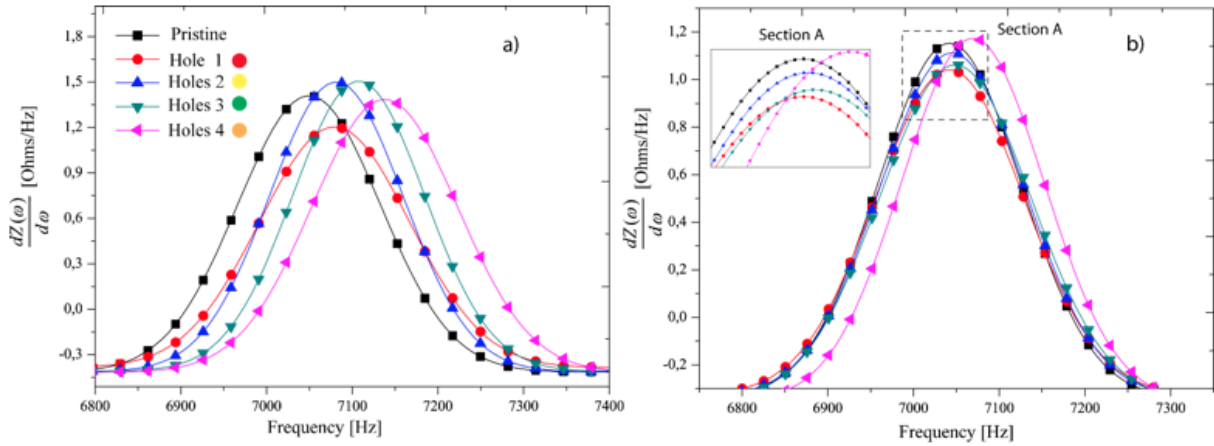
realizadas en la sustancia de soporte. Cada perforación representa una modificación estructural, ya que las perforaciones disminuyen la masa (material eliminado); por lo tanto, el parámetro de rigidez se cambia en el conjunto debido a que la geometría se modifica.

En la Figura 7.4, en todos los experimentos realizados, se observan tendencias similares. Las diferencias son observables en el desplazamiento de las señales entre sí. Esto significa que las impedancias eléctricas se desplazan entre ellas cuando las perforaciones se presentan en el soporte. Sin embargo, podemos ver que los intervalos de frecuencia son diferentes en cada caso. Indica que el pico de resonancia está relacionado con los parámetros mecánicos de todo el sistema y no corresponde a la resonancia eléctrica. Cuando el dispositivo está acoplado al soporte, el acoplamiento afecta los valores de resonancia como lo explicaron Tinoco et al. (2017).

Para perforaciones laterales hechas en silicona I, cada impedancia eléctrica se desplaza hacia adelante cuando se presentan las perforaciones. Esto se puede verificar en todos los casos para dientes caninos y molares, como se ilustra en las Figura 7.4a y 7.4b. Por otro lado, se observa en las impedancias eléctricas obtenidas de la silicona II, las señales (perforaciones superiores) se desplazan hacia atrás Figura 7.4c y 7.4d. Como consecuencia de la modificación estructural en el soporte del material, la señal se desplaza con cada perforación en ambos casos.

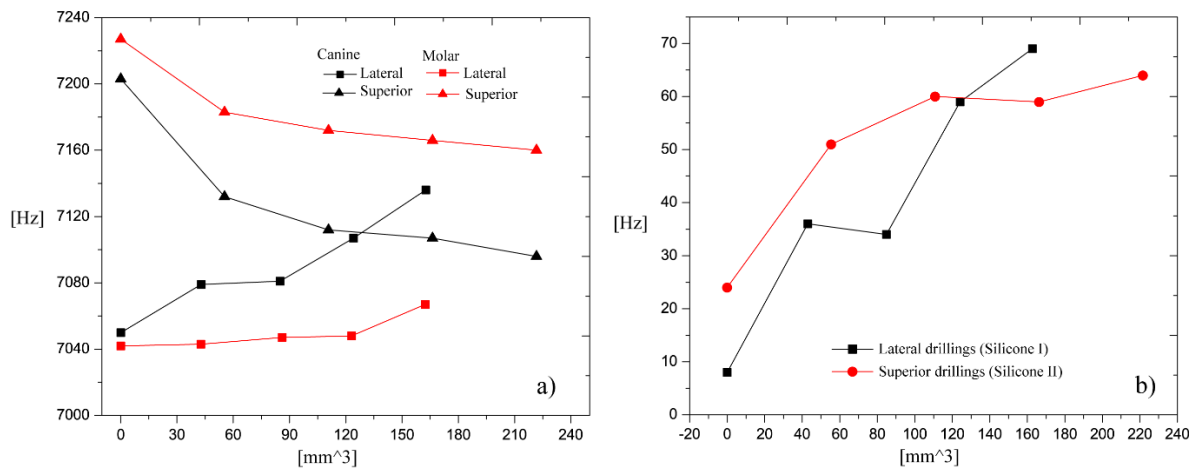
Otras características se consideran en el nivel de impedancia, se refiere a los valores máximos y mínimos alcanzados por la transición de la señal de resonancia. Pero, estos niveles no muestran una tendencia cuantificable. Sin embargo, se pueden tomar otras variaciones por la derivada de cada señal como se propone en la subsección 3. Como ejemplo, se calcularon las derivadas de las impedancias eléctricas (Silicona I) y se muestran en la Figura 7.8a y b.

