



VNIVERSITAT
D VALÈNCIA

Facultat de Medicina i Odontologia
Departament d'Estomatologia

Tesis Doctoral

DESARROLLO DE UNA NUEVA PRUEBA DIAGNÓSTICA PARA EL DIAGNÓSTICO DE LA VITALIDAD PULPAR

Presentada por:

Da. Ana María Paredes Fos

Dirección:

Prof. Dr. D. Leopoldo Forner Navarro

Profa. Dra. Da. Rosa María Cibrián Ortiz de Anda

Programa de Doctorado: 99/2011 Odontología

Valencia, julio de 2020

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Forner por, además de ser uno de los directores de esta tesis y ayudarme en cada momento en que lo he necesitado, alentarme desde los inicios del Grado en Odontología a estudiar el campo de la Endodoncia.

A la Dra. Cibrián, por su apoyo y ayuda incondicional y su guía constante durante todo este camino por el mundo de la Termografía Infrarroja.

A todo el Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, en concreto a Rosario Salvador y a José Ignacio Priego por enseñarme todo lo que he necesitado y más sobre la termografía.

Al profesorado del Máster en Endodoncia de la Universitat de València, Carmen Llena, Amelia Almenar, Amaya Iturralde y Adrián Lozano, porque además de ser los mejores docentes que alguien puede tener, me han apoyado durante estos últimos tres años en cada momento que han podido.

A Juanjo, por no cesar en el intento de que mejore con los números con incansable paciencia.

A mis padres, mi hermana y a Sergio porque nunca lo habría conseguido sin su apoyo,
GRACIAS.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	5
1.1 . Morfología y fisiología del complejo dentino-pulpar	7
1.2 . Patología pulpar	8
1.3. Diagnóstico de la patología y de la vitalidad pulpares	9
1.4. Termografía infrarroja	16
1.5. Justificación	20
1.6. Hipótesis y objetivos	21
1.6.1. Hipótesis	21
1.6.2. Objetivo general	21
1.6.3. Objetivos específicos	21
2. METODOLOGÍA	23
2.1. Cámara termográfica	25
2.2. Estudio <i>in vitro</i>	27
2.2.1. Muestra	27
2.2.2. Protocolo de medida de la temperatura dental	27
2.2.3. Determinación del espesor de la dentina	32
2.2.4. Análisis estadístico de los datos	34
2.3. Estudio <i>in vivo</i>	35
2.3.1. Muestra	35
2.3.2. Protocolo para la toma de imágenes termográficas	36
2.3.3. Análisis estadístico de los datos	
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	41
3.1 . Resultados del estudio <i>in vitro</i>	43
3.1.1. Análisis del cambio térmico	43
3.1.2. Análisis observacional	47
3.1.3. Influencia del espesor del tejido dental	51
3.2. Resultados del estudio <i>in vivo</i>	53
3.2.1. Estudio de la distribución de la muestra	53
3.2.2. Análisis de la temperatura dental	53
3.2.3. Análisis de la influencia de la edad, del género y del tipo de diente	56
3.3. Discusión	59
3.3.1. Discusión del estudio <i>in vitro</i>	59
3.3.2. Discusión del estudio <i>in vivo</i>	63
4. CONCLUSIONES FINALES	69
5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

1. INTRODUCCIÓN

1.1- MORFOLOGÍA Y FISIOLOGÍA DEL COMPLEJO DENTINO-PULPAR

Existe una gran evidencia de que la dentina y la pulpa están unidas funcionalmente y, por lo tanto, integradas como un único tejido. Se trata de un tejido conjuntivo mineralizado en su porción periférica, similar al óseo. Los odontoblastos son las células que producen la parte mineralizada, la dentina.

Cuando los dientes se estimulan térmicamente, el líquido dentinal se expande o contrae más rápido que el volumen de los túbulos que contienen el líquido, lo que causa la activación hidrodinámica de los nervios intradentales. Si los tejidos externos que sellan la dentina (el esmalte y el cemento) se pierden por algún motivo, se pierde la compartimentación normal de los dos tejidos y se crea una continuidad de los mismos. A través de este medio las bacterias pueden difundirse por los túbulos dentinarios y producir reacciones pulpares. La pulpa responde a la presencia de toxinas bacterianas, de ácidos o a los cambios osmóticos de forma rápida, organizando una reacción inflamatoria. Con el paso del tiempo, el tejido pulpar produce dentina terciaria como respuesta biológica en un intento de reducir la permeabilidad del complejo dentino-pulpar y devolverlo a su situación original (Pashley, 2002).

Entre la dentina y la pulpa existe un intercambio activo y a través de este, la pulpa puede inflamarse o la dentina remineralizarse, por lo que la pulpa y la dentina son zonas interconectadas que comparten una función importante en la biología y en la fisiopatología dentaria; formando el complejo dentino-pulpar. La encapsulación de la pulpa dentro de la dentina crea un ambiente que influencia negativamente su potencial de defensa (Correa y cols., 2011).

La pulpa es un tejido ricamente innervado. Los 2 tipos de fibras nerviosas sensoriales en la pulpa son las fibras A, mielinizadas (A-delta y A-beta), y las fibras C, no mielinizadas. El 90% de las fibras A son fibras A-delta, que se localizan principalmente en la porción coronal de la pulpa, innervando mayoritariamente la dentina. Las fibras C están ubicadas en el núcleo de la pulpa (Abd-Elmeguid y Yu, 2009; Gopikrishna y cols, 2009). Las fibras A transmiten el dolor directamente al tálamo, generando un dolor rápido y agudo que se

localiza fácilmente. Las fibras C están influenciadas por muchas interneuronas moduladoras antes de llegar al tálamo, lo que resulta en una manifestación lenta, que se caracteriza por ser sorda y dolorosa, además puede provocar que el dolor se irradie por ambas arcadas (Abd-Elmeguid y Yu, 2009; Gopikrishna y cols, 2009).

Por otro lado, la pulpa es un sistema de microcirculación porque carece de venas y arterias verdaderas; los vasos más grandes que contiene son las arteriolas y las vénulas. Su función principal es regular el entorno intersticial local de la pulpa dental a través del transporte de nutrientes, hormonas y gases y la eliminación de productos de desecho metabólico. Sin embargo, la microcirculación pulpar es un sistema dinámico que regula el flujo sanguíneo en respuesta a sucesos metabólicos cercanos (incluida la dentinogénesis). También responde a estímulos inflamatorios con un gran cambio en las propiedades circulatorias y la expresión endotelial de ciertas proteínas que conducen al reclutamiento de células inmunitarias en el lugar de la lesión tisular (Suda e Ikeda, 2002).

1.2- PATOLOGÍA PULPAR

El inicio de la patología puede llegar a la pulpa a través de la corona o de la raíz del diente (infección retrógrada), a partir de los canalículos secundarios, desde el ligamento periodontal o desde el ápice durante un proceso de periodontitis. Las infecciones producidas por microorganismos anaerobios y bacterias gram-negativas son una de las causas más importantes que pueden afectar a la pulpa. Las causas más comunes de infección pulpar a través de la corona son la caries, las fisuras o fracturas, así como los defectos del desarrollo dental, siendo las bolsas periodontales y bacteriemias aquellas que con mayor frecuencia conllevan infecciones a través de la raíz (Byers y Närhi, 2002; Marco, 2004). Otras circunstancias etiológicas de la patología pulpar son: los traumatismos agudos o crónicos, los cambios bruscos de temperatura con generación de calor (usos e instrumentos o materiales), electrogalvanismo, variaciones bruscas de presión con liberación de burbujas de nitrógeno de la sangre, radioterapia, toxicidad de materiales usados en la terapéutica o patología sistémica (diabetes, gota o nefropatías) (Marco, 2004).

Debido a las diversas causas que producen patología pulpar y periapical, el proceso patogénico básico que se desarrolla es el de la respuesta inflamatoria (pulpitis) inflamación que ocurre como respuesta a mecanismos directos (por ejemplo, bacterianos) que pueden llevar a producir la muerte de los odontoblastos. La respuesta inicial a nivel vascular es una rápida vasoconstricción seguida de una vasodilatación casi inmediata con enlentecimiento del flujo sanguíneo, acúmulo de hematíes en el centro del vaso y emigración de los leucocitos a la periferia, pegándose a la pared del vaso. Se produce una extravasación plasmática hacia los espacios de tejido conectivo, dando lugar a un edema que produce una elevación en la presión local y que es responsable de la compresión de las terminaciones nerviosas, originando el dolor. El resultado final de la inflamación va a ser un infiltrado de leucocitos, macrófagos y células plasmáticas. En la fase aguda de la inflamación se produce una exudación como respuesta de los tejidos pulpar y periapical ante cualquier agresión, con predominio de los neutrófilos. Al llegar a la fase crónica, la respuesta del huésped es proliferativa, en un intento del tejido pulpar y periapical de reparar la lesión, con la formación de nuevas células, vasos y fibras, que sería lo que se denomina tejido de granulación (Simon y cols., 1996; Simon, 1999; Marco, 2004; Abbot y Yu, 2007).

1.3- DIAGNÓSTICO DE LA PATOLOGÍA Y DE LA VITALIDAD PULPARES

El diagnóstico debe combinar los datos clínicos, radiográficos, la historia clínica (Abd-Elmeguid y Yu, 2009), la experiencia previa y la evidencia científica para alcanzar un diagnóstico certero (Berman y Hartwell, 201; Chen y Abbott, 2009; Jafarzadeh y Abbott, 2010; Jespersen y Cols., 2014). La recogida inicial de datos se debe completar con un diagnóstico más objetivo (Berman y Hartwell, 201).

Asimismo, también es importante la identificación de enfermedades en sus etapas más tempranas, lo que permite al/a la odontólogo/-a iniciar las técnicas de manejo más conservadoras y evitar posibles complicaciones y gastos que pueden surgir si una enfermedad se deja sin diagnosticar y no se trata durante un período de tiempo suficiente (Alghaithy y Qualtrough, 2017).

Las enfermedades que afectan a la pulpa dental son inflamatorias o infecciosas en su origen. En ambos casos, la microcirculación dentro del tejido pulpar sano inicia una respuesta inflamatoria como parte de un mecanismo defensivo para mantener la integridad de la pulpa dental. Así pues, se acepta que el aporte sanguíneo a este tejido (vitalidad pulpar) es el mejor indicador del verdadero estado de la pulpa dental (Baumgardner y cols., 1996; Jafarzadeh, 2009; Alghaithy y Qualtrough, 2017).

La técnica ideal para establecer el estado de la vitalidad pulpar debería tener las siguientes características: (Kells y cols., 2000a; Jafarzadeh y cols., 2008; Gopikrishna y cols., 2009; Jafarzadeh y Abbott, 2010b): no invasiva, objetiva, no dolorosa, exacta, reproducible, estandarizada, fácil de realizar, y económica.

Entre las pruebas diagnósticas que pueden ser utilizadas en el diagnóstico de la patología pulpar se encuentran las conocidas como “pruebas de vitalidad pulpar”, las cuales, en realidad, deberían llamarse “pruebas de sensibilidad pulpar”, ya que recogen la respuesta del complejo dentino-pulpar ante estímulos provocados (térmicos y eléctricos). Desafortunadamente, la determinación de la cantidad y de la calidad de tejido pulpar remanente solo se puede hacer de forma histológica, lo cual supone, la muerte de la pulpa (Bender, 2000; Chen y Abbott, 2009).

Las pruebas de sensibilidad pulpar son utilizadas para determinar indirectamente el estado de la pulpa, comprobando el estado de las fibras nerviosas que inervan a esta. (Kells y cols., 2000a; Smith y cols., 2004; Jafarzadeh y cols., 2008; Chen y Abbott, 2009; Gopikrishna y cols. 2009; Jafarzadeh, 2009; Jafarzadeh y Abbott, 2010a; Sadique y cols., 2014; Alghaithy y Qualtrough, 2017). En estos casos la circulación de estos dientes es normal (Sadique y cols., 2014).

Por otro lado, las pruebas de vitalidad pulpar, a pesar de ser un mejor indicador del estado de salud de la pulpa, pueden no reflejar el verdadero estado del tejido pulpar en situaciones clínicas en las que este presenta patología, pero mantiene un suministro de sangre viable; es decir, cuando el flujo de sangre puede ser detectado positivamente. Las pruebas de vitalidad no están libres de limitaciones, su uso es complicado y requiere un

estricto cumplimiento de las técnicas de aplicación, lo que hace que los beneficios de usar estas pruebas en la práctica diaria sean cuestionables (Alghaithy y Qualtrough, 2017).

Antes de comenzar cualquier tratamiento, debe haber al menos dos resultados, de pruebas de diagnóstico independientes que se correlacionen entre sí, para indicar el estado de la enfermedad pulpar. Las pruebas diagnósticas pulpares, por sí mismas, generalmente no son adecuadas para establecer un diagnóstico definitivo, pero pueden proporcionar información útil al respecto (Jafarzadeh y Abott, 2010a).

Una parte esencial del proceso de diagnóstico de la enfermedad pulpar es la utilización de pruebas de sensibilidad pulpar (estímulo térmico – frío o calor- o eléctrico) (Moody y cols., 1989; Alghaithy y Qualtrough, 2017). Estas pruebas deben realizarse inicialmente en dientes sin dolor, lejos del área afectada para tener una impresión inicial de la respuesta. Para mejorar la objetividad, las pruebas deben repetirse después de un período de recuperación de 1 minuto, a menos que se haya causado demasiada incomodidad (Berman y Hartwell, 2011). Al realizar una prueba, se debe evaluar la inmediatez, la intensidad y la duración de la respuesta, especialmente esta última, en comparación a la respuesta producida al probar otros dientes en el mismo paciente (Jafarzadeh y Abott, 2010a). No son pruebas agradables, por lo que esto agrava su subjetividad (Gopikrishna y cols, 2008). Son pruebas indicadas ante dolor en la zona trigeminal (Mumford y Björn, 1962; Harris, 1973; Ehrmann, 1977; White y Cooley; 1977), tras un traumatismo dental -en este caso, una respuesta negativa puede no ser indicativo de la ausencia de suministro de sangre a la pulpa en un periodo de 1 a 8 semanas- (Bhaskar y Rappaport, 1973), antes de tratamientos restaurativos (Ehrmann, 1977) o protéticos (Cooley y cols., 1984), como control en la terapia vital pulpar o en dientes con restauraciones extensas o profundas (Mumford y Björn, 1962; Cvek, 1978). Así mismo, son imprescindibles para el diagnóstico diferencial entre la radiotransparencias periapicales y zonas anatómicas normales o lesiones no odontogénicas (Ehrmann, 1977), aunque puede haber patología pulpar sin signos radiológicos (Cooley y cols., 1984). Por otra parte, las pruebas de sensibilidad pulpar eléctricas pueden ser adecuadas para evaluar el estado de la pulpa de los dientes trasplantados, especialmente si las respuestas posteriores al trasplante aumentan numéricamente con el tiempo (Jafarzadeh y Abott, 2010a); de la misma forma se pueden utilizar después de las fracturas / osteotomías de tipo Le Fort. La mayoría de

los dientes vuelven a las respuestas normales alrededor de 7 a 11 meses después de la cirugía (Jafarzadeh y Abbott, 2010a).

No obstante, las pruebas de sensibilidad pulpar tienen limitaciones. Son subjetivas y miden solo las respuestas nerviosas de la pulpa y no el flujo sanguíneo pulpar. Pueden no ser efectivas en pacientes ancianos, con mayor cantidad de dentina secundaria y menos terminaciones nerviosas (Berman y Hartwell, 2011). Son menos fiables en dientes con ápices inmaduros porque el desarrollo del plexo de Raschkow no se produce completamente hasta las etapas finales del desarrollo de la raíz. Tampoco son fiables después de las lesiones traumáticas (Bhaskar y Rappaport, 1973). Hay una falta de correlación con el estado histológico de la pulpa (Jafarzadeh y Abbott, 2010a; Mumford y Björn, 1962; Ring y Ammer, 2000; Gopikrishna y cols, 2009). Las pruebas de sensibilidad son difíciles de aplicar o no son concluyentes cuando se usan con niños (Peters y cols., 1994) porque no siempre pueden describir síntomas subjetivos o una respuesta a un estímulo (Kennedy y cols., 1987). Hay controversia acerca de las pruebas de sensibilidad pulpar en dentición primaria, y algunos autores afirman que las pruebas térmicas generalmente no son fiables (Berman y Hartwell, 2011). Las restauraciones extensas, la retracción de la pulpa y las calcificaciones pulpares crean limitaciones en la respuesta a las pruebas de sensibilidad pulpar (Pantera y cols., 1992). Por último, también hay variabilidad en la respuesta en diferentes días y en diferentes horas del mismo día (Jafarzadeh y Abbott, 2010a).

Se debe enfatizar que no hay una respuesta particular al calor o al frío que sea exclusiva de los estados patológicos específicos de la pulpa, aunque existen tendencias generales (Jafarzadeh y Abbott, 2010a).

Entre las pruebas de sensibilidad pulpar, las más utilizadas son las que usan estímulos térmicos, se trata de uno de los métodos más antiguos para evaluar la salud pulpar (Chen y Abbott, 2009). Se acepta clínicamente que la sensibilidad térmica es un signo de inflamación de la pulpa; por lo tanto, el uso de estas pruebas es un medio estándar para evaluar el estado pulpar (Rickoff y cols., 1988). Como regla general, la sensibilidad al frío aparece inicialmente, mientras que el deterioro continuo de la pulpa conduce a la sensibilidad al calor, y la sensibilidad al frío desaparece. Eventualmente, los estímulos

fríos pueden aliviar el dolor inducido por el calor. La pulpa enferma también suele mostrar cambios en la respuesta al estímulo eléctrico (Fuss y cols., 1986; Udoe y cols., 2010), por lo que un procedimiento de diagnóstico completo debe utilizar pruebas tanto eléctricas como térmicas (Selden, 2000). Si el paciente no informa de antecedentes de dolor térmico, entonces, se selecciona una prueba de frío (Ruddle, 2002a). Sin embargo, hay que tener presente que tiene un alto grado de subjetividad para distinguir una respuesta normal de una respuesta anormal (Linsuwanont y cols., 2008). Las pruebas térmicas se basan en el flujo de fluido a través de los túbulos dentinarios (Jafarzadeh y Abott, 2010a) que provocará la irritación de los tejidos periféricos, incluidas las fibras A-delta, lo que provoca un dolor agudo. Si la pulpa está severamente inflamada, también es probable que la expansión de la estimulación por calor, o posiblemente la contracción de la estimulación por frío, del tejido de la pulpa pueda inducir la estimulación de las fibras C (Bertman y Hartwell, 2011).

Se ha comprobado que las pruebas de frío no dañan la pulpa, mientras que las pruebas de calor tienen un mayor potencial para causar lesiones (Chen y Abbott, 2009). No obstante, si las pruebas se usan correctamente, las lesiones son poco frecuentes (Bertman y Hartwell, 2011). Las pruebas con frío pueden causar la degeneración pulpar si se produce la congelación del tejido (Dowden y cols., 1983). Sin embargo, se ha demostrado que la congelación se produce solo cuando se mantiene un estímulo a una temperatura inferior a -10°C durante 5 a 20 minutos (de Morais y cols, 2008; Chen y Abbott, 2009). Esta lesión podría involucrar la formación de cristales de hielo intracelular junto con necrosis isquémica como resultado de lesiones vasculares (Dowden y cols., 1983).

Se ha descrito en la literatura que, en general, las pruebas con frío son métodos más precisos para el diagnóstico de la patología pulpar que las pruebas de calor (Ehrmann, 1977; Shabahang, 2005; Gopikrishna y cols, 2009). Pero pierden fiabilidad en dientes más calcificados (Ehrmann, 1977; Miller y cols., 2004). Las pruebas de frío también se pueden usar para diferenciar entre pulpitis reversible e irreversible (Gopikrishna y cols, 2009; Bertman y Hartwell, 2011). Usualmente, la respuesta a un estímulo frío se mide como una reacción positiva o negativa (Ehrmann, 1977), pero la calidad de la respuesta también es importante. Por lo general, si la pulpa está inflamada, el/la paciente notificará un dolor breve y agudo que podría desaparecer rápidamente una vez que se retire el

estímulo o podría convertirse en un dolor sordo que perdura después de retirar el estímulo. Cuando el dolor desaparece rápidamente, esto suele indicar una pulpitis reversible, mientras que el dolor persistente indica una pulpitis irreversible (Bertman y Hartwell, 2011).

