

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA Y
PRÓTESIS**



**MÁSTER OFICIAL EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
Trabajo fin de máster**

Análisis computacional de dinámica de fluidos de un
sistema de presión positiva con o sin aspiración
coadyuvante en istmos reales de raíces mesiales de molares
inferiores

Autor: José Manuel Rodríguez Zaldívar

Tutora: Dra. Ana Arias Paniagua

Madrid, septiembre 2020



MÁSTER EN: CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

COMPROMISO DEONTOLÓGICO PARA LA ELABORACIÓN, REDACCIÓN Y POSIBLE PUBLICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE MÁSTER (TFM)

CENTRO: Facultad de Odontología

ESTUDIANTE DE MÁSTER: José Manuel Rodríguez Zaldívar

TUTOR/ES DEL TFM: Ana Arias Paniagua

TÍTULO DEL TFM: Análisis computacional de dinámica de fluidos de un sistema de presión positiva con o sin aspiración coadyuvante en istmos reales de raíces mesiales de molares inferiores

FECHA DE PRIMERA MATRÍCULA: septiembre 2018

FECHA DE SEGUNDA MATRÍCULA (en caso de producirse): septiembre 2019

1. Objeto

El presente documento constituye un compromiso entre el estudiante matriculado en el Máster en Ciencias Odontológicas y su Tutor/es y en el que se fijan las funciones de supervisión del citado trabajo de fin de máster (TFM), los derechos y obligaciones del estudiante y de su/s profesor/es tutor/es del TFM y en donde se especifican el procedimiento de resolución de potenciales conflictos, así como los aspectos relativos a los derechos de propiedad intelectual o industrial que se puedan generar durante el desarrollo de su TFM.

2. Colaboración mutua

El/los tutor/es del TFM y el autor del mismo, en el ámbito de las funciones que a cada uno corresponden, se comprometen a establecer unas condiciones de colaboración que permitan la realización de este trabajo y, finalmente, su defensa de acuerdo con los procedimientos y los plazos que estén establecidos al respecto en la normativa vigente.



tutor/es, la coordinación del máster buscará una solución consensuada que pueda ser aceptada por las partes en conflicto. En ningún caso el estudiante podrá cambiar de Tutor directamente sin informar a su antiguo Tutor y sin solicitarlo oficialmente a la Coordinación del Máster.

En el caso de que el conflicto persista se gestionará según lo previsto en el SGIC de la memoria verificada.

8. Confidencialidad

El estudiante que desarrolla un TFM dentro de un Grupo de Investigación de la Universidad Complutense, o en una investigación propia del Tutor, que tenga ya una trayectoria demostrada, o utilizando datos de una empresa/organismo o entidad ajenos a la Universidad Complutense de Madrid, se compromete a mantener en secreto todos los datos e informaciones de carácter confidencial que el Tutor/es del TFM o de cualquier otro miembro del equipo investigador en que esté integrado le proporcionen así como a emplear la información obtenida, exclusivamente, en la realización de su TFM.

Asimismo, el estudiante no revelará ni transferirá a terceros, ni siquiera en los casos de cambio en la tutela del TFM, información del trabajo, ni materiales producto de la investigación, propia o del grupo, en que haya participado sin haber obtenido, de forma expresa y por escrito, la autorización correspondiente del anterior Tutor del TFM.

9. Propiedad intelectual e industrial

Cuando la aportación pueda ser considerada original o sustancial el estudiante que ha elaborado el TFM será reconocido como cotitular de los derechos de propiedad intelectual o industrial que le pudieran corresponder de acuerdo con la legislación vigente.

10. Periodo de Vigencia

Este compromiso entrará en vigor en el momento de su firma y finalizará por alguno de los siguientes supuestos:

- Cuando el estudiante haya defendido su TFM.
- Cuando el estudiante sea dado de baja en el Máster en el que fue admitido.
- Cuando el estudiante haya presentado renuncia escrita a continuar su TFM.
- En caso de incumplimiento de alguna de las cláusulas previstas en el presente documento o en la normativa reguladora de los Estudios de Posgrado de la Universidad Complutense.