Figura 7.8. Derivados numéricos para silicona I a). Caninos con perforaciones laterales b) Molar con perforaciones laterales.



Se ve que el canino muestra cambios más altos que el molar, lo que significa que la sensibilidad depende del diente. La sensibilidad se refiere al cambio en la frecuencia. Para cuantificar esas variaciones, los valores de frecuencia en los picos de resonancia se determinan en ambos experimentos, como se evidencia en la Figura 7.9a. Se observa que la variación en la frecuencia es no lineal y es diferente para cada diente. Se identifica que el diente canino es más sensible a los cambios estructurales, ya que los cambios en la frecuencia son mayores.

Figura 7.9. a) Variación en la frecuencia VS pérdida de volumen en la Silicona I y II. b) Diferencia entre molar y canino para Silicona I y II.



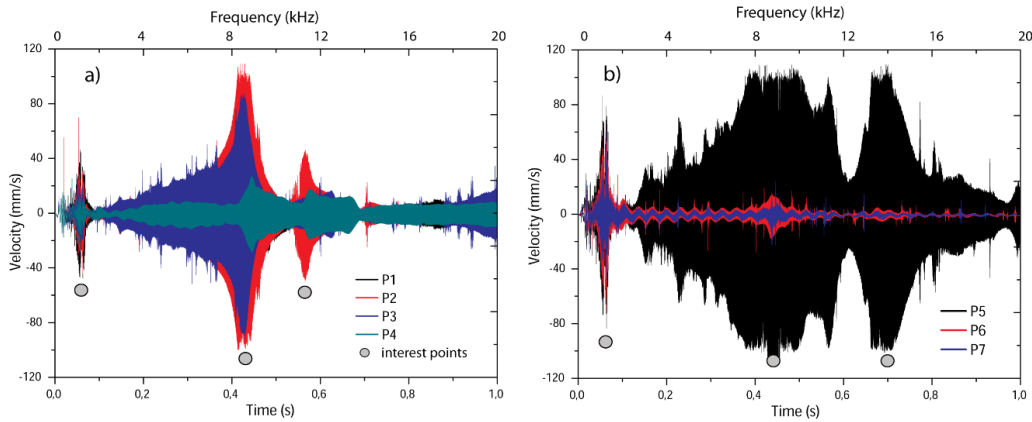
Las diferencias entre caninos y molares en cada experimento se calcularon como; donde está el valor de frecuencia para el diente canino y es el valor de frecuencia para el diente molar Figura 7.9b. Se observa que las diferencias aumentan cuando se realiza cada perforación en ambos experimentos. Indica que se evidencia una dependencia con las pérdidas materiales ya que los experimentos se llevaron a cabo de diferentes maneras. Observamos la oportunidad de controlar las condiciones de rigidez en el material utilizado como soporte de cada diente. En un contexto real, los dientes están soportados por estructuras biológicas y estos podrían monitorearse con una técnica similar, sin embargo, la factibilidad debe evaluarse in situ como una aplicación potencial.

7.4 DISCUSIÓN DE RESULTADOS DEL MÉTODO 4

7.4.1 Mediciones de velocidad en el dispositivo piezoeléctrico.

Para la prueba realizada con el dispositivo piezoeléctrico sujeto en la prensa mecánica, la consolidación de la velocidad en las señales de tiempo adquiridas con el equipo de medición láser se muestra en la Figura 7.10. Las primeras 4 señales se representan en la primera Figura 7.10a y las señales restantes en la otra Figura 7.10b. Cada señal se corresponde con los puntos de medición detallados anteriormente en la Figura 6.11. La transformada de Fourier se calculó en estas señales para la construcción de funciones de velocidad de respuesta de frecuencia en el rango de 0 a 20 kHz como se muestra en la Figura 7.11. Estas funciones permiten identificar las resonancias mecánicas y los picos se evidencian en todos los puntos donde se ejecutaron las mediciones. En este contexto, todas las funciones de velocidad de respuesta de frecuencia obtenidas se detallarán particularmente en la siguiente sección junto con los resultados de impedancia eléctrica.