Las pruebas de frío son más fiables que las pruebas eléctricas en dientes con ápices inmaduros. Como las pruebas térmicas no son 100% precisas, una prueba eléctrica es especialmente beneficiosa para confirmar un diagnóstico dudoso (Gopikrishna y cols, 2009; Shabahang, 2005).

Clínicamente, se elimina un estímulo frío cuando el paciente siente la sensación, por lo que es poco probable que la temperatura de la unión pulpo-dentinal disminuya al nivel necesario para producir la anestesia (Pantera y cols., 1993).

Hay varios métodos disponibles, como palitos de hielo, pulverizadores de refrigerante, nieve de dióxido de carbono (CO₂), cloruro de etilo y baños de agua fría, donde la diferencia principal entre ellos es la temperatura producida por cada prueba (Jones, 1999; Jones, 2002; Gopikrishna y cols, 2009).

Cuando se aplica un estímulo frío a un diente con una pulpa normal, crea una respuesta rápida, pero el estímulo no dura mucho tiempo. Si la pulpa tiene una inflamación leve y local, el paciente siente una reacción más aguda. La aplicación de calor en estos casos produce una sensación similar, pero más lenta. El calor hace que el líquido se expanda, estimulando las fibras A-delta; sin embargo, cuando se aplica calor a una pulpa inflamada, el aumento de la presión puede estimular las fibras C y producir un dolor prolongado. Debido a que el frío puede aliviar el dolor en la pulpitis irreversible, las pruebas de calor pueden dar mejores resultados para un diagnóstico certero (Bertman y Hartwell, 2011). El dolor producido por el calor generalmente nos indica que la pulpa está inflamada de manera aguda o que está parcialmente necrótica (Chen y Abbott, 2009).

El test eléctrico pulpar es un método comúnmente usado para probar la sensibilidad de la pulpa. El uso de la electricidad como ayuda en el diagnóstico de las enfermedades pulpares es más antiguo que el uso de la radiografía en odontología. Son efectivas en

pacientes de edad avanzada (Wooley y cols., 1964; Michaelson 1975; Ehrmann, 1977; Bender y cols., 1989). Sin embargo, no debe considerarse como el principal instrumento de elección para la evaluación del estado de la pulpa, ya que una prueba de frío positiva proporciona una respuesta más precisa y es más fácil de realizar e interpretar (Wilson y cols., 2006; Bertman y Hartwell, 2011). El esmalte y la dentina tienen una alta resistencia contra la conducción de la corriente eléctrica. La energía se puede perder en estos tejidos duros, dejando un nivel bajo de estimulación para los nervios del tejido pulpar (Gopikrishna y cols, 2009). El principio de la prueba eléctrica es elevar el potencial eléctrico a través del esmalte y la dentina hacia la pulpa para provocar una respuesta medible de la misma (Cooley y Robison 1980; Cooley y cols., 1984; Jacobson, 1984; Pantera y cols., 1992). Son pruebas sensibles a la técnica y deben realizarse con cuidado (Chen y Abbott, 2009; Gopikrishna y cols, 2009).

Como se ha descrito anteriormente, la vitalidad pulpar implica que el suministro de sangre está presente dentro de los tejidos. Por lo tanto, solo una prueba que realmente mide o evalúa el flujo sanguíneo de la pulpa puede denominarse “prueba de vitalidad” (Jafarzadeh, 2009; Bruno y cols., 2014).

La prueba de vitalidad de los dientes requiere la medición del flujo sanguíneo pulpar, y se han utilizado varios métodos experimentales para su evaluación (Jafarzadeh, 2009; Bruno y cols., 2014). Estos incluyen métodos invasivos como el aclaramiento de radioisótopos, desaturación de gas H₂ y técnicas no invasivas como la flujometría con láser Doppler, pulsioximetría, espectrofotometría, fotopleletismografía y medición de la temperatura de la superficie dental (Fanibunda, 1986; Kells y cols., 2000a, b; Smith y cols., 2004; Jafarzadeh y cols. 2008; Jafarzadeh, 2009).

Los más utilizados y estudiados en la actualidad son la flujometría con láser Doppler, pulsioximetría y la termografía. Se trata de métodos no invasivos, objetivos, e indoloros que están mostrando resultados prometedores en la determinación de la vitalidad pulpar.

La flujometría con láser Doppler es un método de medición óptica que permite medir el número y la velocidad de las partículas transportadas por un flujo de fluido. Las partículas deben ser lo suficientemente grandes para dispersar suficiente luz para la detección de

señales, pero lo suficientemente pequeñas para seguir el flujo (Roy y cols., 2008). Ha demostrado ser una técnica fiable para la medición del flujo vascular pulpar (Yanpiset y cols., 2001;). Asimismo, es reproducible y ha sido reconocido como el método estándar en la determinación de presencia de flujo sanguíneo intrapulpar (Jafarzadeh, 2009; Ghouth y cols., 2019; Lima y cols., 2019). El elevado coste de este método y la dificultad de uso en la práctica clínica han retrasado su introducción clínica a gran escala (Roebuck y cols., 2000).

Los pulsioxímetros consisten en 2 diodos emisores de luz de diferentes longitudes de onda: uno emite luz roja (600 nm) y otra luz infrarroja (900-940 nm) operando en ciclos de 500 veces por segundo. Las emisiones de estas fuentes de luz son recogidas por un fotodiodo receptor y convertidas por circuitos electrónicos en saturación de oxígeno arterial y frecuencia del pulso (Bruno y cols., 2014). La hemoglobina oxigenada y desoxigenada absorbe diferentes cantidades de luz roja e infrarroja. Esta luz es recibida por un diodo fotodetector conectado a un microprocesador. La relación entre el cambio pulsátil en la absorción de luz roja y luz infrarroja es evaluada por el pulsioxímetro para mostrar la saturación de la sangre arterial. Utiliza esta información, junto con las curvas de absorción conocidas para hemoglobina oxigenada y desoxigenada, para determinar los niveles de saturación de oxígeno (Berman y Hartwell, 2011).

La termografía infrarroja es una técnica poco estudiada en la literatura actual y en la que se centra el presente estudio, por lo que se analiza a continuación con mayor detalle.

1.4- TERMOGRAFÍA INFRARROJA

La termografía infrarroja es una técnica no invasiva y segura, que mide la radiación infrarroja emitida por el cuerpo. A partir de esta medida se puede determinar la temperatura de la superficie corporal (Ring y Ammer, 2012; Usamentiaga y cols., 2014; Fernandez y cols., 2015; Mendes y cols., 2020).

Fue en 1800 cuando se introdujo la definición de radiación infrarroja a partir de los experimentos de William Herschel para medir el calor más allá del espectro visible. Su

hijo, John Herschel, continuó con los experimentos tras su muerte y consiguió una imagen con éxito utilizando la radiación solar, a esta imagen la llamó “termograma” (Ring, 2006).

Toda la materia, a una temperatura por encima del cero absoluto (0 K o -273,16 °C), emite radiación electromagnética, que es radiación térmica (Fernandes y cols. 2014). Los objetos tienen la capacidad de emitir y absorber radiación electromagnética; un objeto físico que absorbe toda la radiación electromagnética incidente se llama cuerpo negro, que también es el mejor radiador térmico posible, según la Ley de Kirchoff, donde la cantidad de absorción será igual a la cantidad de emisión para estar en equilibrio térmico (Thomas, 1999).

La ecuación de Stefan-Boltzmann expresa la energía total irradiada de un cuerpo negro, por unidad de área y por unidad de tiempo, que es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura absoluta. La mayoría de los termómetros de radiación se basan en ello (Jones, 1998; Usamentiaga y cols., 2014; Fernandez y cols., 2015). Para los objetos reales la ecuación de Stefan-Boltzman se expresa como:

$$E = \varepsilon * \sigma * T^4$$

donde E, es la energía irradiada por el cuerpo emisor por unidad de superficie y tiempo; σ , es la constante de Stefan-Boltzmann ($5.67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2 \text{ K}^4$), T es la temperatura expresada en kelvin, y ε , es la emisividad del cuerpo y es la relación entre la emisión radiante producida por un objeto y la de un cuerpo negro a una temperatura específica. Por ello, la emisividad del cuerpo negro es 1 ya que es la superficie emisora perfecta.

La emisividad es un factor muy importante en la medición de la temperatura con esta técnica ya que, como se aprecia en la expresión anterior, afecta a la precisión de la medición. Para materiales altamente reflectantes, el valor de emisividad se aproxima a cero (Thomas, 1999; Vardasca y Simoes, 2013) y para la piel la emisividad se sitúa en 0,98.

La termografía tiene muchas ventajas sobre otras tecnologías, en general, las principales son las siguientes (Gade y Moeslum, 2014; Usamentiaga y cols., 2014):

- Es una tecnología sin contacto: los dispositivos utilizados no están en contacto con la superficie emisora.
- Las imágenes son en tiempo real, lo que permite la medición de patrones térmicos que cambian rápidamente.
- No tiene ninguno de los efectos dañinos de la radiación de las tecnologías, como las imágenes de rayos X. Por lo tanto, es adecuado para uso prolongado y repetido.

Las cámaras térmicas son los instrumentos utilizados en la termografía para capturar y monitorizar la temperatura de los objetos a través del calor irradiado en su superficie.

El primer uso de un sistema termográfico para observar la distribución de la temperatura en el cuerpo humano fue llevado a cabo por Lawson en 1956, cuando utilizó un sistema de evaporografía para observar la distribución de la temperatura de un tumor maligno de cáncer de mama.

Las imágenes termográficas infrarrojas controladas por ordenador son un método no invasivo para registrar la temperatura de la superficie del cuerpo. Es una técnica altamente sensible y, si se va a utilizar como herramienta de investigación, exige una estandarización rigurosa del entorno experimental para eliminar cualquier fuente de influencias térmicas con el fin de garantizar una recopilación de datos coherente, validando así la metodología (Kells y cols., 2000a; Smith y cols., 2004).

Para aplicar esta tecnología al estudio de la vitalidad pulpar debe tenerse en cuenta que la temperatura en la superficie del diente está determinada por el equilibrio entre la facilidad con que se transmite el calor a su superficie y con la que se disipa en el medio ambiente. En condiciones ambientales controladas, las fuentes de calor para los dientes vitales son el calor transferido por los tejidos periodontales a través de la dentina y el esmalte hasta la superficie dental, el calor transportado por la circulación hacia la pulpa y el calor

producido dentro del tejido pulpar debido al metabolismo de este. Para dientes con pulpa no vital, solo está presente la primera fuente de calor (Jafarzadeh y cols., 2008).

Fanibunda (1986a, b) sugirió la posibilidad de relacionar la presencia de flujo sanguíneo pulpar con la tasa de recuperación de la temperatura de la superficie del diente a la inicial después de la aplicación de un cambio térmico, ya sea con calor o frío.

El trabajo de Pogrel y cols., (1989) apoyó los hallazgos de Fanibunda (1986b) de que, tras el enfriamiento, los dientes vitales se recalentaban con mayor rapidez que los dientes no vitales.

Las imágenes térmicas médicas digitales (DMTI) se han aplicado con éxito en: oncología de la piel, control del dolor, evaluación y caracterización de trastornos vasculares, diabetes, circulación periférica vascular, artritis reumática, cirugía a corazón abierto y trasplante, evaluación de quemaduras, evaluación y caracterización de trastornos dermatológicos, monitorización de la eficacia de fármacos y terapias, monitorización de tiroides, odontología, alergias respiratorias y medicina deportiva y de rehabilitación (Lahiri y cols., 2012).

En la toma de imágenes termográficas se debe de tener en cuenta una serie de consideraciones, ya que es una técnica sensible a las condiciones ambientales. Entre estas encontramos la temperatura ambiental, la humedad relativa y la presión atmosférica. La temperatura ambiental está recomendada que se mantenga en un rango de 20 ° C a 24 ° C (Ishigaki y cols., 1989; Fernandez y cols., 2015).

Además, también es importante la sala de investigación utilizada para la toma de estas imágenes, ya que, aunque no es un factor significativamente influyente, debe ser lo suficientemente grande para colocar el equipo de medición, al paciente y además que permita mantener una temperatura ambiental estable (Ring y Ammer, 2000; Fernandez y cols., 2015).

La tecnología en general para las cámaras termográficas ha evolucionado considerablemente en las últimas décadas, de forma que se recomienda que algunos de

los estudios realizados en los años 1960 y 1970 se reproduzcan con la tecnología actual (cámaras de alta resolución y técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes) y se establezcan procedimientos normalizados para los resultados prospectivos (Vardasca y Simoes, 2013; Mendes y cols., 2020).

1.5- JUSTIFICACIÓN

La patología dental puede cursar con alteraciones morfológicas, estructurales y funcionales del complejo dentino-pulpar. Las características histopatológicas de los procesos inflamatorios pulpares no tienen correlación con las manifestaciones clínicas, por lo tanto, es muy difícil establecer, mediante una exploración clínica, cuál es el estado vascular y nervioso de la pulpa, así como establecer la reversibilidad o no del proceso patológico pulpar. Sólo en casos extremos, pequeñas irritaciones pulpares que generan hiperalgesia o, por el contrario, el establecimiento de una necrosis pulpar parece ser más fácilmente asociable a una pulpa inflamada pero curable y a una pulpa que no puede regresar a un estado de normalidad, respectivamente. Pero en este segundo caso, se puede reconocer alguna respuesta a estímulos, ya que las fibras A y C, que forman parte de la inervación pulpar, pueden sobrevivir de manera funcional más allá que el resto de los tejidos circundantes que constituyen la pulpa.

En estas condiciones se han descrito y se continúan utilizando una serie de pruebas diagnósticas, muchas de ellas basadas en la provocación de un estímulo y el registro de la reacción sensible o dolorosa por parte del paciente.

Como consecuencia de la falta de concreción de este tipo de pruebas diagnósticas se han intentado desarrollar otros procedimientos basados en la presencia de vascularización en el diente, lo cual indicaría su vitalidad, mientras que su ausencia orientaría a una necrosis.

Dentro de esta última línea de investigación se enmarca la posibilidad de utilizar la termografía, la cual podría discriminar entre un diente vital y uno necrótico a causa de la posible diferencia de temperatura que se registraría entre ambos tipos de dientes.

La termografía es una técnica no invasiva que podría ser útil para acercarnos al diagnóstico de la vitalidad pulpar. Hasta ahora son muy pocos los estudios de investigación realizados sobre esta técnica, por ello creemos interesante y pertinente ahondar este tema y para ello hemos diseñado el presente trabajo de investigación.

1.6- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

1.6.1- Hipótesis.

La termografía correctamente protocolizada puede ser una técnica adecuada para diagnosticar la vitalidad pulpar.

1.6.2- Objetivo general.

Explorar la utilización de la termografía para el diagnóstico de la vitalidad pulpar y proponer una modalidad de procedimiento clínico para ello.

1.6.3- Objetivos específicos.

- Desarrollar un modelo experimental *in vitro* que permita realizar un análisis de la recuperación de la temperatura dental tras un estímulo térmico en condiciones de ausencia y presencia de vascularización simulada.
- Medir *in vitro* los cambios térmicos producidos en la superficie de un diente depulpado, después de provocar un descenso controlado de la temperatura, durante el periodo posterior al estímulo.
- Medir *in vitro* los cambios térmicos producidos en la superficie de un diente depulpado con vascularización simulada después de provocar un descenso controlado de la temperatura, durante el periodo posterior al estímulo.
- Comparar los cambios térmicos provocados en las dos situaciones descritas en los dos puntos previos.
- Establecer la influencia del espesor de los tejidos mineralizados de la corona del diente en los registros termográficos.
- Desarrollar un protocolo *in vivo* para la toma de imágenes termográficas.

- Medir *in vivo* los cambios térmicos producidos en la superficie dental tras la aplicación de un estímulo térmico, tanto en dientes con tratamiento de conductos (no vitales) como en otros vitales, para realizar la oportuna comparación.
- Establecer si existen diferencias térmicas entre los dientes que son positivos a las pruebas de sensibilidad al frío y los que son negativos.

2. METODOLOGÍA

2.1- CÁMARA TERMOGRÁFICA

Para realizar todas las mediciones del estudio se utilizó la cámara termográfica FLIR E60 (Figura 1) (FLIR, Luxemburgstraat, Bélgica), con su correspondiente sistema de análisis de imágenes FLIR TOOLS (FLIR, Wilsonville, EE. UU).



Figura 1. Cámara FLIR E60.

Los componentes principales de la cámara térmica son:

- La óptica, que enfoca la energía infrarroja en el detector.
- La matriz de detectores infrarrojos, que convierte la energía infrarroja en una señal eléctrica proporcional.
- El sistema obturador, que realiza una corrección de imagen siempre que se presiona el botón de ajuste automático.
- La unidad de procesamiento de señales digitales (DSP), que es el componente electrónico que procesa la señal eléctrica para producir una imagen radiométrica y realizar cálculos de temperatura.

Todas las imágenes obtenidas se analizaron con el programa FLIR TOOLS (Figura 2), seleccionando la región de interés (ROI: Region Of Interest) de la superficie dental en cada uno de los momentos en los que fueron tomadas las imágenes.

Las ROIs se establecieron en el centro de la cara vestibular de cada uno de los dientes, (Figura 3) seleccionando la zona donde se iba a producir el estímulo térmico de frío. En estas ROIs se obtenían los datos de temperaturas máximas y medias en cada una de las medidas realizadas.

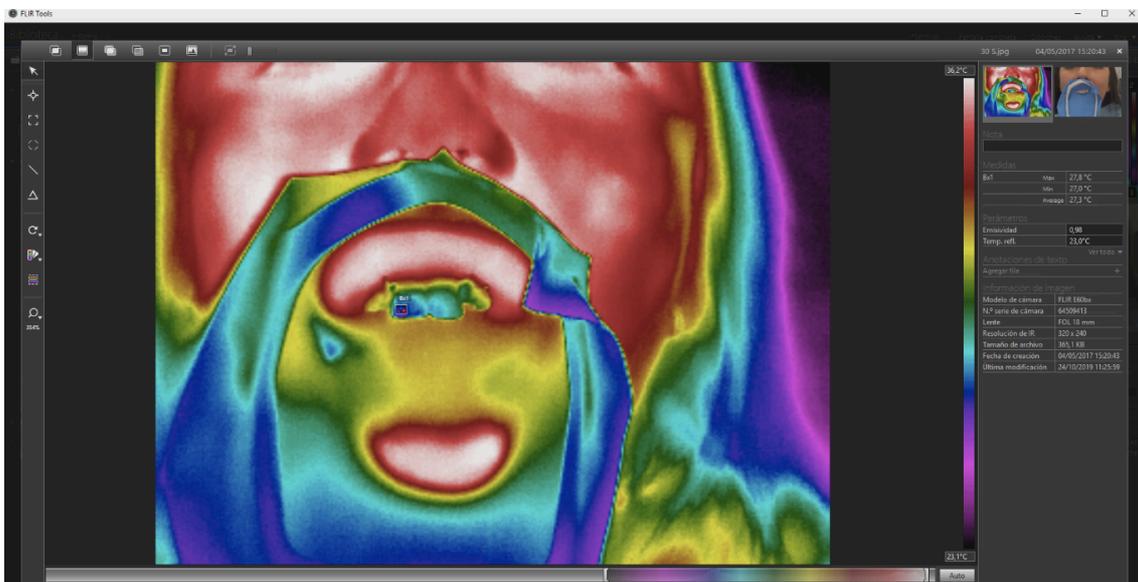


Figura 2. Programa de análisis de las imágenes termográficas, FLIR TOOLS.

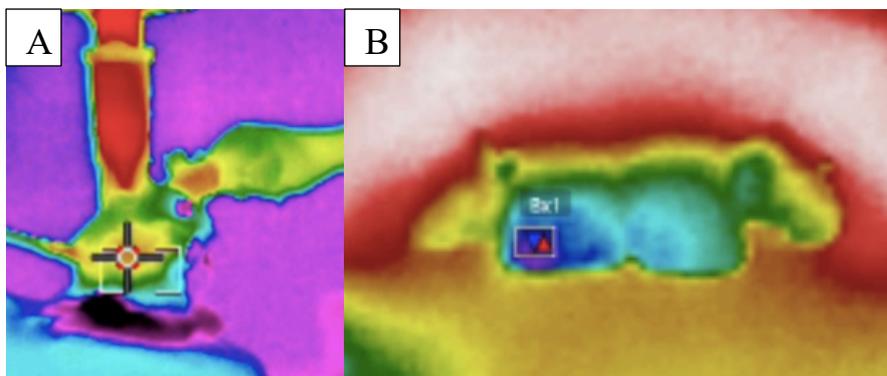


Figura 3. Región de interés: A en el estudio *in vitro*, B en el estudio *in vivo*.