La superación académica por parte del estudiante no supone la pérdida de los derechos y obligaciones intelectuales que marque la Ley de Propiedad Intelectual para ambas partes, por lo que mantendrá los derechos de propiedad intelectual sobre

ANEXO I: DECLARACIÓN DE NO PLAGIO

D./Dña. José Manuel Rodríguez Zaldívar estudiante de Máster en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid en el curso 2019 - 2020, como autor del trabajo de fin de máster titulado “Análisis computacional de dinámica de fluidos de un sistema de presión positiva con o sin aspiración coadyuvante en istmos reales de raíces mesiales de molares inferiores” y presentado para la obtención del título correspondiente, cuya tutora es: Dra. Ana María Arias Paniagua.

DECLARO QUE: El trabajo de fin de máster que presento está elaborado por mí y es original. No copio, ni utilizo ideas, formulaciones, citas integrales e ilustraciones de cualquier obra, artículo, memoria, o documento (en versión impresa o electrónica), sin mencionar de forma clara y estricta su origen, tanto en el cuerpo del texto como en la bibliografía. Así mismo declaro que los datos son veraces y que no he hecho uso de información no autorizada de cualquier fuente escrita de otra persona o de cualquier otra fuente. De igual manera, soy plenamente consciente de que el hecho de no respetar estos extremos es objeto de sanciones universitarias y/o de otro orden.

En Madrid, a 2 de septiembre de 2020

Fdo.: JOSÉ MANUEL RODRÍGUEZ ZALDÍVAR.

Índice

1. Introducción
 - 1.1. Importancia de la irrigación en endodoncia
 - 1.2. Soluciones irrigadoras, métodos de dispensación y activación.
 - 1.3. Limitaciones de la irrigación: anatomía interna del sistema de conductos
 - 1.4. Métodos para el estudio de la irrigación en endodoncia.
2. Justificación y Objetivos
 - 2.1. Justificación
 - 2.2. Objetivos
3. Material y método
4. Resultados
5. Discusión
 - 5.1. Discusión del método de trabajo
 - 5.2. Discusión de los resultados
6. Conclusiones
7. Bibliografía

1. Introducción

1.1. Importancia de la irrigación en endodoncia

La finalidad de un tratamiento de conductos es la limpieza, desinfección y obturación tridimensional del sistema de conductos radicular. Para poder llevar a cabo

una desinfección de conductos eficiente, se requiere la eliminación de los restos de tejido pulpar (vitales y necróticos), microorganismos y toxinas microbianas del sistema de conductos radiculares^{1, 2}. Para ello, además de la instrumentación de los mismos, es necesario incluir de forma simultánea un proceso químico^{1, 3, 4} que implique la irrigación de la anatomía radicular usando agentes antimicrobianos, los cuales deben ser capaces de eliminar bacterias, tejido pulpar, detritus y barrillo dentinario^{5, 6, 7, 8}. La eliminación de todo ello está directamente relacionada con el éxito o fracaso del tratamiento.

Los restos de detritus remanentes que no se consigan eliminar pueden contener bacterias, cuya persistencia en el momento de la obturación supondría un factor de riesgo de periodontitis apical después del tratamiento⁹. Aún cuando se siguen los procedimientos más rigurosos, dicha periodontitis puede persistir, debido a la complejidad del sistema de conductos (con conductos accesorios, ramificaciones o anastomosis donde la infección residual puede mantenerse)^{6, 9, 10}.

Por ello, un protocolo de irrigación y activación efectivo^{2, 3} es imprescindible. Aunque esto pueda lograrse a través de un desbridamiento químico-mecánico⁴, es muy complicado dar forma y limpiar el sistema de conductos por completo debido a la intrincada y variada naturaleza de la anatomía de los conductos radiculares⁶.