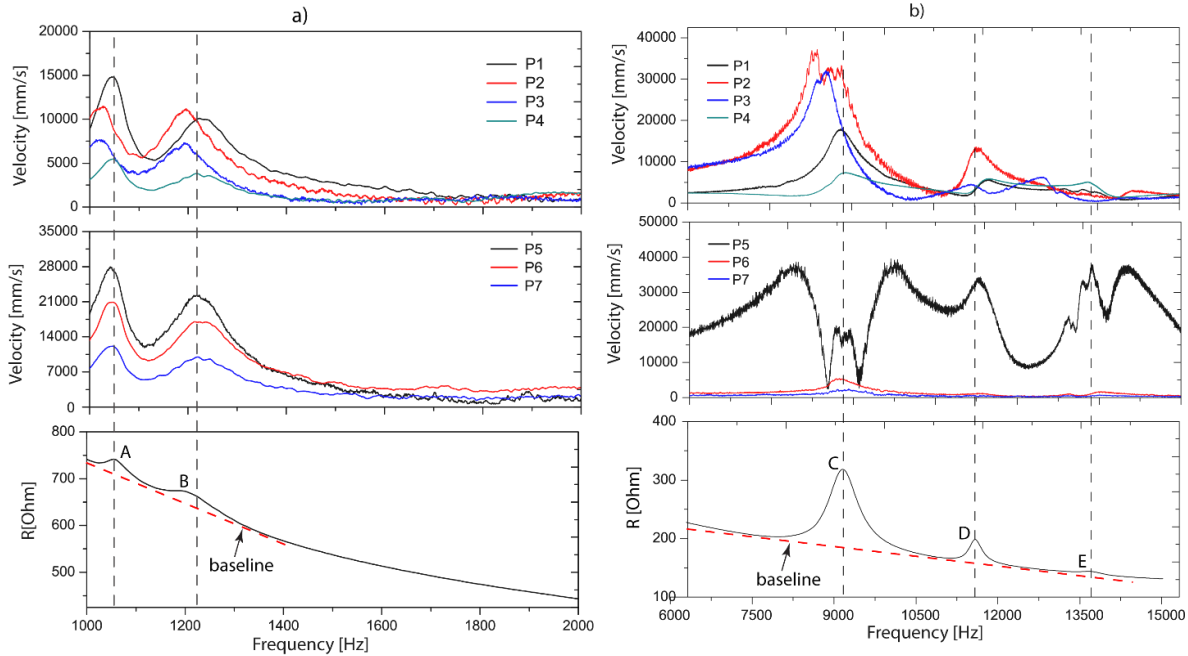
Figura 7.10. Mediciones de velocidad. a) Parche piezoeléctrico (P1, P2, P3, P4). b) Alambre y masa (P5, P6, P7).



7.4.2 Comparación entre la velocidad y las mediciones de impedancia eléctrica en el dispositivo piezoeléctrico.

Para la adquisición de la respuesta eléctrica del dispositivo piezoeléctrico sujetado en la prensa mecánica con el equipo analizador de impedancia, se realizaron mediciones de resistencia eléctrica con el dispositivo piezo montado en la prensa mecánica. El propósito de esto, es evidenciar la correspondencia entre los picos mecánicos de las funciones de velocidad de respuesta de frecuencia y los picos eléctricos de la resistencia eléctrica. Los resultados mostraron frecuencias de resonancia coincidentes en los rangos 1-2 kHz y 6-15 kHz. En el rango de 1 a 2 kHz, se encontraron dos picos, el primer pico a 1.046 kHz y el segundo pico a 1.2 kHz. Además, en el rango de 6-15 kHz se encontraron tres picos, el primer pico a 9.16 kHz, el segundo pico a 11.581 kHz y el tercer pico a 13.7 kHz. Los resultados se muestran en la Figura 7.11a y la Figura 7.11b para el rango de 1 a 2 kHz y el rango de 6-15 kHz, respectivamente.

Figura 7.11. Comparación entre velocidad y resistencia eléctrica, a) 1-2kHz. b) 6-15kHz.