2.2- ESTUDIO *IN VITRO*

Se obtuvo la correspondiente aprobación del estudio por parte del Comité de Ética e Investigación en Humanos de la Universitat de València (H1448443121595).

Se desarrolló un procedimiento con el fin de obtener un modelo experimental *in vitro* que permitiera realizar un análisis de la recuperación de la temperatura dental tras un estímulo térmico en condiciones de ausencia y presencia de vascularización simulada (Paredes y cols., 2018).

2.2.1- Muestra

Se seleccionaron dientes extraídos (N=40): incisivos centrales ($n_{ic}=10$), incisivo lateral ($n_{il}=10$), canino ($n_c=10$) y primer premolar ($n_{pm}=10$).

Los dientes seleccionados cumplieron los siguientes requisitos:

- tener completa la corona,
- ser dientes permanentes,
- no tener patología cariosa,
- no presentar signos de haber sufrido procesos consuntivos,
- no haber sufrido traumatismos,
- ausencia de restauraciones en cualquier superficie coronal.

2.2.2- Protocolo de medida de la temperatura dental

El laboratorio en el que se realizaron las mediciones tiene las siguientes características: $20\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ de temperatura, ausencia de corrientes de aire y con la luz de trabajo colocada a unos 45-55 cm para que no influyera en las mediciones.

La cámara se encendió 10 minutos antes de cada experimento para garantizar la estabilización electrónica de la misma.

La emisividad del esmalte se determinó de forma experimental y se estableció en $0,84 \pm 0,04$. Ésta se registró calentando por igual dos dientes, uno de los cuales estaba recubierto

con una cinta adhesiva con una emisividad conocida de 0,95 (cinta 0554 0051, Testo S.A., Barcelona, España). Al introducir este valor de emisividad en la cámara, pudimos determinar la temperatura del diente con la cinta adhesiva; la emisividad de la cámara se modificó hasta que el diente sin la cinta, y por tanto, el esmalte del diente, mostró la misma temperatura que el diente con la cinta de emisividad conocida.

Preparación de los especímenes.

Los dientes se cortaron mediante una fresa número 881 (Komet, Lemgo, Alemania) (Figura 4) por el tercio medio radicular. Para poder acceder a la cámara pulpar se ensanchó el conducto con la misma fresa y se perforó la raíz para colocar una aguja de inyección.

Se vació la cámara pulpar mediante una cucharilla (Hu-Friedy, Chicago, EE. UU.) (Figura 5) y se colocó dentro del espacio de aquélla la aguja de la jeringa para inocular agua a 37 °C y una termocupla (Digital Multimeter DB 2000, Xindar, Mendaro, España) (Figura 6) que permitía asegurar que la irrigación se estaba realizando a la temperatura deseada.



Figura 4. Fresa 881.



Figura 5. Cucharilla.



Figura 6. Termocupla.

La figura 7 muestra un esquema el conjunto del dispositivo experimental para este estudio. Tanto la aguja como la termocupla se sujetaron mediante una capa de composite fotopolimerizable. Para que el diente se mantuviera estable al ejercer la presión con la jeringa al inyectar el agua, aquella se sujetó mediante unas pinzas que, a su vez, abrazaban una barra de metal sujeta a la mesa mediante un tornillo de banco. El diente se fijó mediante silicona líquida sobre una base, también de silicona, pero de consistencia masilla, para que no se moviera.

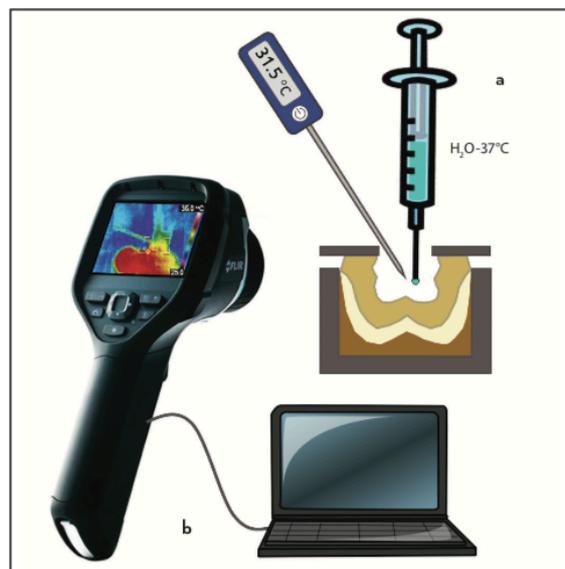


Figura 7. Sistema experimental para el estudio *in vitro* de la simulación de la vitalidad pulpar.

(a) Sistema de perfusión (jeringa con agua tibia) y termocupla dentro del diente (b) Cámara termográfica (izquierda) conectada a un ordenador (derecha) para la grabación de las imágenes.

Procedimiento experimental

En cada uno de los dientes, preparados como se ha comentado en el apartado anterior, se realizaron dos mediciones, una irrigando con agua a 37 °C en el interior de la cámara pulpar y la otra sin irrigación.

Para tomar las mediciones se colocó la cámara termográfica (Figura 8) en un trípode para que estuviera estable, en una sala con las condiciones ambientales anteriormente citadas y a un metro de la posición del diente.



Figura 8. Cámara termográfica en el momento de la medición.

El diente se colocó sobre un fondo negro, para evitar las reflexiones de radiación indeseables sobre la cámara.

Para provocar el estrés térmico se utilizó un nebulizador de propano-butano a -50 °C (Endo Frost, Roeko, Cuyahoga Falls, EE. UU.), de los utilizados habitualmente para la

realización de pruebas térmicas de diagnóstico de la vitalidad pulpar. En el interior del diente, la termocupla medía y controlaba la variación de temperatura continuamente.

El protocolo de medida consistió en grabar un video termográfico de una duración de 13 minutos, de los cuales, los primeros 3 minutos corresponden al registro de la temperatura basal (inicial) del diente, previa al estrés térmico. A continuación, se registró el enfriamiento brusco correspondiente a la aplicación del frío y, en los siguientes 10 minutos, se midió la recuperación térmica de la muestra. Como se ha comentado, para cada diente se realizó este estudio con irrigación (Figuras 9, 10 y 11) y sin irrigación de agua a 37 ° C (Figuras 12, 13 y 14).

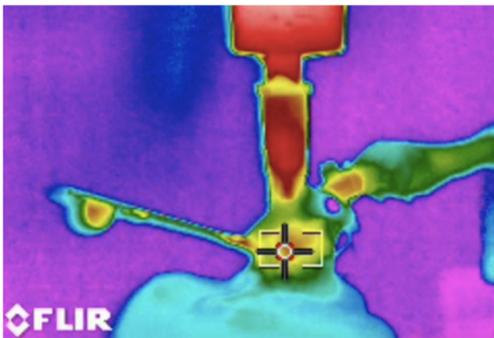


Figura 9. Situación inicial del diente irrigado.

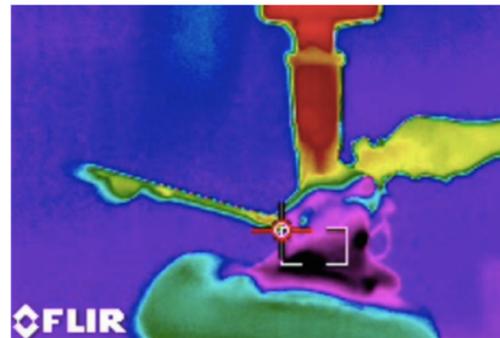


Figura 10. Estrés térmico, por enfriamiento, en diente irrigado.

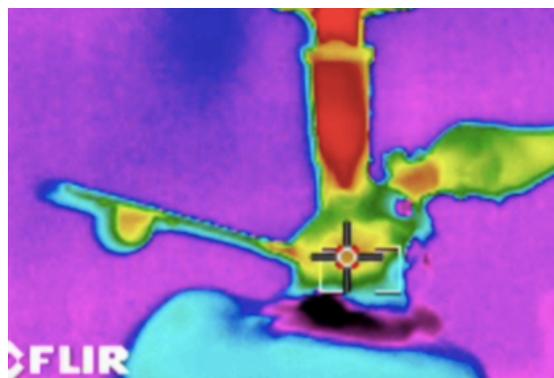


Figura 11. Imagen termográfica de la recuperación térmica de un diente irrigado transcurrido un minuto tras el estrés térmico por enfriamiento.

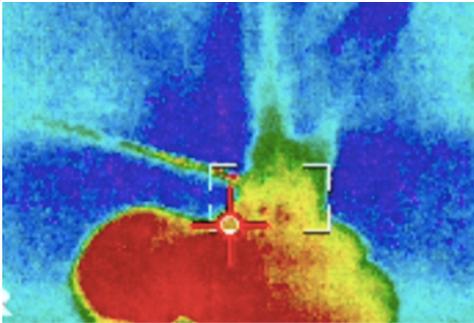


Figura 12. Situación inicial del diente sin irrigar.

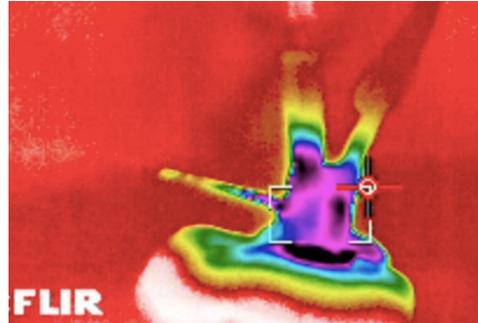


Figura 13. Estrés térmico, por enfriamiento, en diente sin irrigar.

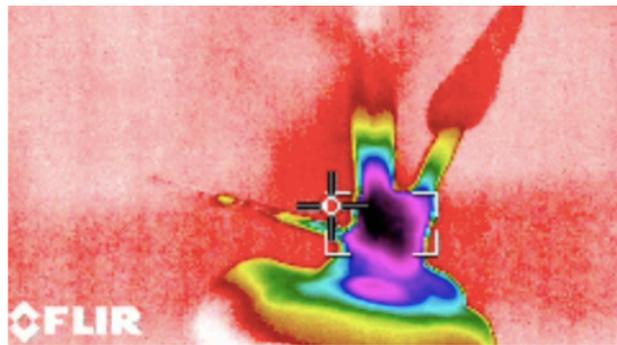


Figura 14. Imagen termográfica de la recuperación térmica de un diente sin irrigación transcurrido un minuto tras el estrés térmico por enfriamiento.

2.2.3- Determinación del espesor de la dentina

Para comprobar si el espesor de dentina y, de manera indirecta, la edad biológica del diente, influye en estas mediciones, se realizaron dos estudios radiológicos mediante un equipo de tomografía de haz cónico de uso odontológico Dental Picasso Máster 3D (E-WOO Technology, Gyeonggi-Do, Corea) (Figura 15). En cada uno de los dos estudios radiológicos se analizaron 20 dientes, dispuestos a modo de arcada (Figura 16) para determinar el grosor de la estructura mineralizada de la corona de cada uno de ellos.



Figura 15. Equipo de haz cónico de uso odontológico.

Para poder medir el grosor de las muestras se utilizó el programa Dental3D (E-WOO Technology, Gyeonggi-Do, Corea), y las mediciones se realizaron en el corte coronal de cada diente (Figura 17).



Figura 16. Disposición de cada uno de los dientes a modo de arcada para el estudio radiológico del espesor de la dentina.

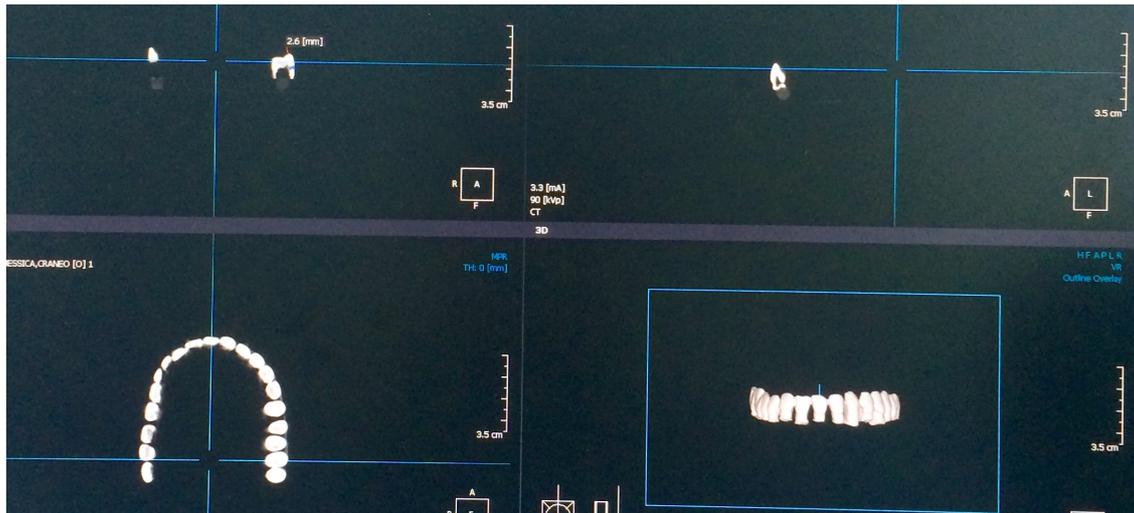


Figura 17. Medición del espesor dentinario mediante el programa Dental 3D.

Dado que los dientes no presentan formas regulares, la determinación de su grosor puede estar afectada por un error tanto intra- como inter-observador, por ello se realizaron las mediciones del grosor de los tejidos mineralizados dentales por el investigador principal y por dos observadores más, y cada una de las mediciones se repitió 3 veces.

2.2.4- Análisis estadístico de los datos

Los datos obtenidos durante el análisis de los registros termográficos se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS versión 22.0 (IBM, Nueva York, EE. UU).

Se aplicaron técnicas de regresión para el ajuste de los puntos experimentales con valoración del coeficiente de correlación entre las variables estudiadas (tiempo y temperatura). Se utilizó un ANOVA de medidas repetidas para valorar la diferencia entre la temperatura de los dientes con y sin irrigación y en función del grosor del diente y una comparación de medidas apareadas para el estudio del mismo diente en las dos situaciones analizadas. En el caso del ANOVA, se utilizó para las comparaciones múltiples el test de Scheffée. En todos los casos las pruebas se consideraron significativas para $p < 0,05$.

Se calculó el error tanto intra- como inter-observador para asegurar la medición realizada. Se analizaron estos errores mediante el análisis de la fiabilidad a partir del coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el análisis de la recta de regresión de las medidas realizadas

tanto por el mismo observador como entre observadores distintos. En este último caso, para considerar las medidas equivalentes, el intervalo de confianza del 95% de la pendiente debe incluir el 1 y el de la ordenada en el origen el 0.

2.3- ESTUDIO *IN VIVO*

Para esta parte del estudio se obtuvo el correspondiente informe de aprobación del Comité de Ética e Investigación en Humanos de la Universitat de València (H1487665021502).

2.3.1- Muestra

Se incluyeron dientes pertenecientes a individuos que acudían a la clínica odontológica de la Universitat de València, de manera consecutiva y cumpliendo los criterios que siguen. De esta forma se establecieron dos grupos de pacientes:

- Grupo con dientes anteriores vitales. 50 pacientes con los dientes antero-maxilares vitales (de canino a canino), por lo que en este grupo se tomó la medición termográfica de 300 dientes. Debían de ser pacientes con todos los dientes del grupo anterior maxilar presentes en boca y en los que se presumía vitalidad: ausencia de signos clínicos y radiológicos y ausencia de sintomatología; ausencia de restauraciones de cobertura total; ausencia de obturaciones; y ausencia de tratamiento ortodóncico previo o en curso.
- Grupo con dientes antero-maxilares con tratamiento de conductos. Se estableció un primer grupo de 25 pacientes con algún diente antero-maxilar con tratamiento endodóncico para asegurar que la medición se tomaba sobre un diente en el que no hubiera tejido pulpar vital. A la vez que se hacía la medición en estos dientes, se comparó con la de un diente contiguo vital, por lo que en este grupo se estudiaron 25 dientes no vitales (a los que se les había efectuado un tratamiento de conductos) y 25 vitales.

2.3.2- Protocolo para la toma de imágenes termográficas

Se desarrolló un protocolo de aplicación clínica de la termografía sobre la base de los resultados obtenidos en el estudio *in vitro* previamente realizado.

En este protocolo se estableció que, para una adecuada toma de las imágenes termográficas intraorales, se debía:

- Mantener la temperatura ambiental estable, en nuestro caso ($20\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$).
- Realizar un aislamiento de los dientes que van a ser estudiados (utilizando el dique de goma sin grapas). En el caso del grupo de los dientes vitales se realizó un aislamiento de canino a canino (Figura 18) y en el caso del grupo de dientes no vitales se aislaron el diente portador de un tratamiento de conductos y el diente vital con el que fue comparado (Figura 19).
- Aplicar un estímulo térmico -frío- (aerosol de propano-butano) sobre la superficie de los dientes que iban a ser estudiados para ver la posterior recuperación de la temperatura.
- Toma de 4 imágenes termográficas: inicial, aplicación del frío, recuperación de la temperatura a los 20 segundos y a los 40 segundos.



Figura 18. Aislamiento en el grupo de dientes vitales.

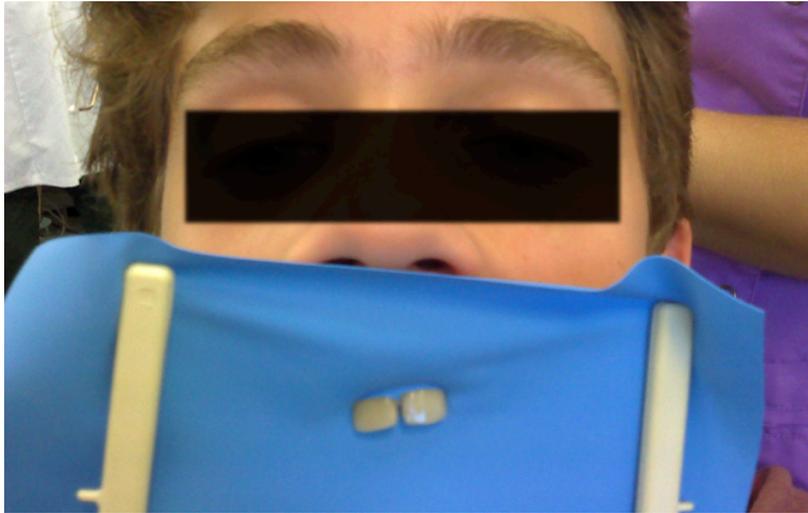


Figura 19. Aislamiento en el grupo de dientes no vitales (un diente vital y otro con tratamiento de conductos).

Como se ha comentado anteriormente, en el grupo de dientes vitales, la imagen termográfica recogió la información de todos los dientes antero-maxilares (del 1.3 al 2.3). (Figura 20).