1.2. Soluciones irrigadoras, métodos de dispensación y activación.

La irrigación es un complemento a la preparación mecánica durante el tratamiento de conductos. El irrigante ideal elimina bacterias, disuelve el tejido necrótico, elimina el barrillo dentinario y no daña los tejidos periapicales^{2, 3, 8}. Según estudios como el de Clegg en 2006, el hipoclorito de sodio (NaOCl) parece ser el más indicado para la desinfección del conducto por ser el único capaz de eliminar el biofilm o bacterias como el *E. Faecalis*¹¹.

En cuanto a la concentración a la que debe utilizarse el NaOCl, siempre ha generado discusión. Se suele emplear a concentraciones de 0.5% a 5.25% en solución acuosa^{11, 12}. A estas concentraciones, ya tiene una gran capacidad para diluir tejido y desinfectar los conductos, siendo ya válido un 1% para disolver la pulpa¹¹. Se ha observado que el NaOCl elimina hasta un 99,7% de las bacterias con periodos de 1 a 5 minutos de contacto, mientras que otros irrigantes como el MTAD o la Clorhexidina eliminan únicamente un 60% de las bacterias y sólo un 20% de los biofilms presentes¹¹. Aún así, como concluía Clegg en su estudio, para llegar al 100% de eliminación del crecimiento de bacterias es necesaria una concentración del 6%¹¹. Por otro lado, su

correcta actividad dependerá de más factores, como la anatomía de cada conducto y el tejido pulpar que queda sin tratar después de la instrumentación^{12, 13}. Además, existen otros factores como la temperatura y el volumen, así como de su continua renovación ya que el cloro se inactiva en poco tiempo^{14, 15}.

En cuanto los sistemas de dispensación de este irrigante, el que se utiliza con más frecuencia es el de presión positiva con una aguja. La efectividad de la irrigación se puede ver afectada tanto por factores relacionados con la aguja (diseño, diámetro, posición), como por aquellos relacionados con la anatomía interna radicular (diámetro del conducto, complejidades anatómicas, curvaturas...)^{17, 18}.

Debido a su citotoxicidad, se debe evitar la extrusión que es el mayor inconveniente de su uso puesto que genera dolor, inflamación, hematomas faciales y, en algunos casos, puede llegar a necrosar tejidos mucosos y hueso¹⁹. Entre los factores de riesgo de que pueda ocurrir, se encuentran principalmente: velocidad de irrigación, diseño de la aguja, profundidad a la que se irriga y, por supuesto, de la anatomía interna radicular^{19, 20}.

Profundizando en las alternativas de diseño de la aguja, existen dos tipos principalmente: salida frontal (SF) y salida lateral (SL). Aunque las primeras generan mayor alcance hacia el ápice, también implicaría que conlleva mayor riesgo de accidente de extrusión por hipoclorito, ya que la presión que se ejerce en el foramen es mayor^{19, 20}. Por otro lado, las agujas SL se considera que tienen menos riesgo de extrusión por la menor presión que ejercen en la zona apical, aunque la capacidad de limpieza se puede ver disminuida porque permiten que el irrigante llegue con más dificultad a esa zona¹⁷.

En cuanto a los diámetros de las agujas, vienen expresados en *Gauge*. Si sube este número, menor diámetro y viceversa. La tendencia inicial era emplear diámetros mayores como 23G y 25 G como estaba descrito en el estudio de Chow de 1983²¹y, en cambio, hoy en día se emplean agujas de menor calibre (mayor *Gauge*) las cuales facilitan el alcance del irrigante el tercio apical¹⁷.