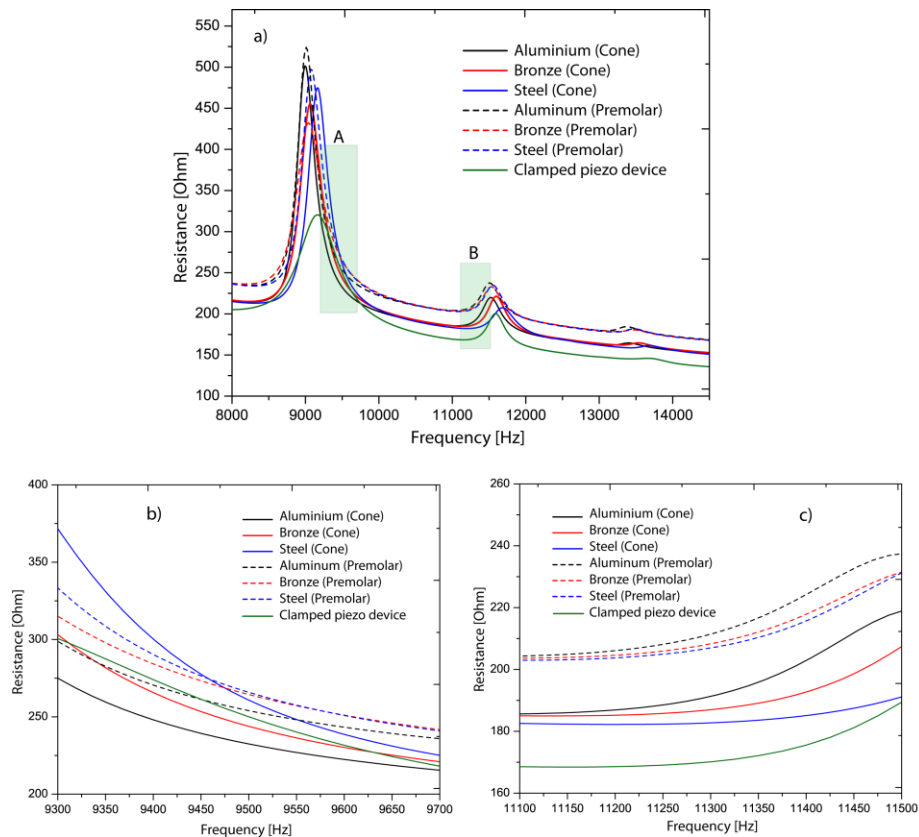
7.4.3 Monitoreo de la variación del módulo de Young.

Los resultados de las mediciones de resistencia eléctrica realizadas con el dispositivo piezoeléctrico acoplado a las muestras de metal (aluminio, bronce, acero) se muestran en la Figura 7.12a. Estas señales se adquirieron en el ancho de banda (8-14,5 kHz) debido a los picos de resonancia evidenciados en las mediciones de velocidad de respuesta de frecuencia en el rango (6-15 kHz) mostrado anteriormente en la Figura 7.11b. Un primer pico en el rango (8-10.4 kHz), un segundo pico en el rango (10.4-12.7 kHz) y un tercer pico en el rango (12.7-14.5 kHz). Todas las mediciones se realizaron con 400 puntos de resolución y las señales de impedancia eléctrica se muestran en los gráficos para cada interfaz de acoplamiento correspondiente.

La hipótesis de trabajo es que, independientemente de la interfaz de acoplamiento elegida, el piezo-dispositivo puede capturar la muestra de la señal, lo que significa que, por ejemplo, las señales de resistencia medidas con la interfaz del cono de aluminio en las tres muestras deben reflejar los cambios en la posición de la señal con la la misma proporción que cuando el diente premolar se utiliza como interfaz de acoplamiento. Mirando hacia adelante para

definir los datos de monitoreo, se encontró que dos ventanas de frecuencia tienen una sensibilidad consistente con las muestras monitoreadas. La primera ventana en el rango (9.3-9.7 kHz) en el lado derecho del primer pico y posteriormente una segunda ventana de monitoreo en el rango (11.1-11.5 kHz) en el lado izquierdo del segundo pico, como se muestra en la Figura 7.12b y la Figura 7.12c, respectivamente.

Figura 7.12. a) Señales de resistencia eléctrica obtenidas solo para dispositivos piezoeléctricos fijados y sujetos a muestras de metal monitoreadas con ambas interfaces de acoplamiento (cono, premolar). b) Señales de resistencia eléctrica en la primera ventana de frecuencia de monitoreo (9.3-9.7 kHz). c) Señales de resistencia eléctrica en la segunda ventana de frecuencia de monitoreo (11.1-11.5 kHz).