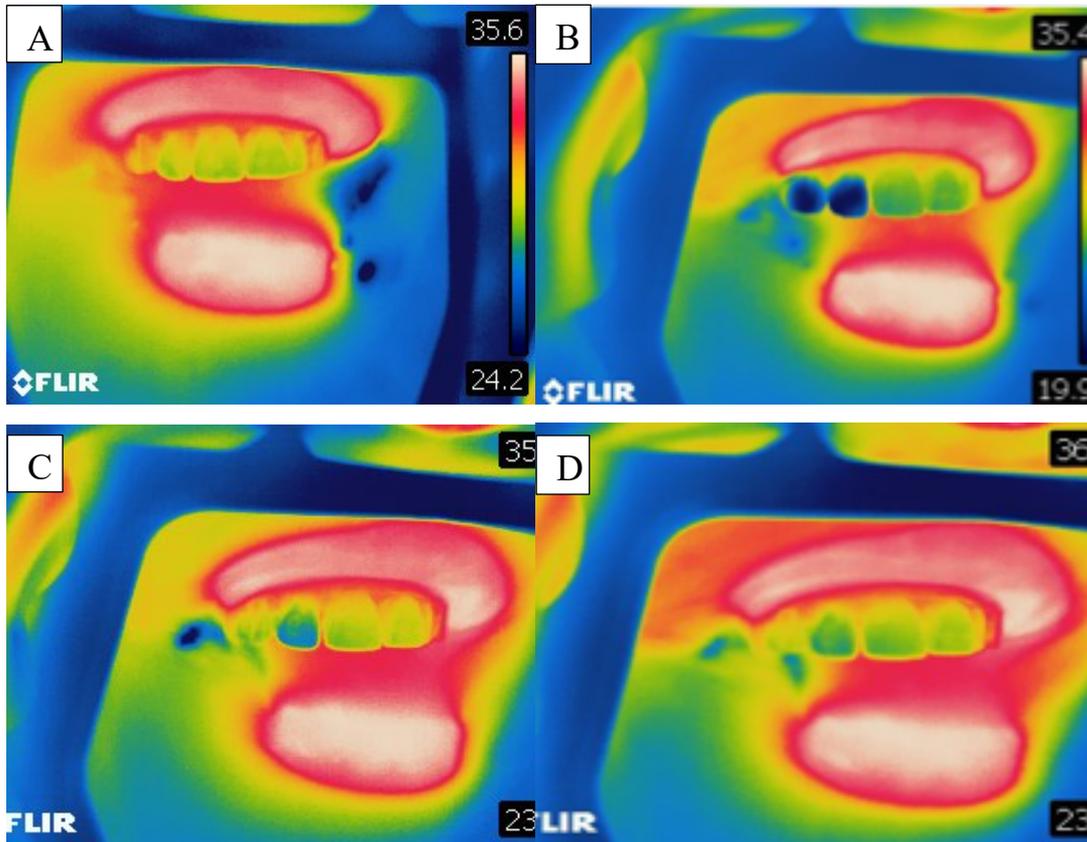


Figura 20. Termografía en dientes antero- superiores (1.3 al 2.3). A) Imagen inicial de todos los dientes antero- superiores (1.3 al 2.3) correspondiente a su temperatura basal. B) Imagen de la aplicación de frío en los dientes 1.3 y 1.2. C) Imagen de la recuperación de la temperatura de la superficie dental a los 20 segundos del 1.3 y 1.2. D) Imagen de la recuperación de la temperatura de la superficie dental a los 40 segundos del 1.3 y 1.2.

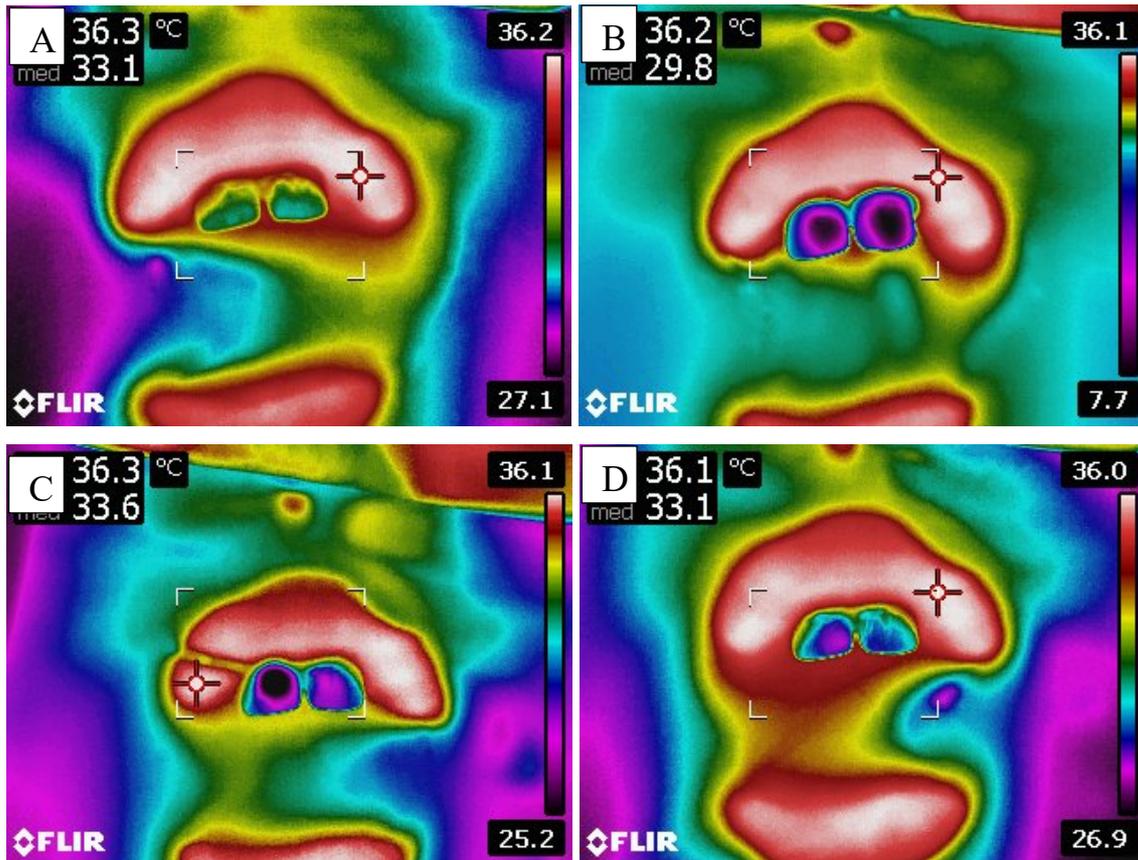


Figura 21. Termografía en dientes no vitales. A) Imagen inicial del diente 1.1 (con tratamiento de conductos) y del diente 2.1 (vital). B) Imagen de la aplicación del aerosol de frío en los dientes. C) Imagen de la recuperación a los 20 segundos de la temperatura de la superficie dental de los dientes 1.1 y 2.1. D) Imagen de la recuperación a los 40 segundos de la temperatura de la superficie dental de los dientes 1.1 y 2.1.

2.3.3- Análisis estadístico de los datos

Los datos obtenidos durante el análisis de los registros termográficos se analizaron estadísticamente mediante el programa SPSS versión 22.0 (IBM, Nueva York, EE. UU).

Se realizó un estudio con pruebas paramétricas. Se realizó el test de ANOVA y la prueba del tamaño del efecto para determinar la importancia clínica de los resultados.

Además, se realizó un estudio para analizar la presencia de diferencias térmicas entre los dientes vitales que eran positivos a las pruebas de sensibilidad al frío y los que,

no presentando respuesta a las pruebas de sensibilidad, sin embargo, se comprobó que eran dientes vitales (falsos negativos).

El tamaño del efecto se estableció según los criterios de Cohen (1988):

Insignificante	$\eta^2 < 0,01$
Bajo	$0,01 < \eta^2 < 0,06$
Medio	$0,06 < \eta^2 < 0,14$
Grande	$\eta^2 > 0,14$

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1- RESULTADOS DEL ESTUDIO *IN VITRO*

3.1.1. Análisis del cambio térmico

Siguiendo el protocolo indicado en el apartado anterior de metodología se registró mediante un vídeo termográfico la temperatura de cada diente estudiado tanto con irrigación como sin irrigación, durante todo el experimento. La figura 22 muestra el comportamiento medio de los 40 dientes irrigados con agua a 37 °C frente a esos mismos dientes sin irrigar, a lo largo de los 13 minutos que duraba la grabación. El momento cero corresponde al estrés térmico por enfriamiento, los valores de tiempo negativos a la situación basal y los positivos a la recuperación de la temperatura basal. La figura 23 muestra con mayor precisión un detalle de la zona de la gráfica, alrededor del tiempo 0, que muestra los cambios térmicos en el momento del enfriamiento. Puede apreciarse que la diferencia de temperatura inicial basal entre ambos tipos de dientes se iguala prácticamente en el enfriamiento ya que ambos alcanzan prácticamente el mismo valor de temperatura, para inmediatamente empezar a recuperar la temperatura inicial

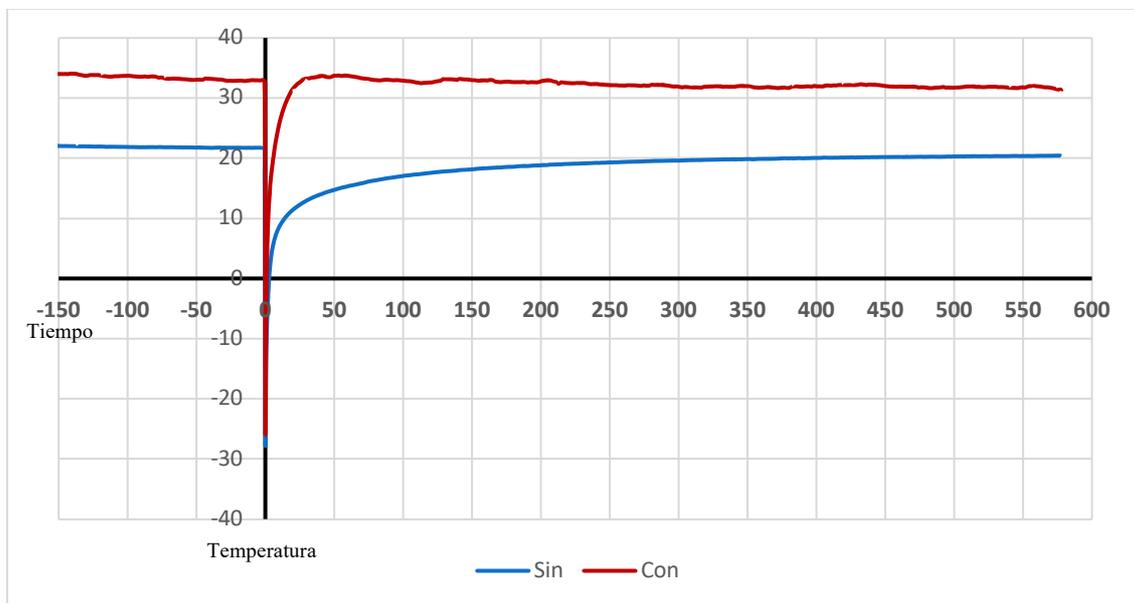


Figura 22. Temperaturas en ambos grupos al inicio, con el estrés térmico y en la recuperación.

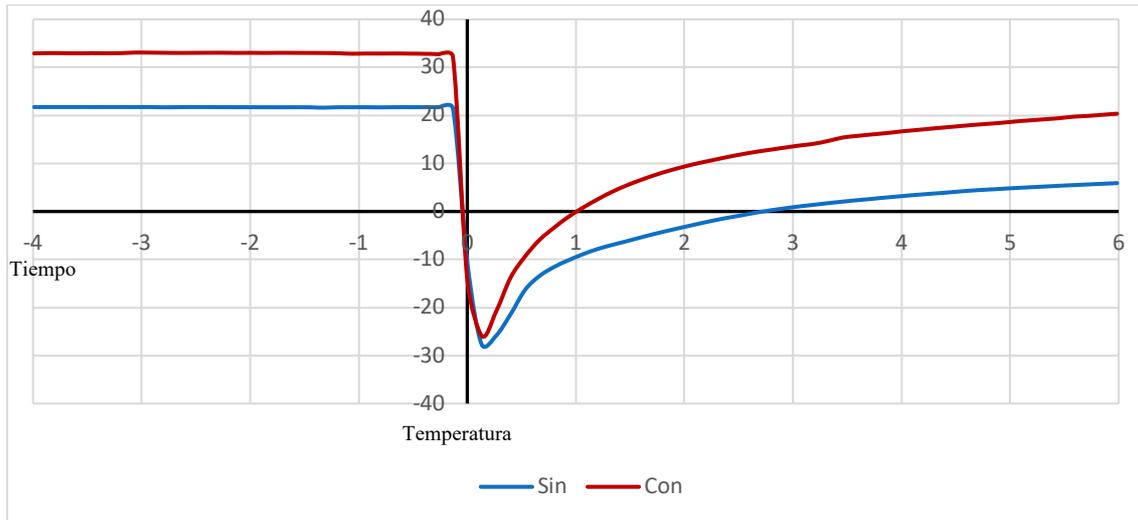


Figura 23. Detalle de la gráfica mostrada en la figura 21, señalando la zona donde se aplica el estrés térmico. Se ve la gran disminución de temperatura con la posterior recuperación progresiva de esta.

Para analizar la recuperación de la temperatura del diente tras el enfriamiento se procedió a realizar un ajuste de los datos experimentales de esta parte de la gráfica. Las gráficas siguientes permiten observar la recuperación de 0 a 7 segundos (Fig. 24) y de 0 a 50 segundos (Fig. 25). Los perfiles de éstas siguen una función matemática logarítmica, con un excelente ajuste, que en este caso evidencia que la recuperación de la temperatura inicial es muy rápida al principio, en los primeros 6 segundos tras el enfriamiento y posteriormente el aumento de la temperatura se hace más lento hasta alcanzar la temperatura basal.

El diente irrigado, presenta valores positivos de temperatura, ya tras el primer segundo posterior al enfriamiento, mientras que el no irrigado sigue presentando valores negativos, al igual que también se puede observar que el crecimiento de la temperatura del diente irrigado es un 30% superior al del diente no irrigado (Fig. 25).

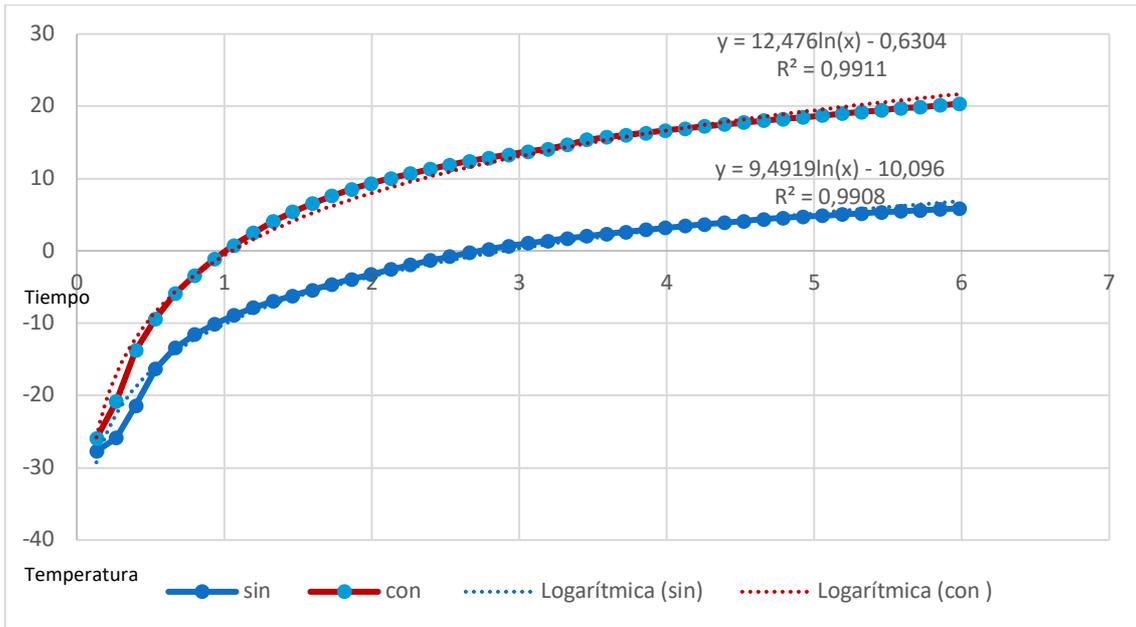


Figura 24. Datos experimentales y ajuste logarítmico de la recuperación térmica media, durante los primeros 6 segundos tras el enfriamiento brusco, de los dientes irrigados y sin irrigar. Puede observarse la mayor tasa de crecimiento asociado a los dientes irrigados.

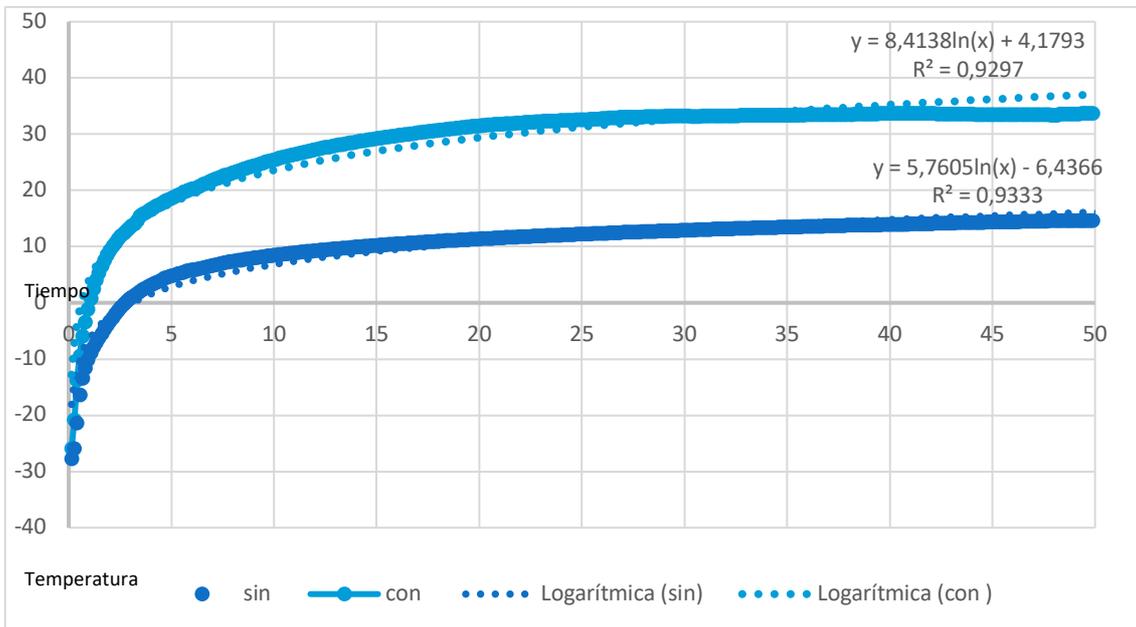


Figura 25. Alrededor de los 30 segundos tras el estrés térmico, el diente irrigado recupera la temperatura basal mientras que el diente sin irrigar continúa un lento crecimiento de la temperatura alejado de su temperatura inicial.

Para mostrar más claramente el diferente comportamiento térmico de ambos tipos de diente, irrigado y sin irrigar, se analizó la diferencia de temperatura entre los dos grupos de estudio a lo largo de la experiencia (figura 26). Puede observarse que la diferencia de la temperatura inicial entre los dos grupos de estudio es de unos 12 grados entre los dos grupos de estudio, y que esta diferencia sólo vuelve a recuperarse tras transcurrir unos 400 segundos tras el estrés térmico, pero hay un intervalo de tiempo, 50 segundos tras el enfriamiento, en el que se produce un gran aumento de la diferencia de temperatura entre ambos grupos de estudio que llega a ser hasta de 20°C.

Hemos buscado ajustar matemáticamente los datos representados en la Figura 26 y se observa que en la primera parte (los primeros 50 segundos) en los que se produce la gran variación entre la temperatura de ambos tipos de dientes (irrigados y no irrigados) tiene un crecimiento polinómico que alcanza el máximo a los 20-30 segundos tras el enfriamiento para ir disminuyendo posteriormente la diferencia de temperaturas de forma exponencial hasta recuperar la diferencia inicial alrededor de los 300-500 segundos, más o menos 5 minutos, es decir, es lo que tardaría el diente en perder el estrés térmico.

Con todo esto se puede establecer que la diferencia inicial de temperatura entre ambos tipos de dientes es de 11,46 ° C y, gracias al estrés térmico, llega a ser de 20 ° C de diferencia a los 20 segundos de haberse producido el enfriamiento y, es a los 492 segundos, es decir, entre 7 y 8 minutos, cuando se vuelve a establecer la diferencia inicial de temperaturas entre ambos grupos de estudio.

La figura 26 muestra la superposición de los dos ajustes realizados, cada uno correspondiente a una parte de las gráficas. El aumento del gradiente de temperaturas entre los dos tipos de dientes regido por un crecimiento polinómico, seguido por la disminución de dicho gradiente regido por una exponencial decreciente, que muestra la viabilidad del método. Ya que muestra que el estrés térmico produce durante 50 segundos una diferencia de temperaturas entre los dos tipos de dientes mucho mayor que la basal entre ellos. Por tanto, con un tiempo suficiente para poder analizar el distinto comportamiento del diente irrigado y sin irrigar.