Como se ve en la Figura 7.12a, la gráfica del dispositivo piezo (curva verde) presenta una estructura de tres picos soportados por una línea de base. Se observa que la línea de base se mueve hacia arriba cuando el dispositivo está conectado a las interfaces de acoplamiento y éstas se incrustan en las muestras metálicas

Significa que las condiciones principales de la señal se mantienen en otros niveles de resistencia eléctrica. Otros cambios ocurrieron en las amplitudes relativas (altura desde su línea de base) de los picos que se incrementaron, especialmente el primero. Esto se debe a las condiciones de sujeción (dispositivo piezo aislado) ya que el modo de vibración está menos restringido (menos rigidez en el límite). Además, los picos se desplazaron ligeramente con respecto a los picos de referencia (curva verde). La presencia de nuevos elementos en el dispositivo piezo provocó cambios en sus resonancias mecánicas como se esperaba naturalmente.

Debido a que estos están directamente afectados la relación masa / rigidez de todo el sistema. Sin embargo, como se mostró en los resultados, se puede inferir que las resonancias mecánicas del dispositivo piezoeléctrico no variaron dramáticamente, manteniendo la impedancia mecánica del sensor como estructura principal de la señal. Analizando las curvas, se encontraron dos ventanas de observabilidad donde las señales son sensibles con respecto a las variaciones elásticas (cambio de especímenes). La primera ventana se encontró en el rango de 9.3-9.7 kHz, que se encuentra en el lado derecho del primer pico y se etiqueta como AA, la segunda ventana de monitoreo se establece en el intervalo de 11.1-11.5 kHz en el lado izquierdo del segundo pico (etiquetado como BB), como se ilustra en la Figura 7a y 7b, respectivamente.

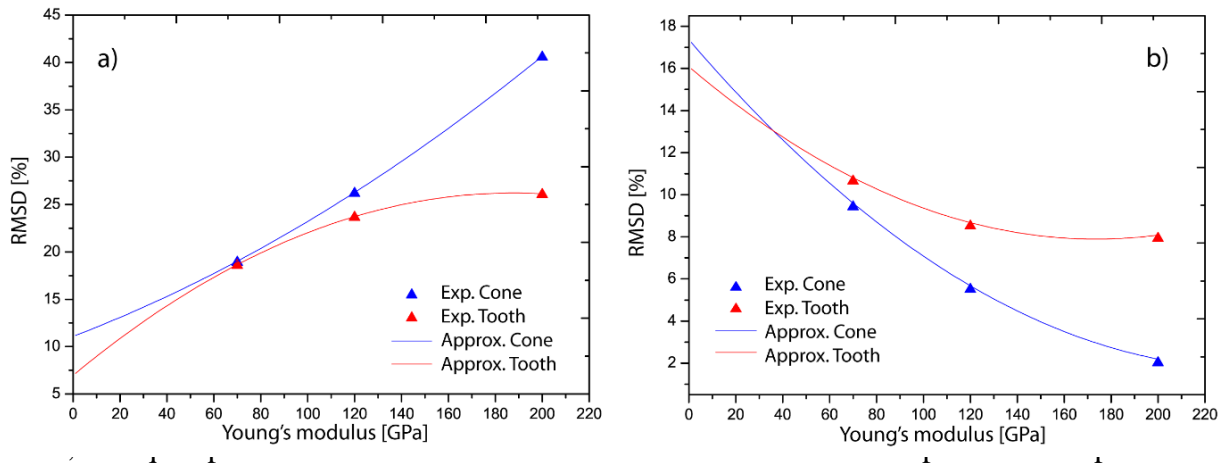
En la Figura 7.12a, se observa que cuando el módulo de Young aumenta el cambio de resistencia eléctrica hacia arriba. Esto sucede porque la resonancia (pico uno) se está moviendo hacia la derecha, ya que todo el sistema gana cierta rigidez de 70GPa a 200GPa. En la Figura 7.12b, se observa el caso contrario ya que las curvas se movieron hacia abajo, pero el efecto principal es el mismo que el pico. Analizando en detalle los resultados, se ve que los dos picos también se desplazan hacia la derecha. Las diferencias en ambos intervalos de observación se centran en la ubicación de la ventana, ya que una se tomó después de la resonancia y la otra antes.

En ambas Figuras 7.13a y 7.13b, se comparan las relaciones aparentes entre el módulo de Young y el índice RMSD para cada interfaz de acoplamiento. La Figura 7.13a muestra que

los índices de RMSD aumentaron con la variación del módulo de Young en ambos casos. En la Figura 7.13b, los índices disminuyeron como se esperaba ya que la relación de resistencia eléctrica era inversa a la determinada en la Figura 7.12a. En ambos casos, la RMSD del cono es más sensible a los cambios elásticos entre 12-40% y 17-2%, en contraste con 7.5-25% y 16-8% para el diente. Como conclusión, se observa que en ambos casos fue posible cuantificar las variaciones elásticas de los rangos de frecuencia establecidos para cada interfaz de acoplamiento.

Figura 7.13. RMSD calculada para resistencias eléctricas obtenidas en A-A y B-B.

a). 9.3-9.7 kHz. b). 11.1-11.5 kHz.



considerarse otra forma de detección si ambas interfaces pertenecen a la misma estructura.

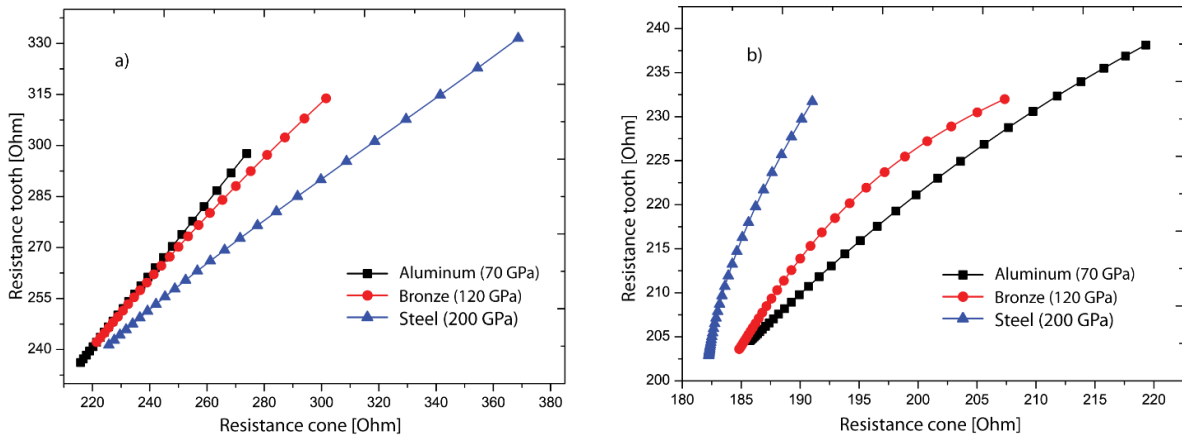
Además, las resistencias eléctricas se correlacionaron con el propósito de verificar la relación entre ambas interfaces de acoplamiento como se ilustra en la Figura 7.14a y b.

Como lo demuestran los resultados, esas relaciones cambian estructuralmente en ambos casos, lo que permite detectar las variaciones elásticas en el soporte. Esto podría considerarse otra forma de detección si ambas interfaces pertenecen a la misma estructura.

Por ejemplo, en un contexto real, los dientes son estructuras con diferentes propiedades geométricas y mecánicas y están incrustadas en el hueso. La correlación entre mediciones

se puede aplicar como un indicador de monitoreo. Sin embargo, para aplicaciones futuras, todos los esfuerzos deben centrarse en la descripción de la física de cada problema con el objetivo de comprender los efectos de las variaciones estructurales sobre éstas relaciones.

Figura 7.14. a) Relación entre señales de resistencia eléctrica obtenidas con cono y premolar como interfaces de acoplamiento



8 CONCLUSIONES

Se propuso una metodología para la diferenciación estructural de sustancias de soporte dental, a través de mediciones de impedancia electromecánica (EMI) obtenidas con un sensor llamado BBPS. Los experimentos realizados con BBPS mostraron resultados satisfactorios, lo que sugiere una validación preliminar de la metodología expuesta. En estas pruebas, fue posible identificar una tendencia similar en el EMI obtenido de cuatro sustancias que soportan dos dientes, un molar y un canino. Usando aproximaciones Gaussianas, fue posible correlacionar sustancias de soporte similares e identificar que son relativamente similares. El índice corrobora la correlación y diferenciación entre las sustancias de soporte, ya que las regiones se diferenciaron para los cuatro materiales.

Se describió una aplicación potencial de la técnica de impedancia electromecánica en el campo biomédico. Se presentó una nueva metodología para detectar variaciones de volumen (pérdida de masa) en un material utilizado como soporte (silicona I y II) para dientes. Los experimentos mostraron que, en el espectro de frecuencia, las variaciones asociadas a la pérdida de material producida por las perforaciones pueden identificarse y cuantificarse. Cuando el material pierde su volumen (eliminación de material), los picos de resonancia se desplazan; estas variaciones se cuantificaron con la técnica de impedancia electromecánica.