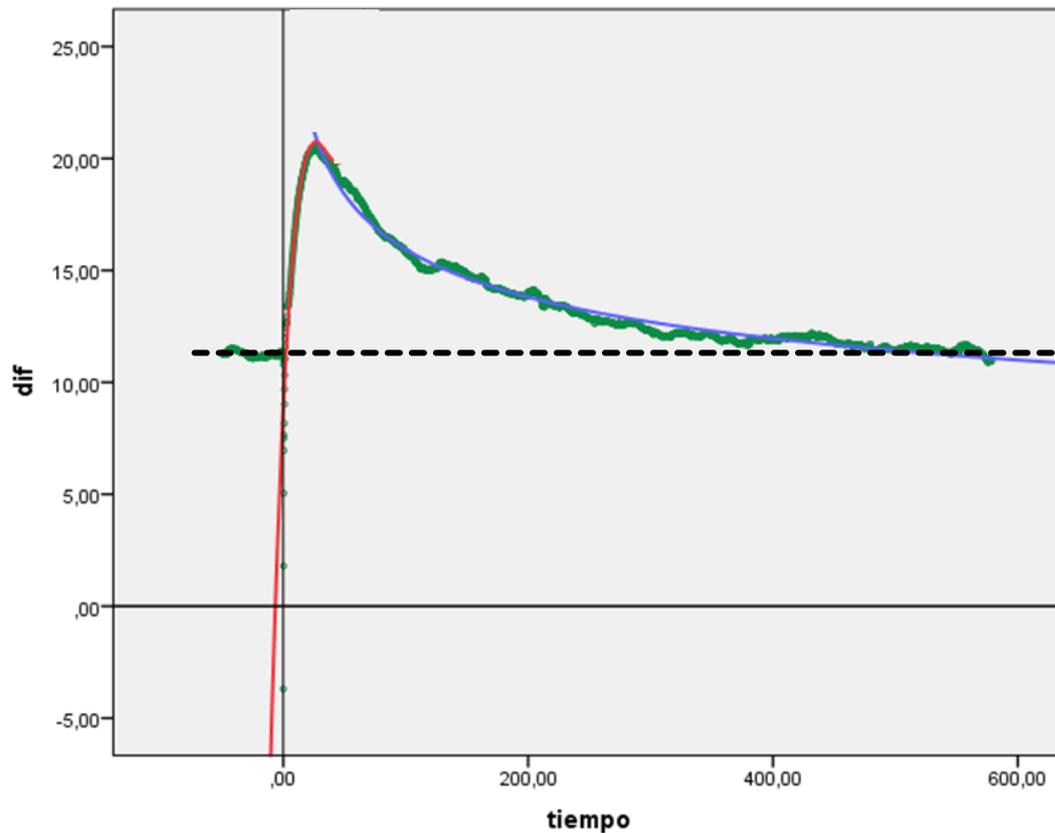


Figura 26. Diferencia de temperatura entre los dientes irrigados y los no irrigados a lo largo de la experiencia realizada. En color verde están representados los datos experimentales, en rojo el ajuste polinómico de los primeros 50 segundos y en azul el ajuste exponencial decreciente del tramo final de la curva (50-600 s).

3.1.2. Análisis observacional

Dado que los dientes no presentan formas regulares, la determinación de su grosor puede venir afectado de un error tanto intra- como interobservador, que fue calculado para asegurar la determinación realizada.

El análisis de las distintas medidas registradas con el fin de establecer los errores intra- e interobservador (Tabla 1, Figura 27) muestra que las medidas tomadas por ambos observadores no difieren, estadísticamente hablando. Los registros entre los observadores 1 y 2 muestran alguna diferencia, pero a niveles de décimas de milímetro, lo cual las hace irrelevantes. No obstante, se ha realizado un estudio de fiabilidad, determinando el coeficiente de correlación intraclase (ICC), cuyos resultados se muestran a continuación.

- Fiabilidad intraobservador (α de Cronbach)

ICC= 0,822 IC95% (0,626 - 0,924)

- Fiabilidad interobservador (α de Cronbach)

ICC=0,903 IC95% (0,754 - 0,961)

Diente	Observador 1						Obs. 2
	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Obs 1	DT	error rel%	Medida
21	2,2	1,9	1,9	2,00	0,17	8,66	2,20
22	2,8	2,2	2,6	2,53	0,31	12,06	2,80
23	2,2	2,3	2,5	2,33	0,15	6,55	2,50
24	2	2,1	2,2	2,10	0,10	4,76	2,40
25	1,6	1,7	1,8	1,70	0,10	5,88	2,10
26	2,3	2,1	2	2,13	0,15	7,16	2,00
27	2,6	2,2	2,8	2,53	0,31	12,06	2,70
28	1,9	1,9	1,9	1,90	0,00	0,00	2,00
29	2,2	2,2	2	2,13	0,12	5,41	2,10
30	1,6	1,8	1,9	1,77	0,15	8,65	2,00
31	1,8	2,2	2,4	2,13	0,31	14,32	2,10
32	1,9	1,7	1,7	1,77	0,12	6,54	1,80
33	2,5	2	1,9	2,13	0,32	15,07	2,50
34	2	2,1	2	2,03	0,06	2,84	1,90
35	1,6	1,3	1,6	1,50	0,17	11,55	1,50
36	2,5	2,7	2,4	2,53	0,15	6,03	2,80
37	2,9	2	2,2	2,37	0,47	19,97	2,80
38	2,5	2,3	1,9	2,23	0,31	13,68	2,60
39	2,2	2,3	2,2	2,23	0,06	2,59	2,60
40	1,9	1,9	1,8	1,87	0,06	3,09	2,20

Tabla 1. Medidas del espesor del diente medidas por el observador 1 y observador 2 destinadas al cálculo de los errores intra- e interobservador (e. r. %= error relativo expresado en porcentaje).

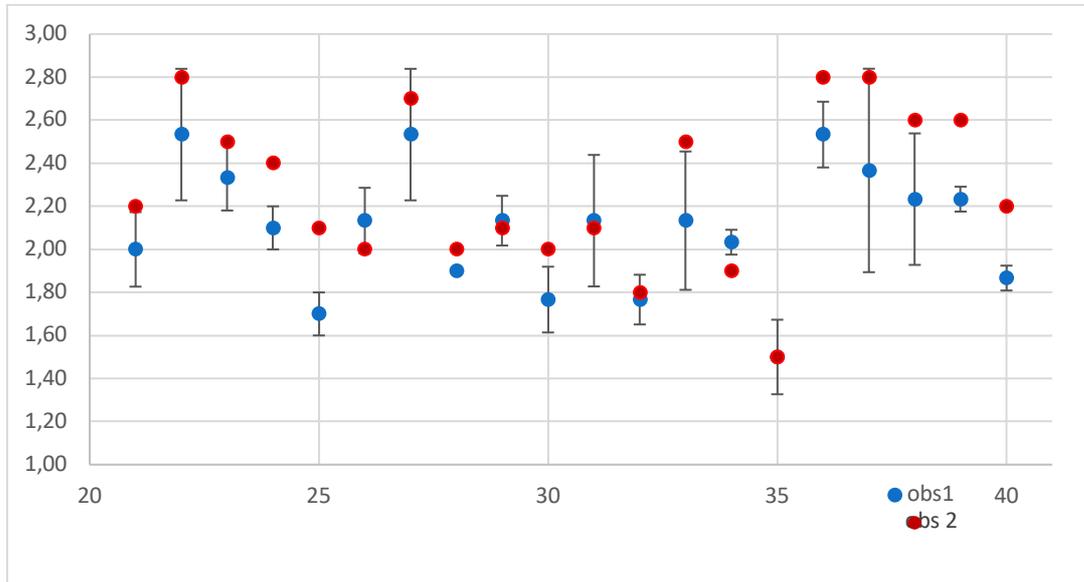


Figura 27. En la gráfica está representada la media del observador 1 con su desviación típica (en azul) y el valor de la medida del observador 2 (en naranja).

Como método complementario de la similitud entre las medidas realizadas entre los dos observadores, se ha analizado la gráfica de dispersión de los valores medidos por un observador versus las medidas realizadas por el otro (Figura 28) buscando que los puntos se distribuyan por la bisectriz de dicha representación

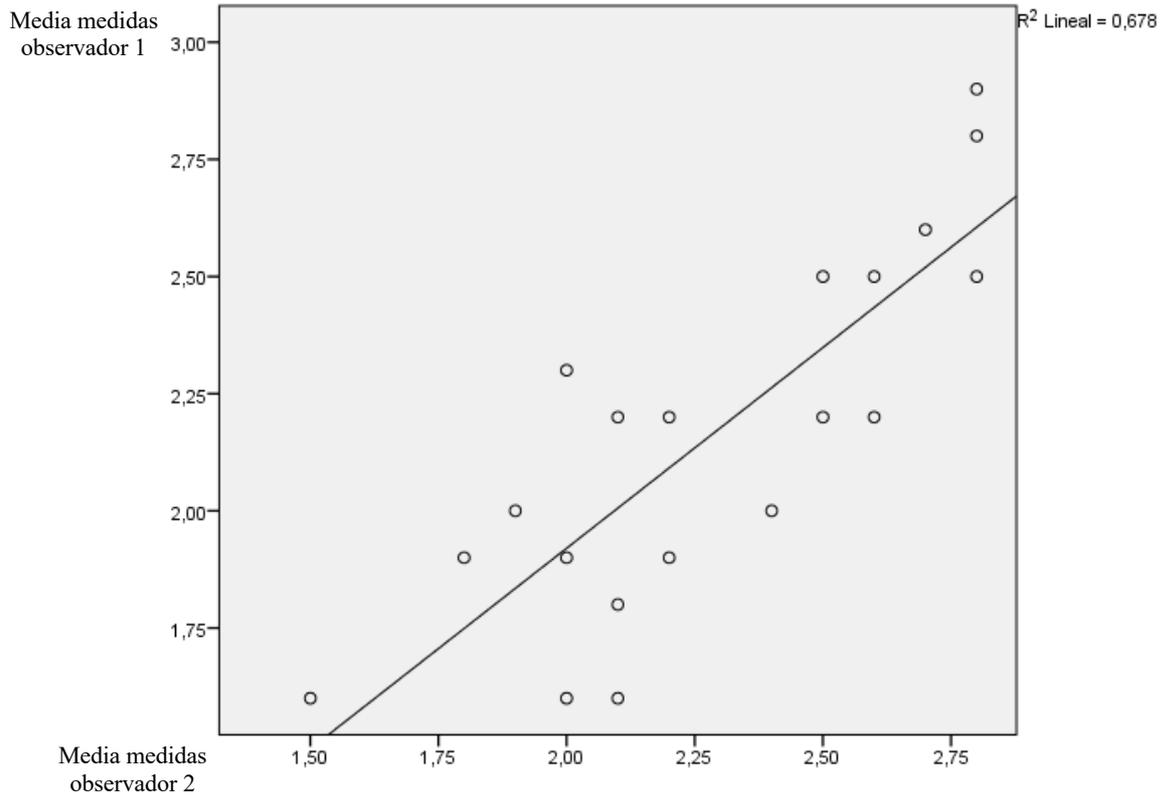


Figura 28. Distribución de las mediciones de ambos observadores y recta de ajuste.

La recta ajuste entre las medidas de ambos observadores (Tabla 2) muestra que el IC95% de la pendiente de la recta contiene el 1 y el de la ordenada en el origen el 0 mostrando la no diferencia estadística entre las medidas de ambos observadores

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	95,0% intervalo de confianza para B	
		B	Error estándar	Beta	Límite inferior	Límite superior
1	Ord. origen	0,207	0,321		-0,468	0,883
	pendiente	0,856	0,139	0,823	0,564	1,149

Tabla 2. Puede observarse que no hay sesgo entre los observadores ya que el intervalo de confianza de la ordenada en el origen incluye el 0 y el intervalo de confianza de la pendiente el 1.

3.1.3. Influencia del espesor del tejido dental

En nuestro estudio se valoró la influencia del grosor del diente en los resultados que se obtienen con el análisis termográfico. Los grosores del tejido dental calcificado de los dientes de la muestra se distribuyeron en diferentes grupos, que no son representativos de la población en general sino exclusivamente de nuestra muestra y que se han clasificado como: de menos de 1,5 milímetros, de 1,5 a 2 milímetros, de 2 a 2,5 milímetros y de más de 2,5 milímetros (Figura 29).

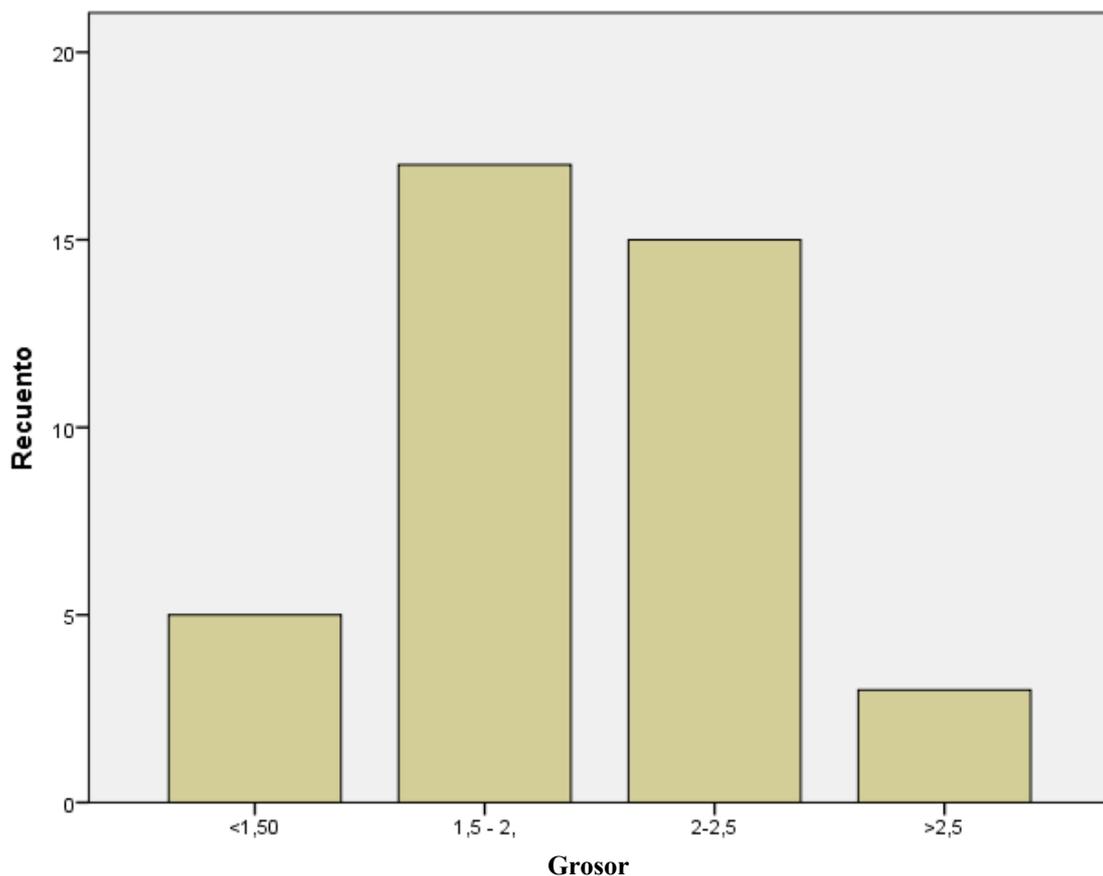


Figura 29. Agrupación de los grosores de los dientes en 4 bloques. El grosor está expresado en mm

Para analizar si el grosor del diente afectaba al comportamiento térmico se aplicó el mismo criterio de analizar la diferencia de temperaturas del mismo diente irrigado y sin irrigar que se ha comentado en la Figura 26 pero presentando el comportamiento en función del grosor del diente (Figura 30). Puede observarse en dicha figura que el comportamiento de la diferencia de temperaturas que provoca el estrés térmico entre los dientes irrigados y sin irrigar es independiente del grosor de estos y el análisis estadístico de los correspondientes ajustes realizados confirma esta ausencia de diferencia con valores de $p > 0,05$ en todos los casos.

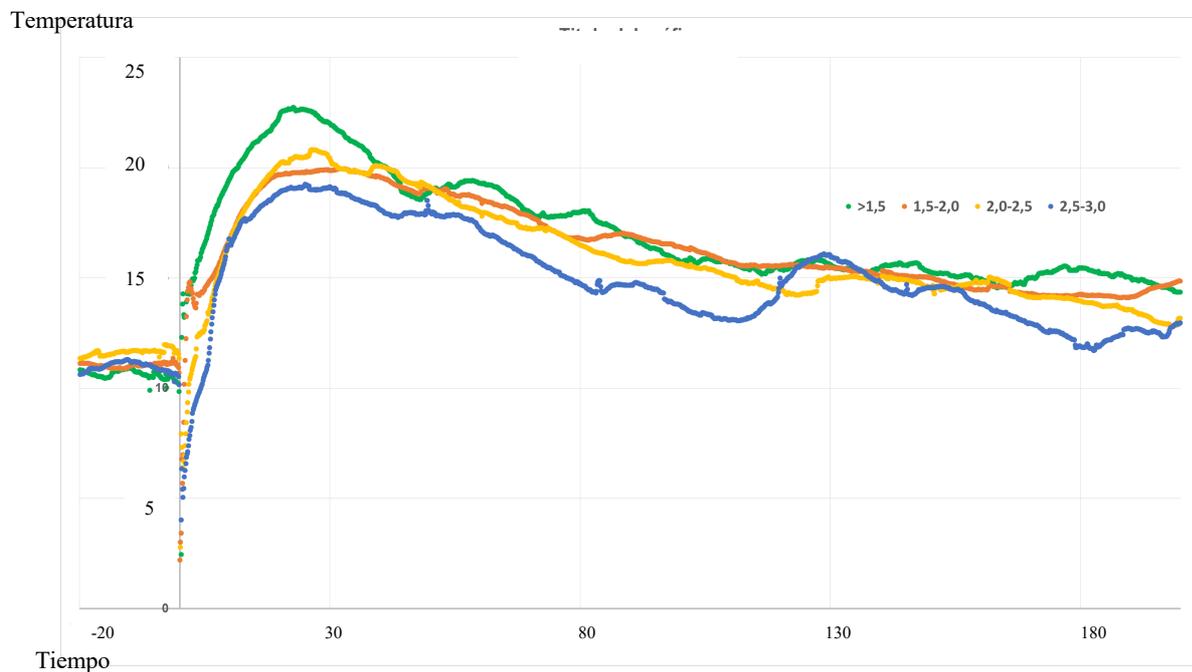


Figura 30. Diferencia de temperaturas entre el diente irrigado y sin irrigar en función del grosor de los tejidos mineralizados de la corona dental, en función del tiempo registrado.

3.2- RESULTADOS DEL ESTUDIO *IN VIVO*

3.2.1. Estudio de la distribución de la muestra

Se realizó el análisis de la distribución de la muestra con la prueba de Shapiro Wilk para los dos grupos de estudio, el grupo de dientes no vitales ($n= 25$) y para el grupo de dientes vitales ($n= 300$), y se obtuvo en ambos casos una distribución normal, por lo que realizamos un análisis de los datos con pruebas paramétricas.

3.2.2. Análisis de la temperatura dental

Se registró la temperatura media en los cuatro momentos del estudio (basal, enfriamiento, recuperación a los 20 segundos y recuperación a los 40 segundos) en los grupos “no vital” y “vital”. Los resultados se muestran en la figura 31.