El diseño mecánico y la evaluación de un sensor de accionamiento piezoeléctrico para monitoreo estructural se desarrolló y se probó experimentalmente. Se aplicó la técnica de impedancia electromecánica y se investigaron sus efectos para detectar variaciones elásticas impuestas en el soporte del dispositivo piezoeléctrico. Los experimentos mostraron que cuando se modificó el módulo elástico, la resistencia eléctrica varió constantemente en los intervalos de 9,3 a 9,7 kHz y 11,1 a 11,5 kHz. Esto permitió que las variaciones elásticas se cuantificaran con un índice basado en RMSD. Se probaron dos tipos de interfaces de acoplamiento (cono y diente humano) para demostrar la repetibilidad del análisis presentado en este estudio. Considerando ambas interfaces de acoplamiento (uniendo parte entre el bracket y el dispositivo piezoeléctrico), la correlación entre sus resistencias

eléctricas demostró ser efectiva y sensible a las variaciones elásticas. Por lo tanto, estos cambios fueron identificados con las correlaciones.

9 RECOMENDACIONES

Para encontrar una aplicabilidad potencial, es necesario realizar pruebas en bio-estructuras en las que se pueda monitorear la reducción de la elasticidad global. Es importante tener en cuenta que este documento proporciona una prueba de concepto que debe validarse antes de una bio-aplicación real. En un contexto clínico, percibimos la oportunidad de estudiar la densidad ósea que ocurre en el hueso alveolar utilizando un método no invasivo de bajo costo y efectividad; sin embargo, muchos aspectos experimentales deben mejorarse para disminuir los errores inducidos por factores como las variaciones geométricas de las sustancias de soporte del diente.

10 REFERENCIAS

- Kiebzak, G. M., & Ambrose, C. G. (2006). Relationship among MRTA, DXA, and QUS revisited. *Journal of Clinical Densitometry*, 8(4), 396- 403.
- Buck, D. L., & Wheeler, P. W. (1969). A density comparison of human alveolar and retromolar bone. *The Angle Orthodontist*, 39(2), 133-136.
- Chugh, T., Jain, A. K., Jaiswal, R. K., Mehrotra, P., & Mehrotra, R. (2013). Bone density and its importance in orthodontics. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 3(2), 92-97.
- Maki, K., Okano, T., Morohashi, T., Yamada, S., & Shibasaki, Y. (1997). The application of three-dimensional quantitative computed tomography to the maxillofacial skeleton. *Dentomaxillofacial radiology*, 26(1), 39-44.
- báñez, R.. (2003). Bone mineral density measurement techniques. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 26(Supl. 3), 19-27.
- Tinoco, H.A. 2016; Gomez, J.P.; Torres, J. & Velasco-Mejia; M.A. (2016a). Structural Differentiation of Tooth Supporting Substances with the Electromechanical Impedance Technique. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*. 16(3), 1-7.
- Tinoco, H.A.; Gomez, J.P.; Torres-Beltran J. & Velasco-Mejia, M.A. (2016b). Electromechanical Impedance Technique for Structural Differentiation of Tooth Supporting Substance Using a Bracket-Beam-Piezoelectric assembly, In: *Proceedings of the Third International Conference on Advanced Mechatronics, Design, and Manufacturing Technology (AMDM 2016)*, . pp. 1-9. Cali, Colombia. April 2016. DOI: 10.13140/RG.2.1.2953.0008.

Zárate, A., Hernández, M., Morán, C., & Ángeles, L. (2003). El enfoque moderno de la osteoporosis. *Rev Fac Med UNAM*, 46(2), 49-51.

Caeiro, J. R., González, P., & Guede, D. (2013). Biomechanics and bone (& II): Trials in different hierarchical levels of bone and alternative tools for the determination of bone strength. *Rev. Osteoporos. y Metab. Miner*, 5(2), 99-108.

Velásquez-Forero, F. H. (2009). Histomorfometría de la biopsia ósea previo marcaje y procesada sin descalcificar. *Patología*, 47(2), 108-117.

Gasull, M.G. (2009). Factores de riesgo de osteoporosis. calidad ósea. la menopausia al inicio del siglo xxi, 57.

Brand, M. (2009). Microarchitecture, the key to bone quality. *Rheumatology*, 48.

Kanis, J. A., Johnell, O., Gullberg, B. O., Allander, E., Dillen, G., Gennari, C., Miravet, L. (1992). Evidence for efficacy of drugs affecting bone metabolism in preventing hip fracture. *Bmj*, 305(6862), 1124-1128.

Fogelman, I., & Blake, G. M. (2000). Different Approaches to Bone Densitometry*. *Journal of Nuclear Medicine*, 41(12), 2015-2025.

Landa, M. C. (2003). Papel de la terapia hormonal sustitutiva, en la prevención y tratamiento de la osteoporosis menopáusica. In *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* (Vol. 26, pp. 99-105). Gobierno de Navarra. Departamento de Salud.

Berrocal Kasay, A. (1997). Densitometría en pacientes con artritis reumatoidea. *Bol. Soc. Peru. Med. Interna*, 10(4), 159-61.

Kanis, J. A., Johnell, O., Gullberg, B. O., Allander, E., Dilşen, G., Gennari, C., ... & Miravet, L. (1992). Evidence for efficacy of drugs affecting bone metabolism in preventing hip fracture. *Bmj*, 305(6862), 1124-1128.

Ward, K. A., Adams, J. E., & Hangartner, T. N. (2005). Recommendations for thresholds for cortical bone geometry and density measurement by peripheral quantitative computed tomography. *Calcified tissue international*, 77(5), 275-280.

Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical engineering & physics*, 20(2), 92-102.

Weiner, S., & Wagner, H. D. (1998). The material bone: structure-mechanical function relations. *Annual Review of Materials Science*, 28(1), 271-298.

Goldstein, S. A., Smith, E. A., McCreadie, B. R., & Hoffler, C. E. (1999). A Hierarchical Approach to Exploring Bone Mechanical Properties. In *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface* (pp. 144-160). CRC Press.

Martin, R. B., Burr, D. B., Sharkey, N. A., & Fyhrie, D. P. (2015). Mechanical properties of bone. In *Skeletal tissue mechanics* (pp. 355-422). Springer, New York, NY.

Sharir, A., Barak, M. M., & Shahar, R. (2008). Whole bone mechanics and mechanical testing. *The Veterinary Journal*, 177(1), 8-17.

Turner, C. H. (2006). Bone strength: current concepts. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1068(1), 429-446.

Reilly, D. T., Burstein, A. H., & Frankel, V. H. (1974). The elastic modulus for bone. *Journal of biomechanics*, 7(3), 271-275.

Burstein, A. H., Reilly, D. T., & Martens, M. (1976). Aging of bone tissue: mechanical properties. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 58(1), 82-86.

Cezayirlioglu, H., Bahniuk, E., Davy, D. T., & Heiple, K. G. (1985). Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque. *Journal of Biomechanics*, 18(1), 61-69.

Keller, T. S., Mao, Z., & Spengler, D. M. (1990). Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(4), 592-603.

Cuppone, M., Seedhom, B. B., Berry, E., & Ostell, A. E. (2004). The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. *Calcified tissue international*, 74(3), 302-309.

Park, G., & Inman, D. J. (2007). Structural health monitoring using piezoelectric impedance measurements. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 365(1851), 373-392.

Annamdas, V. G., & Radhika, M. A. (2013). Electromechanical impedance of piezoelectric transducers for monitoring metallic and non-metallic structures: A review of wired, wireless and energy-harvesting methods. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 24(9), 1021-1042.

Annamdas, V. G. M., & Soh, C. K. (2016). Evaluation of peak-free electromechanical piezo-impedance and electromagnetic contact sensing using metamaterial surface plasmons for load monitoring. *Smart Materials and Structures*, 26(1), 015003.

Sirohi, J., & Chopra, I. (2000). Fundamental understanding of piezoelectric strain sensors. *Journal of intelligent material systems and structures*, 11(4), 246-257.

Tinoco, H. A., Robledo-Callejas, L., Marulanda, D. J., & Serpa, A. L. (2016). Damage detection in plates using the electromechanical impedance technique based on decoupled measurements of piezoelectric transducers. *Journal of Sound and Vibration*, 384, 146-162.

Hu, X., Zhu, H., & Wang, D. (2014). A study of concrete slab damage detection based on the electromechanical impedance method. *Sensors*, 14(10), 19897-19909.

Fu, J., Tan, C., & Li, F. (2015). Quantitative electromechanical impedance method for nondestructive testing based on a piezoelectric bimorph cantilever. *Smart Materials and Structures*, 24(6), 065038.

Tinoco, H. A., & Marulanda, D. J. (2015). Damage Identification in Active Plates with Indices Based on Gaussian Confidence Ellipses Obtained of the Electromechanical Admittance. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 34(3), 1-16.

Tinoco, H. A., Robledo-Callejas, L., Marulanda, D. J., & Serpa, A. L. (2016). Damage detection in plates using the electromechanical impedance technique based on decoupled measurements of piezoelectric transducers. *Journal of Sound and Vibration*, 384, 146-162.

Liang, C., Sun, F. P., & Rogers, C. A. (1994). Coupled electro-mechanical analysis of adaptive material systems-determination of the actuator power consumption and system energy transfer. *Journal of intelligent material systems and structures*, 8(4), 335-343.