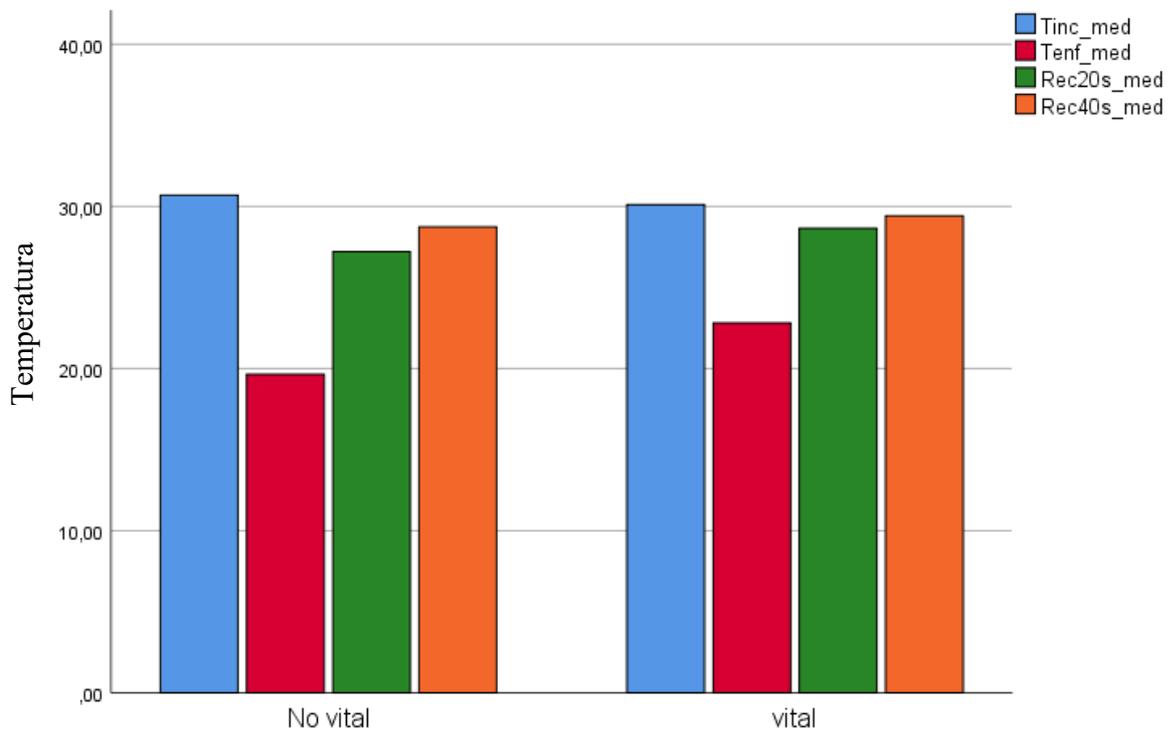


Figura 31. Valor de la temperatura promedio de los grupos de dientes “vital” y “no vital” en los 4 momentos del estudio: basal (Tinc_med), enfriamiento (Tenf_med), recuperación a los 20 segundos (Rec20s_med) y recuperación a los 40 segundos (Rec40s_med).

Puede observarse en la Figura 31 que los diente vitales y no vitales tienen valores de la temperatura similares tanto en la situación basal como en su recuperación a los 40 segundos, y que la mayor diferencia corresponde al momento del enfriamiento. Estos valores se muestran en Tabla 3 en los 3 momentos claves del estudio, basal, enfriamiento y recuperación a los 20 segundos que son los que utilizaremos en el resto del estudio.

V_NV	Momento del estudio	Media	Desv. Error	Intervalo de confianza al 95%	
				Límite inferior	Límite superior
No vital	<u>Basal</u>	31,231	0,272	30,696	31,766
	<u>Enfriamiento</u>	18,813	0,663	17,510	20,116
	<u>20s rec</u>	28,189	0,291	27,616	28,762
Vital	<u>Basal</u>	30,203	0,068	30,069	30,336
	<u>Enfriamiento</u>	22,694	0,166	22,368	23,021
	<u>20s rec</u>	28,704	0,073	28,560	28,847

Tabla 3. Nivel de significación de los resultados respecto a la temperatura del grupo no vital y vital en los tres momentos del estudio. En rojo se resalta el momento del enfriamiento como el momento donde mayor diferencia de temperaturas se encuentran en el estudio.

Se realizó una ANOVA de medidas repetidas para considerar en cual de los momentos del estudio enfriamiento o recuperación a los 20 segundos había más diferencia estadísticamente significativa entre el tipo de diente vital versus no vital, y qué variable de las analizadas en la ROI, temperatura máxima o media podía dar más información sobre la diferencia de estos dos tipos de diente.

En la Tabla 4 que muestra el estudio estadístico realizado para determinar en que momento del proceso del estrés térmico resultaba mayor la diferencia estadística entre los dos tipos de dientes y que variable, temperatura máxima de la ROI o temperatura media de esta, daba mejor información para distinguirlos, mostró que: la variable temperatura media en el momento del enfriamiento, con un IC95% [-7,0 , -2,6] °C para la diferencia

de temperaturas medias entre los dos tipos de dientes, con una alta significación ($p < 0,0001$) y un tamaño del efecto medio-alto ($\eta^2 = 0,086$) es la variable y el momento más adecuado para el diagnóstico clínico. El otro momento que también muestra diferencia estadísticamente significativa que se observa a los 20 segundos de recuperación, muestra una menor significación ($p < 0,008$), menor diferencia de la temperatura media entre ambos grupos con un IC95% [2,4 - 0,4] °C, y un tamaño del efecto pequeño $\eta^2 = 0,035$. Por tanto, ofrece menos posibilidades de utilización diagnóstica.

También se pone de manifiesto en la Tabla 4 que la temperatura máxima no ofrece información relevante en este estudio

	Variable dependiente	Diferencia de medias No vital - Vital	Sig.	95% de intervalo de confianza para diferencia	
				Límite inferior	Límite superior
Basal	Tinc_max	,871	,072	-,078	1,820
	Tinc_med	,291	,533	-,626	1,207
Enfriamiento	Tenf_max	-1,540	,144	-3,609	,530
	Tenf_med	-4,824*	<,0001	-7,026	-2,622
Recuperación	Rec20s_max	-,803	,121	-1,820	,214
	Rec20s_med	-1,387*	,008	-2,402	-,371

Tabla 4. Valores de las diferencias en las variables Temperatura media y Temperatura máxima de la ROI de los dientes no vitales respecto a los vitales, en tres momentos del estudio. Se muestra la significación estadística de la diferencia, así como el Intervalo de confianza del 95% de dicha diferencia. En rojo se resaltan los momentos del estudio donde se observan mayor diferencia en grados entre los dientes vitales y no vitales.

Uno de los objetivos planteados en la Tesis es comprobar si el patrón termográfico de los dientes que daban una respuesta negativa a las pruebas de sensibilidad al frío pero que la termografía catalogaba como vitales y los dientes que sí respondían de forma positiva a las pruebas de sensibilidad y la termografía mostraba también como vitales eran diferentes o no. La Figura 32 muestra el comportamiento térmico de estos dos tipos de dientes y puede observarse que las ligeras diferencias en distintos momentos del ensayo son irrelevantes desde el punto de vista clínico y estadístico.

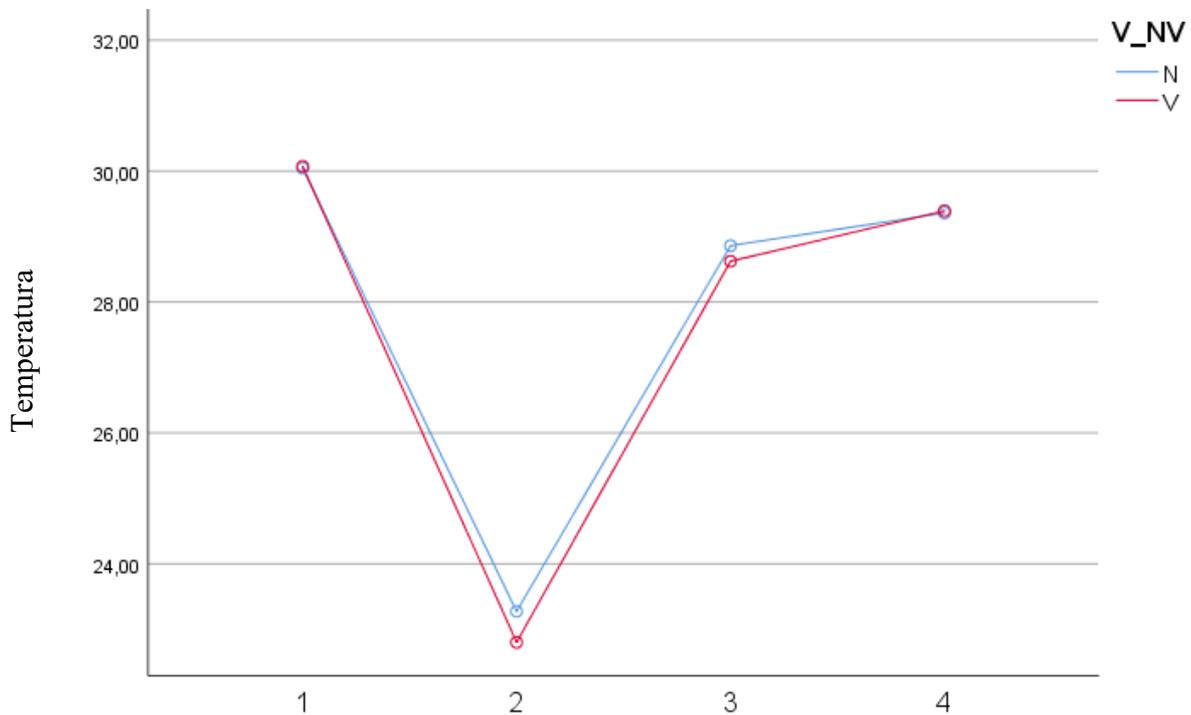


Figura 32. Análisis de las diferencias de temperaturas entre los dientes que respondían como necróticos a las pruebas de sensibilidad pero que la termografía indicaba que eran vitales (línea azul) y los que respondían como vitales a las pruebas de sensibilidad (línea roja), en los 4 momentos del estudio: 1 (basal), 2 (enfriamiento), 3 (recuperación a los 20 segundos) y 4 (recuperación a los 40 segundos).

3.2.3. Análisis de la influencia de la edad, el género y el tipo de diente

Se analizó la dependencia entre la temperatura media de los dientes vitales en función de la edad, en los 4 momentos del estudio y se observó que en todos los casos la correlación no tenía significación estadística ($p > 0,05$) salvo para el momento de la recuperación a los 40 segundos (Figura 33) y en este caso, sólo el 3% de la variación de la temperatura podría ser atribuible a la edad.

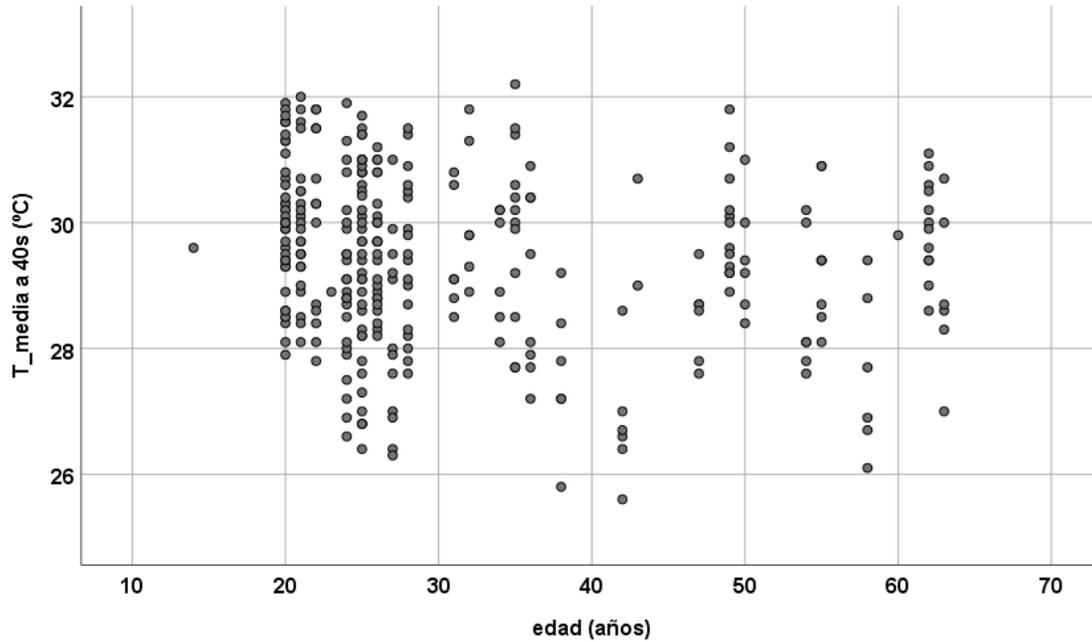


Figura 33. Estudio de la temperatura de los dientes a los 40 segundos de recuperación tras el estrés térmico según la edad.

Aunque, inicialmente, no era objetivo del estudio analizar el patrón térmico de los dientes vitales y no vitales en función del sexo y por tanto la muestra no se eligió para poder hacer un estudio estadístico adecuado, se probó con la muestra que se disponía si se apuntaba algún tipo de relación entre estas variables para estudios posteriores y, con la incertidumbre asociada a la diferencial de tamaño muestral entre hombres y mujeres, no se encontró diferencias asociadas al sexo

En relación con la posible influencia del tipo de diente en un estudio de toda la muestra no se halló diferencias estadísticamente significativas, pero pensamos de nuevo que quizá la diferencia de tamaño muestral entre hombres y mujeres podía enmascarar dependencias con el género y el tipo de diente. La Figura 34, muestra para los 3 tipos de dientes considerados en los casos vitales: canino (A), incisivo lateral (B) e incisivo central (C); el comportamiento promedio en los 4 momentos del estudio según el género y aunque no se ha podido hacer un estudio estadístico adecuado dado el bajo número de casos al separar por diente y género, las diferencias que se observan en el momento del enfriamiento para los dientes incisivo central y lateral entre hombres y mujeres será objeto de estudio futuro para analizar si efectivamente se constata este diferente patrón.

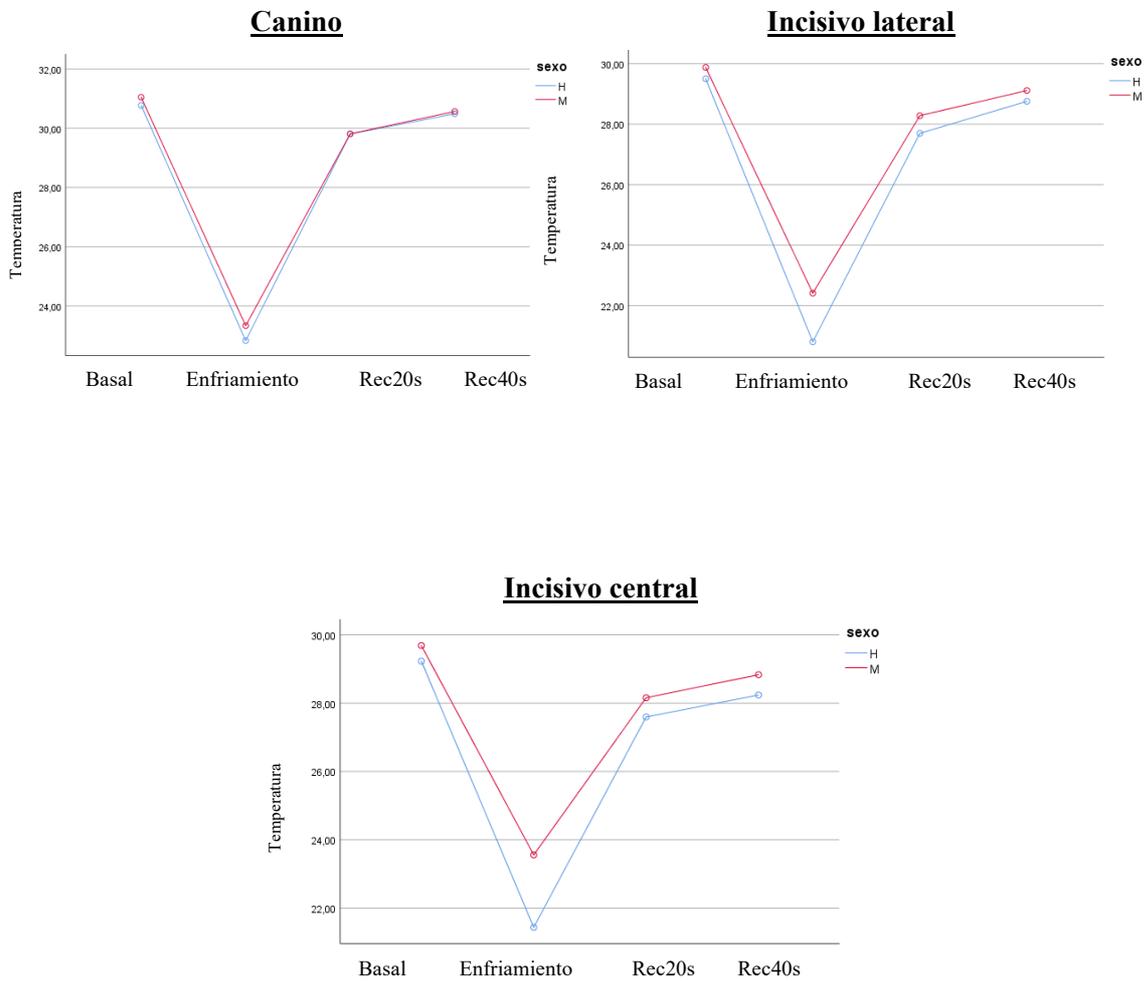


Figura 34. Diferencia de temperaturas entre sexos en los diferentes tipos de dientes estudiados. A) caninos. B) incisivos laterales. C) incisivos centrales.

3.3- DISCUSIÓN

3.3.1- Discusión del estudio *in vitro*

Tras realizar la revisión bibliográfica nos encontramos con varias limitaciones descritas respecto a las técnicas más estudiadas hasta el momento en el ámbito de la determinación de la vitalidad pulpar: la flujometría con láser Doppler y la pulsioximetría.

Por un lado, encontramos que la flujometría con láser Doppler es una técnica susceptible a los ruidos, como sonidos fuertes (es decir, vibraciones) o movimientos cerca del propio aparato. También es sensible a la contaminación producida por el flujo sanguíneo de los tejidos adyacentes. Además, todo esto junto con el elevado coste del equipo hace que sea poco probable que la flujometría con láser Doppler se convierta en una técnica popular o ampliamente utilizada en un futuro próximo (Roebuck y cols., 2000; Akpinar y cols., 2004; Ghouth y cols., 2019). Otro problema añadido a la técnica, según los autores, es la presencia de tejidos mineralizados que limitan la penetración del rayo láser en el diente, aunque la profundidad de la penetración en los dientes sea mayor que en la piel.

Por otro lado, la pulsioximetría presenta unas limitaciones intrínsecas como que el exceso de dióxido de carbono en la corriente sanguínea interfiere con los valores de desoxigenación. El aumento de la acidez y la tasa metabólica derivada de la inflamación causan la desoxigenación de la hemoglobina y los cambios en la saturación de oxígeno en la sangre (Goho, 1999; Berman y Hartwell, 2011). Otras variables como la baja perfusión periférica, el aumento de las pulsaciones venosas, los trastornos de la hemoglobina, la vasoconstricción, la hipotensión y los movimientos corporales contribuirán a lecturas falsas (Jafarzadeh, 2009). En esta técnica, otro punto importante a tener en cuenta es que se necesita que los sensores se ajusten al tamaño, la forma y la anatomía del diente y que el LED y los fotodetectores deben estar paralelos entre sí para que toda la luz emitida por el sensor LED sea recibida por el sensor detector. Además, la sonda debe sujetarse firmemente sobre el diente para garantizar mediciones precisas. Si el sensor no puede adaptarse a la forma y al tamaño de la corona, es posible que no se obtengan resultados fiables (Gopikrishna y cols., 2007 a, b). Con todo ello surge un nuevo problema en la aplicación clínica odontológica de la pulsioximetría ya que no existen

pulsioxímetros específicos para dientes en el mercado. Algunos investigadores han adaptado el instrumento a los dientes para mostrar la fiabilidad del sistema en el diagnóstico de la vitalidad de la pulpa (Schnettler y Wallace, 1991; Goho, 1999; Gopikrishna y cols., 2007 a, b).

Respecto a la termografía infrarroja, los escasos artículos existentes en la literatura hacen especial hincapié en la importancia de las condiciones ambientales en la toma de las distintas mediciones. Tanto en el estudio realizado por Smith (2004) como en los dos protocolos establecidos por Kells (2000a, 2000b) se determina que la temperatura ambiental debe de estar controlada y, en ambos casos, se establece que ésta debe de ser de 20 ± 1 ° C, al igual que el estudio debe hacerse en una habitación donde no haya corrientes de aire y con las dimensiones adecuadas para que nuestra presencia no afecte a las mediciones de la cámara termográfica.

Respecto a la metodología sobre cómo realizar el estudio *in vitro* existen varias diferencias entre las distintas fuentes consultadas. El trabajo de Smith (2004), basa sus conclusiones en la prueba realizada sobre un premolar maxilar, en el que intenta simular las condiciones de calor de la encía y de la pulpa. Realiza una apertura en dirección ápico-coronal para poder trabajar los conductos por donde posteriormente introducirá agua a 37 °C. A continuación, coloca tres termómetros, dos en contacto con la superficie dental, uno en la unión entre el tercio medio y cervical, el segundo en el tercio incisal y el último de ellos lo coloca separado del diente. Aplicaba el agua a 37 °C con una bomba hidráulica durante 15 minutos y a diferentes caudales, en incrementos de 10 mililitros hasta un máximo de 90 mililitros. Tras estas mediciones, realiza el mismo estudio con las mismas condiciones y la misma muestra, pero colocando el diente 10 minutos en contacto con una bolsa de hielo previamente a la toma de temperatura y para así poder estudiar la recuperación de la temperatura midiéndola con los termómetros.

Por otro lado, Kells en sus dos artículos (2000 a y b) se centra en establecer un protocolo para el registro clínico de imágenes termográficas. En el primer estudio, Kells realiza un análisis *in vitro* de un incisivo central maxilar para establecer la emisividad del esmalte, ya que, en ningún estudio previo, se había determinado; estableciendo que ésta es de 0,65, y es la que utilizan tanto en el primer estudio como en el segundo. Además, en este primer protocolo también establece el tiempo de estabilización necesario para la toma de

imágenes termográficas en dientes, ya que en el estudio de Biagioni (1996) se determina que es necesaria una estabilización de 20 minutos para realizar un estímulo termográfico en la piel. En este caso, Kells concluye que con una estabilización de 15 minutos antes de la toma de imágenes es suficiente. Por otro lado, en su segundo protocolo establece un análisis *in vitro* sobre un incisivo mandibular, donde se estudia cuál es la mejor forma de aplicar el frío sobre la superficie dental. Analiza las diferencias entre la aplicación del frío con una barra de hielo (-4°C) o aire a presión (pistola del equipo dental a 18°C). Concluye que la mejor forma de aplicación del frío para la toma de mediciones termográficas es la aplicación de la corriente de aire con la jeringa del equipo, ya que se aplica de una forma más generalizada y no se tiene que colocar siempre en el mismo sitio como en el caso de la barra de hielo. La toma de imágenes se realiza, en el estudio de Kells, con la cámara termográfica Agema Thermovision 900, y el *software* que utiliza para el análisis de las imágenes es el Agema.

En comparación a estos dos artículos, en el presente estudio se obtuvo una muestra de 40 dientes anteriores maxilares: 10 incisivos centrales, 10 incisivos laterales, 10 caninos y 10 primeros premolares. Cada uno de ellos se preparó, al igual que en el estudio de Smith (2004), cortando la raíz por el tercio medio y ensanchando el conducto para, posteriormente, poder introducir agua a 37 °C, pero en nuestro caso, únicamente se dispuso un termómetro digital en el interior de la cámara pulpar. En nuestro caso también medimos la emisividad del esmalte y la establecimos en 0,8, una cifra algo superior a la reportada por Kell (0,65) y la utilizamos durante todo el estudio. Otra de las diferencias existentes con los otros estudios es que, en nuestro caso, el mismo diente hace de diente vital (irrigación con agua a 37 °C, simulando así el efecto de la circulación sanguínea intrapulpar) y no vital (sin irrigación). Esto permite determinar mejor el efecto de la irrigación frente a las diferencias que podrían aparecer asociadas al diente. En nuestro caso se les aplicó el estímulo de frío con el nebulizador a -50 °C, con lo que pudo estudiarse muy bien la recuperación de la temperatura. La medición de cada situación en cada diente se realizó mediante un vídeo que registró los 3 minutos previos a la aplicación del estrés térmico, el momento de la disminución de la temperatura y los 10 minutos posteriores de recuperación de ésta. Con este protocolo se controló y comprobó la estabilidad térmica hasta el momento del enfriamiento provocado y, después, permitió establecer la progresión de la recuperación de la temperatura. Otra diferencia respecto al estudio de Kells (que realizó sólo fotografías -cámara Agema Thermovision 900-) es que,

en nuestro estudio, como se ha comentado, se realizó un registro videográfico con la cámara FLIR E60.

Es importante resaltar, desde el punto de vista metodológico, que en nuestro estudio se han contemplado las posibles influencias sobre los resultados de diversos factores, como es el caso (en la parte *in vitro* del estudio) del grosor de los tejidos mineralizados del diente, de esta forma éste se calculó para cada una de las muestras. Esto se realizó mediante un equipo de tomografía de haz cónico, sistema no invasivo, que permite, sin alterar los dientes durante la fase experimental, determinar el espesor del esmalte y de la dentina.

El diferente grosor de material mineralizado que se interpone entre la superficie dental y la cámara pulpar puede ser un factor que influya en los registros termográficos y, por tanto, podría distorsionar los datos obtenidos, ya que a mayor espesor de tejidos mineralizados menor espacio para el flujo sanguíneo intrapulpar. Este control de la influencia del espesor de los tejidos dentales mineralizados sobre el establecimiento de la temperatura dental es la primera vez, hasta donde conocemos, en la que se efectúa en un trabajo científico sobre termografía dental.

El espesor de esmalte y de dentina en nuestros especímenes se vio que no era uniforme, pero, al analizar los datos, la distribución de frecuencias de los distintos espesores, agrupados en intervalos de 0,5 milímetros mostraron una distribución prácticamente gaussiana. Los resultados mostraron que no había diferencias estadísticamente significativas entre los datos obtenidos con los diferentes grosores, por lo que se consideró que el espesor de los dientes, al menos en las condiciones en las que se realizó este estudio, no influyen en la determinación termográfica de los cambios de temperatura intrapulpar.

Existe disparidad de conclusiones en los artículos analizados que tratan sobre la determinación de la temperatura dental mediante termografía.

Por su parte Smith (2004), en su estudio *in vitro* determina que existe una gran recuperación de la temperatura en un inicio y que, posteriormente, la recuperación va disminuyendo, pero que clínicamente resulta difícil confirmar si un diente presenta flujo sanguíneo y, por tanto, vitalidad, ya que la temperatura dental se ve afectada por diversas

situaciones ambientales. Asimismo, también concluye que a mayor volumen de flujo intrapulpar, más rápido se recupera la temperatura. Kells (2000), al igual que Smith, confirma que la recuperación de la temperatura dental es mayor al inicio de la fase de recuperación que después, se estabiliza.

En el presente estudio se confirma la información, proporcionada por otros trabajos, relativa a que existe una recuperación de la temperatura, inicialmente más rápida, que posteriormente se estabiliza. En cambio, se estableció que la recuperación de la misma presenta un crecimiento logarítmico que aconseja la toma de imágenes hasta los 5 primeros minutos posteriores al enfriamiento. Por su parte, Kells afirma que es sólo durante los 3 primeros minutos cuando se pueden tomar imágenes termográficas obteniendo resultados válidos en la diferencia de temperatura. La diferencia entre nuestros resultados y este último autor puede deberse a la diferencia de tamaño muestral entre ambos estudios, 80 registros (40 casos y 40 controles) tomados en el presente estudio frente a una única exploración realizada en el caso de Kells.

3.3.2.- Discusión del estudio *in vivo*

Respecto al estudio *in vivo* realizado por los anteriores autores comentados, también hay diferencias a destacar. En el primer protocolo de Kells (2000a), se estudia a 6 pacientes (3 mujeres y 3 varones) con un rango de edad comprendido entre los 17 a 21 años con los dos incisivos laterales maxilares vitales, a los que en un día previo al estudio se les realiza las pruebas de sensibilidad térmicas y eléctricas para confirmar este diagnóstico. Se aíslan los dientes superiores de primer premolar a primer premolar con dique de goma negro y con cuñas de goma, para intentar evitar al máximo la interferencia con la toma de las imágenes. En este momento, se realiza una estabilización de los pacientes de 20 minutos previos a la toma de las medidas y, una vez tomadas las imágenes, en el programa de análisis de éstas se analizaron dos regiones del diente, una zona más cervical y otra más incisal para determinar la presencia de diferencias en la temperatura en función de la región de la superficie dental. La emisividad que utilizan es 0,65 como midieron previamente en su estudio *in vitro*, tal y como ya se ha comentado

En su segundo protocolo, Kells (2000b) se centra en la determinación de qué prueba de frío es la ideal para los estudios con termografía, aplicación de la barra de hielo o de la corriente de aire a través de la jeringa del equipo. Para ello realiza el estudio sobre un paciente varón de 37 años que presenta un incisivo central maxilar que había recibido un tratamiento de conductos y el contralateral vital. Para la toma de imágenes se aísla de primer premolar a primer premolar superior, con dique de goma negro y con cuñas de goma. En este caso, se toma una imagen cada 10 segundos durante 3 minutos. Estas mediciones se toman primero con la aplicación de la barra de hielo 10 segundos sobre la superficie dental, tanto sobre el diente no vital como del vital, y después con la aplicación del aire de la jeringa del equipo, durante 20 segundos. Estas mediciones se repitieron 5 veces.

En el estudio de Smith, se realizó la parte *in vivo* con un grupo de 10 pacientes (4 mujeres y 6 varones) con un rango de edad de 21 a 58 años, con, al menos, un diente vital; 5 presentaban un diente no vital: 3 con tratamiento de conductos realizado, 1 esclerosado y 1 no tratado y sin síntomas (3 incisivos centrales y 2 incisivos laterales maxilares). En total se analizaron 14 incisivos centrales y 2 incisivos laterales. En este estudio, Smith no utilizó un aislamiento de los dientes con dique de goma, sino que realizó un aislamiento con rollos de algodón para la toma de las mediciones y estas se tomaron desde un minuto previo a la aplicación del frío y después se registró la recuperación de la temperatura tras la corriente de aire de la jeringa del equipo cada 20 segundos. Esta medición duró 10 minutos. Las mediciones se realizaron con los termómetros colocados como se ha descrito previamente en el estudio *in vitro*. Los datos se obtuvieron de los incisivos centrales en el caso de los pacientes que sólo tenían dientes vitales y, en el caso de que presentaran alguno no vital, se analizaba el “necrótico” y el vital contralateral.

Por otro lado, un estudio muy reciente de Mendes y cols. (2020), establecen un grupo control de 30 pacientes (20 a 65 años) que presentan los incisivos centrales y laterales superiores vitales, en total estudian 120 dientes (60 incisivos centrales y 60 incisivos laterales), y establecen también un grupo de estudio de 28 pacientes donde 33 incisivos centrales son no vitales y otros 33 son vitales. Los no vitales podían ser dientes que no respondieran de forma positiva a la prueba de sensibilidad con nebulizador de frío, que tuvieran un tratamiento de conductos o que fueran sospechosos de ser necróticos. En este

estudio también se realiza un aislamiento con abre bocas, y el análisis termográfico se realiza con la cámara FLIR E60 y el programa de análisis de imágenes Flir Tools 6.4. En este estudio, Mendes no toma videos, sino que toma una imagen de cada diente para ver si hay diferencias de temperaturas entre los dientes necróticos y vitales.

En nuestro estudio *in vivo*, se dispuso de un grupo de 50 pacientes con los dientes anteromaxilares (de canino a canino) vitales, en total se analizaron 300 dientes, y con otro grupo de pacientes, con al menos un diente anteromaxilar con tratamiento de conductos (al que consideramos “no vital”) y otro contralateral vital. Existen diversas diferencias respecto a nuestro estudio y los, ya citados, de Kells (2000 a y b), Smith (2004) y Mendes (2020). En primer lugar, en nuestro protocolo *in vivo* se analizaron 4 momentos clave: una fotografía inicial, una en el momento del enfriamiento, otra a los 20 segundos tras la aplicación del frío y la última a los 40 segundos, ya que en el estudio *in vitro* vimos que la recuperación de la temperatura era muy rápida y en ese momento ya se detectaron diferencias entre un diente vital y otro no vital, además de que así no fue necesario tener a la persona observada 5 minutos durante la toma de imágenes. En nuestro protocolo, al igual que Kells, aislamos los dientes con dique de goma para aislar lo máximo posible a los dientes de los tejidos periorales, pero al contrario que él no realizamos una estabilización previa de 15 minutos ya que constatamos que no era necesaria. Por otra parte, esta situación facilita la aplicación de la termografía en la clínica diaria.

En el presente estudio se utilizó la cámara FLIR E60 al igual que en el estudio de Mendes, mientras que la emisividad que se utilizó fue 0,84, como se había medido previamente en el estudio *in vitro*. Una gran diferencia respecto al estudio de Mendes, es que no basamos nuestro estudio solo en la diferencia de temperatura inicial que presentan los dientes “no vitales” sino que provocamos un estrés térmico en frío para medir tanto el momento inicial, como el momento del estrés y la recuperación posterior de la temperatura. Además, en contraposición a Smith y Kells que utilizan la jeringa de aire del equipo para provocar el cambio de temperatura dental, en este estudio se utilizó un nebulizador de propano-butano para ello, para simular la forma clínica actual de determinar la sensibilidad pulpar.

Al igual que en la parte del estudio *in vitro*, en la parte *in vivo* hay disparidad de resultados entre los distintos trabajos publicados.

Por un lado, Kells concluye que la determinación de la diferencia de la temperatura se puede establecer en un periodo de 3 minutos posterior a su enfriamiento, mientras que en nuestro estudio vemos que hay diferencias estadísticamente significativas respecto a las temperaturas entre dientes “vital” y “no vital” en el momento del enfriamiento, donde los dientes necróticos se enfrían hasta 5 °C más que los dientes vitales, y otro momento donde se puede medir las diferencias es a los 20 segundos de la aplicación del frío, aunque en estos momentos las diferencias son menores. Esto podría ser debido al calor que aportan todos los tejidos de alrededor del diente, que hace que la recuperación de la temperatura sea muy rápida en ambos tipos de diente.

Kells (2000a) y Smith (2004) respectivamente, también defienden el uso de la jeringa de aire del equipo para generar el estrés térmico y concluyen que da igual la zona que se mida del diente (cervical o incisal) porque responden igual. En nuestro caso, no nos afecta esta consideración ya que medimos la zona donde aplicamos el nebulizador de frío con la bola de algodón, como en la prueba convencional de sensibilidad pulpar de uso común en la clínica odontológica.

Mendes (2020) en su estudio concluye que los dientes con diferentes estados pulpares (vital y necrótico) presentan diferentes temperaturas, con lo que coincidimos, pero no como dicen en su estudio, por la temperatura inicial, sino porque en el momento del enfriamiento, como se ha mencionado anteriormente, se enfrían más.

Además, en el presente estudio analizamos pacientes que respondían de forma negativa a la prueba de vitalidad con frío, pero en los que la termografía correspondía a datos de dientes vitales, viendo que no había diferencias estadísticamente significativas respecto a la temperatura de los dientes que respondían de forma positiva a esta prueba de sensibilidad. Por lo que corresponderían a falsos negativos de la prueba de frío, cosa que no se había analizado en publicaciones previas.

Otros dos factores que no se habían analizado previamente son la edad y el sexo.

Respecto a la edad, ya en el estudio *in vitro*, observamos que el espesor de tejido mineralizado dental no afectaba a la toma de mediciones. De la misma manera, en el estudio *in vivo*, se analizó la influencia de la edad, ya que no solo podían influir factores mecánicos, como los espesores del esmalte y de la dentina, sino también los cambios fisiológicos de la pulpa dental a consecuencia del envejecimiento tisular. Así, se comprobó que no existen diferencias en las mediciones respecto a la edad, como ocurría en el estudio *in vitro*. Sólo se detectó una ligera dependencia, un 3% en los momentos finales de la recuperación de la temperatura (40 segundos), lo cual hemos considerado como irrelevante clínicamente. Por lo tanto, sería uno de los problemas de aplicabilidad clínica que presentaba la flujometría con láser Doppler que no presenta la termografía infrarroja y, que hace más viable su uso clínico diario.

Lo mismo ocurre con el análisis de los resultados desde la perspectiva de género. Se pretendió determinar si el sexo pudiera ser un factor influyente en la toma de mediciones termográficas. Tras el estudio se estableció que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos géneros.

4. CONCLUSIONES FINALES

Después de analizar los resultados obtenidos y, teniendo en cuenta los objetivos planteados al inicio de la investigación, podemos concluir que:

1. Se ha desarrollado un procedimiento experimental que permite el registro termográfico de: la temperatura basal de un diente sin circulación y de un diente con circulación simulada, del efecto del estímulo térmico (frío) y de su posterior recuperación en ambos casos, todo bajo condiciones ambientales controladas y estables.
2. La provocación de un estímulo térmico a baja temperatura produce un descenso inmediato de la misma tanto en dientes con circulación simulada (interior del diente a 37 °C) como en dientes sin ella, descenso que se recupera en ambos casos de una manera progresiva y siguiendo un modelo logarítmico.
3. Existe una diferencia significativa entre la recuperación de la temperatura en el diente irrigado y en el que no lo está.
4. La aplicación del estrés térmico frío nos permite producir un cambio brusco en la temperatura inicial de dientes irrigados y sin irrigar que podría ser determinante en la aplicación clínica de la termografía para el diagnóstico de dientes con patología pulpar o dientes sanos.
5. El grosor del tejido dental mineralizado del diente no afecta a los resultados de las mediciones del cambio térmico, ni tras el estímulo ni en la recuperación de la temperatura después al mismo.
6. Se ha establecido un protocolo de toma de imágenes termográficas en pacientes, estableciendo los tiempos y la duración de la prueba diagnóstica propuesta.
7. Existe una diferencia de 5 °C en el momento de la aplicación del estímulo térmico frío que nos permite diferenciar entre dientes vitales y no vitales (con tratamiento de conductos).

8. No hay diferencias estadísticamente significativas respecto a la edad ni al sexo en la toma de imágenes termográficas.
9. No existen diferencias térmicas entre los dientes que son positivos a las pruebas de sensibilidad al frío y entre los que son negativos, por lo que la termografía permitiría diagnosticar los casos en los que obtenemos falsos negativos con las pruebas convencionales de vitalidad pulpar.

En definitiva, y según los resultados del estudio, la termografía infrarroja es un método de diagnóstico adecuado para determinar la presencia de vitalidad pulpar.

Se propone, pues, la realización de una nueva prueba diagnóstica de la vitalidad pulpar consistente en la estimulación con frío y el registro de la recuperación de la temperatura dental, mediante la utilización de una cámara termográfica, procedimiento aplicable en una consulta odontológica.

No obstante, son necesarios más estudios para afianzar estos resultados, así como ver el comportamiento de esta técnica diagnóstica en dientes posteriores.

5. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abbott PV, Yu C. A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. *Aust Dent J* 2007; 52(1): 17-31. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.tb00522.x

Abd- Elmeguid A, Yu D. Dental pulp neurophysiology: part 1. Clinical and diagnostic implications. *J Can Dent Assoc* 2009; 75(1): 55-59.

Abd- Elmeguid A, Yu D. Dental pulp neurophysiology: part 2. Current diagnostic tests to assess pulp vitality. *J Can Dent Assoc* 2009; 75(2): 139-143.

Akpınar KE, Er K, Polat S, Polat NT. Effect of gingiva on laser Doppler pulpal blood flow measurements. *J Endod* 2004; 30(1): 138–140. doi: 10.1097/00004770-200403000-00003.

Alghaithy RA, Qualtrough AJ. Pulp sensibility and vitality tests for diagnosing pulpal health in permanent teeth: a critical review. *Int Endod J* 2017; 50(2): 135-142

Anusha B, Madhusudhana K, Chinni SK, Paramesh Y. Assessment of pulp oxygen saturation levels by pulse oximetry for pulpal diseases -A diagnostic study. *J Clin Diagn Res* 2017; 11(9): 36-39.

Augsburger RA, Peters DD. In vitro effects of ice, skin refrigerant, and CO₂ snow on intrapulpal temperature. *J Endod* 1981; 7(3):110-116. doi: 10.1016/S0099-2399(81)80124-0.

Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil* 1997; 24(11): 791-801.

Bastos JV, Goulart EM, de Souza Cortes MI. Pulpal response to sensibility tests after traumatic dental injuries in permanent teeth. *Dent Traumatol* 2014; 30(3): 188-192.

Baumgardner KR, Walton RE, Osborne JW, Born JL. Induced hypoxia in rat pulp and periapex demonstrated by 3H-misonidazole retention. *J Dent Res* 1996; 75(10): 1753-1760.

Bhaskar SN, Rappaport HM. Dental vitality tests and pulp status. *J Am Dent Assoc* 1973; 86(2): 409–411. doi: 10.14219/jada.archive.1973.0081.

Bender IB. Pulpal pain diagnosis: a review. *J Endod* 2000; 26(3): 175-179. doi: 10.1097/00004770-200003000-00012.

Bender IB, Landau MA, Fonseca S, Trowbridge HO. The optimum placement-site of the electrode in electric pulp testing of the 12 anterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1989; 118(3): 305-310. doi: 10.14219/jada.archive.1989.0096.

Berman LH, Hartwell GR. Diagnóstico. En: Hargreaves KM, Cohen S. *Vías de la pulpa* 10ª ed. Barcelona: España; 2011. p 2-39.

Bouzida N, Bendada A, Maldague XP. Visualization of body thermoregulation by infrared imaging. *J Therm Biol* 2009; 34(1): 120–6.

Bruno KF, Barletta FB, Felipe WT, Silva JA, Gonçalves de Alencar AH, Estrela C. Oxygen saturation in the dental pulp of permanent teeth: a critical review. *J Endod* 2014; 40(8): 1054-1057.

Byers MR, Närhi MVO. Pulpodentin complex. En: Hargreaves KM, Goodins HE. *Seltzer and Bender's dental pulp* 3a ed. Chicago: Estados Unidos; 2002. p. 151-179.

Caldeira CL, Barletta FB, Ilha MC, Abrao CV, Gavini G. Pulse oximetry: a useful test for evaluating pulp vitality in traumatized teeth. *Dent Traumatol* 2016; 32(5): 385-389. doi: 10.1111/edt.12279.

Calil E, Caldeira CL, Gavini G, Lemos EM. Determination of pulp vitality in vivo with pulse oximetry. *Int Endod J* 2008; 41(9): 741-746. doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01421.x.

Chandler NP, Love RM, Sundqvist G. Laser Doppler flowmetry: an aid in differential diagnosis of apical radiolucencies. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1999; 87(5): 613-616.

Chandler NP, Pitt Ford TR, Monteith BD. Laser Light pasaje through restored and carious posterior teeth. *J Oral Rehabil* 2014; 41(8): 630-634.

Chen E, Abbott P. Dental pulp testing: a review. *Int J of Dent* 2009; 365785. doi:10.1155/2009/365785.

Cooley RL, Robison SF. Variables associated with electric pulp testing. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1980; 50(1): 66-73. doi: 10.1016/0030-4220(80)90334-5.

Cooley RL, Stilley J, Lubow RM. Evaluation of a digital pulp tester. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1984; 58(1): 437-442. doi: 10.1016/0030-4220(84)90340-2.

Correa JMA, Marbán R, Morffi I, Ortiz I. Complejo dentino pulpar. Estructura y diagnóstico. *REMIJ*. 2011; 12(1): 23-31.

Cvek M. A clinical report on partial pulpotomy and capping with calcium hydroxide in permanent incisors with complicated crown fracture. *J Endod* 1978; 4(8): 232-237.

Dastmalchi N, Jafarzadeh H, Moradi S. Comparison of the efficacy of a custom-made pulse oximeter, probe with digital electric pulp tester, cold spray, and rubber cup for assessing pulp vitality. *J Endod* 2012; 38(9): 1182-1186.

Dowden WE, Emmings F, Langeland K. The pulpal effect of freezing temperatures applied to monkey teeth. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1983; 55(4): 408-418.

Ehrmann EH. Pulp testers and pulp testing with particular reference to the use of dry ice. *Aust Dent J* 1977; 22(4): 272-279. doi: 10.1111/j.1834-7819.1977.tb04511.x.

Estrela C, Guedes O, Silva J, Leles C, Estrela C, Pécora J. Diagnostic and clinical factors associated with pulpal and periapical pain. *Braz Dent J* 2011; 22(4): 306-311. doi: 10.1590/s0103-64402011000400008.

Estrela C, Serpa GC, Alencar AHG, Bruno KF, Barletta FB, Felipe WT, Estrela CRA, Souza JB. Oxygen saturation in the dental pulp of maxillary premolars in different age groups -Part 1. *Braz Dent J* 2017; 28(5): 573-577.

Estrela C, Oliveira KS, Alencar AHG, Barletta FB, Estrela CRA, Felipe WT. Oxygen saturation in the dental pulp of maxillary and mandibular molars -Part 2. *Braz Dent J* 2017; 28(6): 704-709.

Fanibunda KB. The feasibility of temperature measurement as a diagnostic procedure in human teeth. *J Dent* 1986; 14(3): 126-129.

Fernandes Ade A, Amorim PR, Brito CJ, de Moura AG, Moreira DG, Costa CM, Sillero-Quintana M, Marins JC. Measuring skin temperature before, during and after exercise: a comparison of thermocouples and infrared thermography. *Physiol Meas* 2014; 35(2): 189-203. doi: 10.1088/0967-3334/35/2/189.

Fernández I, Bouzas JC, Arnáiz J, Gómez PM, Piñonosa S, García MA, Sillero M. Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: a review. *Infrared Phys. Technol* 2015; 71(1): 22–58.

Fernieini EM, Bennett JD, Silverman DG, Halaszynski TM. Hemodynamic assessment of local anesthetic administration by laser Doppler flowmetry. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2001; 91(5): 526-530.

Ferreira G, Aranda A, Mainar- Toledo MD, Zambrana D. Experimental Analysis of the Infrared Thermography for the Thermal Characterization of a Building Envelope. In *Defect and Diffusion Forum* 2012; 326(1): 318-323.

Fleury A, Regan JD. Endodontic diagnosis: clinical aspects. *J Ir Dent Assoc* 2006; 52(1): 28-38.

Fratkin RD, Kenny DJ, Johnston DH. Evaluation of a laser Doppler flowmeter to assess blood flow in human primary incisor teeth. *Pediatr Dent* 1999; 21(1): 53-6.

Fuss Z, Trowbridge H, Bender IB, Rickoff B, Sorin S. Assessment of reliability of electrical and thermal pulp testing agents. *J Endod* 1986; 12(7): 301-5. doi: 10.1016/S0099-2399(86)80112-1.

Gade, R, Moeslund, TB. Thermal cameras and applications: A survey. *Mach. Vision Appl.* 2014; 25(1), 245–262.

Ghouth N, Duggal MS, Nazzal H. A diagnostic accuracy study of laser Doppler flowmetry for the assessment of pulpal status in children's permanent incisor teeth. *J Endod* 2019; 45(5): 543-548. doi: 10.1016/j.joen.2019.01.017.

Gibson L. Pulp and periradicular testing. *J Endod* 2013; 39(3): 13-19. doi: 10.1016/j.joen.2012.11.047.

Giovanella LB, Barletta FB, Felipe WT, Bruno KF, de Alencar AH, Estrela C. Assessment of oxygen saturation in dental pulp of permanent teeth with periodontal disease. *J Endod* 2014; 40(12): 1927-1931.

Goho C. Pulse oximetry evaluation of vitality in primary and immature permanent teeth. *Pediatr Dent* 1999; 21(2): 125-127.

Goodis HE, Winthrop V, White JM. Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *J Endod* 2000; 26(5): 263-267.

Gopikrishna V, Pradeep G, Venkateshbabu N. Assessment of pulp vitality: a review. *Int J Paediatr Dent.* 2009; 19(1): 3-15. doi: 10.1111/j.1365-263X.2008.00955.x.

Gopikrishna V, Tinagupta K, Kandaswamy D. Comparison of electrical, thermal, and pulse oximetry methods for assessing pulp vitality in recently traumatized teeth. *J Endod* 2007; 33(5): 531-535.

Gopikrishna V, Tinagupta K, Kandaswamy D. Evaluation of efficacy of a new custom-made pulse oximeter dental probe in comparison with the electrical and thermal tests for assessing pulp vitality. *J Endod* 2007; 33(4): 411-414.

Habale UB, Vasudevan A, Klinkhachorn P, GangaRao HV. Detection of subsurface defects in fiber reinforced polymer composite bridge decks using infrared thermography. *Nondestructive testing and evaluation* 2007; 22(1): 155-175.

Harada K, Sato M, Omura K. Blood-flow and neuro- sensory changes in the maxillary dental pulp after differing Le Fort I osteotomies. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2004; 97(1): 12-17.

Harada K, Sato M, Omura K. Blood-flow change and recovery of sensibility in the maxillary dental pulp during and after maxillary distraction: a pilot study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2004; 98(5): 528-532.

Harris WE. Endodontic pain referred across the midline: report of case. *J Am Dent Assoc* 1973; 87(6): 1240-1243. doi: 10.14219/jada.archive.1973.0578.

Herschel W. Experiments on the Refrangibility of the Invisible Rays of the Sun. By William Herschel, LL. D. F. R. S. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*. 1800; 90(1): 284–292.

Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors* 2010; 10(5): 4700–4715. doi: 10.3390/s100504700.

Ingolfsson AER, Tronstad L, Hersh E, Riva CE. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10(2): 83-87.

Ingolfsson AER, Tronstad L, Riva CE. Reliability of laser Doppler flowmetry in testing vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10(4): 185-187.

Ishigaki T, Ikeda M, Asai H, Sakuma S. Fore-head-back thermal ratio for the interpretation of infrared imaging of spinal cord lesions and other neurological disorders. *Thermology* 1989; 3(1): 101-107.

Jacobson JJ. Probe placement during electric pulp-testing procedures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 1984; 58(2): 242-247.

Jafarzadeh H. Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review. *Int Endod J* 2009; 42(6): 475-490. doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01548.x.

Jafarzadeh H, Abbott PV. Review of pulp sensibility tests. Part I: general information and thermal tests. *Int Endod J* 2010; 43(1): 738-762. doi: 10.1111/j.1365-2591.2010.01754.x

Jafarzadeh H, Abbott PV. Review of pulp sensibility tests. Part II: electric pulp tests and test cavities. *Int Endod J* 2010; 43(11): 945-958. doi: 10.1111/j.1365-2591.2010.01760.x.

Jafarzadeh H, Udoe CI, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review. *J Endod* 2008; 34(12): 1435-40.

Jepersen J, Hellstein J, Williamson A, Johnson W, Qian F. Evaluation of dental pulp sensibility tests in a clinical setting. *J Endod* 2014; 40(3): 351-354. doi: 10.1016/j.joen.2013.11.009.

Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE transactions on medical imaging.* 1998; 17(6): 1019–1027.

Jones DM. Effect of the type carrier used on the results of dichlorodifluoromethane application to teeth. *J Endod* 1999; 25(10), 692-694.

Jones VR, Rivera EM, Walton RE. Comparison of carbon dioxide versus refrigerant spray to determine pulpal responsiveness. *J Endod* 2002; 28(7): 531-533.

Kataoka SH, Setzer FC, Gondim- Junior E, Fregnani ER, Moraes CJP, Pessoa OF, Gavini G, Caldeira CL. Late effects on head and neck radiotherapy on pulp vitality assessed by pulse oximetry. *J Endod* 2016; 42(6): 886-889.

Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal Imaging of human teeth. *Int Endod J* 2000; 33(5): 442-7.

Kells BE, Kennedy JG, Biagioni PA, Lamey PJ. Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 2. Rewarming of healthy human teeth following a controlled cold stimulus. *Int Endod J* 2000; 33(5): 448-462.

Kennedy DC, Kiely MC, Keating PJ. Efficacy of electrical pulp testing. *J Ir Dent Assoc* 1987; 33(1): 41-46.

Kim J, Mandelis A, H. Abrams S, T. Vu, Amaechi B. In-vitro detection of artificial caries on vertical dental cavity walls using infrared photothermal radiometry and modulated luminiscence. *J Biomed Opt* 2012; 17(12): 127001. doi: 10.1117/1.JBO.17.12.127001.

Lahiri BB, Subramainam B, Jayakumar T, Philip J. Medical applications of infrared thermography: a review. *Infrared Phys Technol* 2012; 55(1): 221-235.

Lawson RN. Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer. *Can Med Assoc J* 1956; 75(4):309-331.

Lima TFR, Dos Santos SL, da Silva Fidalgo TK, Silva EJNL. Vitality tests for pulp diagnosis of traumatized teeth: a systematic review. *J Endod* 2019; 45(5): 490-499. doi: 10.1016/j.joen.2019.01.014.

Linsuwanont P, Palamara JE, Messer HH. Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing. *Int Endod J* 2008; 41(3): 204-210.

Lipski M, Poland S. Root surface temperature rises during root canal obturation, in-vitro, by the continuous wave of condensation technique using System B Heatsource. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99(4): 505-510.

Marcos JFL. Etiología, clasificación y patogenia de la patología pulpar y periapical. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2004; 9(1): 52-62.

Matsushita-Tokugawa M, Miura J, Iwami Y, Sakagami T, Izumi Y, Mori N, Hayashi M, Imazato S, Takeshige F, Ehisu S. Detection of dentinal microcracks using infrared thermography. *J Endod* 2013; 39(1): 88-91.

Mendes S, Mendes J, Moreira A, Clemente MP, Vasconcelos M. Thermographic assessment of vital and non-vital anterior teeth: A comparative study. *Infrared Phys Techn* 2020; 106, 103232.

Michaelson RE, Seidberg BH, Guttuso J. An in vivo evaluation of interface media used with the electric pulp tester. *J Am Dent Assoc* 1975; 91(1): 118-121. doi: 10.14219/jada.archive.1975.0296.

Miller SO, Johnson JD, Allemang JD, Strother JM. Cold testing through full-coverage restorations. *J Endod* 2004; 30(10): 695-700.

Moody AB, Browne RM, Robinson PP. A comparison of monopolar and bipolar electrical stimuli and thermal stimuli in determining the vitality of human teeth. *Arch Oral Biol* 1989; 34(9), 701-705.

de Morais CA, Bernardineli N, Lima WM, Cupertino RR, Guerisoli DM. Evaluation of the temperature of different refrigerant sprays used as a pulpal test. *Aust Endod J* 2008; 34(3): 86-88.

Morales Ríos M, Medina Chacón E, Carneveli Fernández A, Orozco Guillén E. Termografía infrarroja y el estudio de riesgos de lesiones músculo esqueléticas. *Ing Ind* 2011; 1(1): 55-67.

Mumford JM, Björn H. Problems in electrical pulp- testing and dental algometry. *Int Dent J* 1962; 12(1): 161-179.

Ng E-K. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. *Int J Therm Sci.* 2009; 48(5): 849–859.

Pantera EA Jr, Anderson RW, Pantera CT. Use of dental instruments for bridging during electric pulp testing. *J Endod* 1992; 18(1): 37-38.

Paredes A, Forner L, Llana C, Priego J, Salvador R, Cibrián RM. Thermographic analysis of tooth vascularization using thermal stimulation. *Eur Endod J.* 2018; 2(1):73-76.

Pashley D. Pulp dentin complex. En: Hargreaves KM, Goodin's HE. Seltzer and Bender's dental pulp 3a ed. Chicago: Quintessence; 2002. p. 63-93.

Peters DD, Baumgartner JC, Lorton L. Adult pulpal diagnosis. I. Evaluation of the positive and negative responses to cold and electrical pulp tests. *J Endod* 1994; 20(10): 506-511.

Pileggi R, Dumsha TC, Myslinksi NR. The reliability of electric pulp test after concussion injury. *Endod Dent Traumatol* 1996;12(1): 16-19. doi: 10.1111/j.1600-9657.1996.tb00089.x.

Pogrel MA, Yen CK, Taylor RC. Studies in tooth crown temperature gradients with the use of infrared thermography. *Oral Surg, Oral Med Oral Pathol* 1989; 67(5): 583–587.

Rickoff B, Trowbridge H, Baker J, Fuss Z, Bender IB. Effects of thermal vitality tests on human dental pulp. *J Endod* 1988; 14(10): 482-485.

Ring EFJ. The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine. *J Med Eng Technol* 2006; 30(4): 192–198.

Ring E, Ammer K. The technique of Infrared Imaging in medicine. *Thermol Int* 2000; 10(2): 1-3.

Ring E, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. *Physiol Meas* 2012; 33(3): 33–46.

Ritter AL, Ritter AV, Murrah V, Sigurdsson A, Trope M. Pulp revascularization of replanted immature dog teeth after treatment with minocycline and doxycycline assessed by laser Doppler flowmetry, radiography, and histology. *Dent Traumatol* 2004; 20(2): 75-84.

Roebuck EM, Evans DJP, Stirrups D, Strang R. The effect of wavelength, bandwidth, and probe design and position on assessing the vitality of anterior teeth with laser Doppler flowmetry. *Int J Paediatr Dent* 2000; 10(3): 213-220.

Rogalski A. Infrared detectors: an overview. *Infrared Phys Technol.* 2002; 43(3): 187–210.

Roy E, Alliot- Licht B, Dajeau- Trutaud S, Fraysse C, Jean A, Armengol V. Evaluation of the ability of laser Doppler flowmetry for the assessment of pulp vitality in general dental practice. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(4): 615-620.

Ruddle CJ. Endodontic diagnosis. *Dent Today* 2002; 21(1): 90-92.

Sadique M, Ravi SV, Thomas K, Dhanapal P, Simon E, Shaheen M. Evaluation of efficacy of a pulse oximeter to assess pulp vitality. *J Int Oral Health* 2014; 6(3): 70-72.

Sano Y, Ikawa M, Sugawara J, Horiuchi H, Mitani H. The effect of continuous intrusive force on human pulpal blood flow. *Eur J Orthod* 2002; 24(2): 159-166.

Schnettler JM, Wallace JA. Pulse oximetry as a diagnostic tool of pulpal vitality. *J Endod* 1991; 17(10): 488-490. doi: 10.1016/S0099-2399(06)81795-4.

Selden HS. Diagnostic thermal pulp testing: a technique. *J Endod* 2000; 26(1): 623-624. doi: 10.1097/00004770-200010000-00012.

Shabahang S. State of the art and science of endodontics. *J Am Dent Assoc* 2005; 136(1): 41-52. doi: 10.14219/jada.archive.2005.0025.

Simon J, Walton R, Pashley D, Dowden W y Bakland L. Patoxis Pulpar. En: Ingle J, Bakland L, eds. *Endodoncia*. Madrid: Editorial; 1996. páginas

Simon J. Patología periapical. En: Hargreaves KM, Cohen S. *Vías de la pulpa* 10ª ed. Barcelona: McGraw-Hill Interamericana; 2011. p 410-438.

Smith E, Dickson M. Evans AL, Smith D, Murray CA. An evaluation of the use of tooth temperature to assess human pulp vitality. *Int Endod J* 2004; 37(6): 374-380. doi: 10.1111/j.1365-2591.2004.00815.x.

Suda H; Ikeda H. Pulpo dentin complex. En: Hargreaves KM, Goodin's HE. Seltzer and Bender's dental pulp 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2002. p. 123-150.

Thomas RA. The thermography monitoring handbook. Oxford: Coxmoor Publishing; 1999.

Udoe CI, Jafarzadeh H. Xeroradiography: stagnated after a promising beginning? A historical review. Eur J Dent 2010; 4(1): 95-99.

Usamentiaga R, Venegas P, Guerediaga J, Vega L, Molleda J, Bulnes FG. Infrared thermography for temperature measurement and non-destructive testing. Sensors 2014;14(7): 12305–12348.

Vardasca R, Simoes R. Current issues in medical thermography. En: J. M. R. S. Tavares and R. M. Natal Jorge. Topics in Medical Image Processing and Computational Vision 1a ed. Dordrecht: Springer Science + Business Media; 2013. p. 223-237.

Vargas JVC, Brioschi ML, Dias FG, Parolin MB, Mulinari-Brenner FA, Ordonez JC, Colman D. Normalized methodology for medical infrared imaging Infrared Phys. Technol 2009; 52 (1): 42–47.

White JH, Cooley RL. A quantitative evaluation of thermal pulp testing. J Endod 1977; 3(12): 453-457. doi: 10.1016/s0099-2399(77)80157-x.

Wilson BL, Broberg C, Baumgartner JC, Harris C, Kron J. Safety of electronic apex locators and pulp testers in patients with implanted cardiac pacemakers or cardioverter/defibrillators. J Endod 2006; 32(9): 847-852.

Woolley LH, Woodworth J, Dobbs JL. A preliminary evaluation of the effects of electrical pulp testers on dogs with artificial pacemakers. J Am Dent Assoc 1974; 89(5): 1099-1101.

Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M. Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. Dent Traumatol 2001; 17(2): 63-70.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19(1): 515-530. doi: 10.1016/0030-4220(65)90015-0.

Zadik D, Chosack A, Eidelman E. The prognosis of traumatized permanent anterior teeth with fracture of the enamel and dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1979; 47(2): 173-175.

Zakian CM, Taylor AM, Ellwood RP, Pretty IA. Occlusal caries detection by using termal imaging. *J Dent* 2010; 38(10): 788-795.