Además de los sistemas de irrigación por presión positiva, se pueden encontrar los de presión negativa. Estos son desarrollados por la poca capacidad de los sistemas de presión positiva para llegar a alcanzar por completo la anatomía interna del conducto. Fue en el año 2005 cuando Fukumoto y colaboradores²² desarrollaron este sistema que consistía en colocar el irrigante en la cámara pulpar para luego ser aspirada por una aguja desde dentro del conducto. Esta aguja, al tener presión negativa, hace que el irrigante recorra todo el conducto para ser aspirado. Generalmente esta aguja se coloca a longitud

de trabajo lo que hace que el irrigante recorra todo el conducto y, al ser presión negativa, impide el riesgo de extruir el NaOCl. Con esta idea y esta finalidad, se desarrollaron dos sistemas que cumplían estas características. En primer lugar, fue el EndoVac (endodontic vacuum) (Discus Dental, Culver City, CA) diseñado por Schoeffel²³ en 2008. Está formado por dos cánulas: macrocánula (MaC) y microcánula (MiC). La MaC es de plástico y sus medidas son: diámetro externo 0,55 mm y 2% de conicidad, mientras que la MiC es de acero y tiene un diámetro de 0,32 mm. Más adelante, en el año 2016 aparece el sistema de irrigación por presión negativa de iNP (intra canal negative pressure) (Mikuni Kogyo Co., Inc., Nagano, Japan), diseñado por Adorno²⁴, cuya principal diferencia es que sólo tenía una cánula que tenía diámetros diferentes a lo largo de sus 32 mm de longitud (0,65 mm externo/0,5 interno en la mayor parte, pero en los últimos 4 mm tenía un diámetro que iba de 0,46 mm hasta 0,36 mm externo y 0,25 mm interno). Además, a diferencia del Endovac (que se emplea a longitud de trabajo), se recomienda que sea empleado a 2 mm de la longitud de trabajo.

1.3. Limitaciones de la irrigación: la anatomía interna del diente.

Ya por el año 1925, Hess²⁵ publicó un libro donde nos alertaba de que encontrarnos con anatomías complejas en el interior del diente no era la excepción, sino la norma. Por ello, elaboró la primera descripción de la anatomía radicular mostrando su alta variabilidad. Para ello, realizaba estudios como inyectar goma vulcanizada en los conductos radiculares para después eliminar posteriormente el tejido duro y comprobar que la anatomía radicular era muy variable²⁵. Desde entonces, diversos estudios y con diferentes técnicas han ahondado en la dificultad de la anatomía del sistema de conductos, desde la diafanización de los dientes o descalcificarlos para inyectar tinta posteriormente^{25, 26}, seccionar dientes extraídos para examinarlos de forma macroscópica, estudios con tomografía computerizada^{26, 27} o micro-CT²⁸.

La forma de los conductos radiculares, caracterizada por sus numerosas irregularidades, anastomosis, y curvaturas, no concuerda con la regularidad de la geometría de los sistemas de instrumentación que se usan. A pesar de la actualización y mejora de los sistemas de conformación de conductos, más del 35% de la superficie de los conductos sigue estando íntegra después de la instrumentación¹³. Como resultado de esto, se produce un desbridamiento deficiente del tejido pulpar, lo que le da aún más relevancia a la irrigación como complemento a los procesos mecánicos^{2, 4, 9}.

Una de estas irregularidades anatómicas son los istmos, de especial interés para este Trabajo de Fin de Máster. Un istmo se define como una variante anatómica que se encuentra en los conductos radiculares como una comunicación estrecha, en forma de cinta o filo entre dos conductos que contiene tejido pulpar¹⁶. Es frecuente encontrar istmos en anatomías como la de conductos en C o entre dos conductos en molares inferiores, en premolares superiores y también molares superiores^{6, 16}.

La raíz mesial de los molares inferiores es una de las anatomías más variables por la frecuencia de curvaturas, istmos y deltas que pueden tener^{6, 29, 30}. Valencia³¹ y colaboradores en 2010, realizaron una revisión bibliográfica en la que concluyeron que el primer molar mandibular suele presentar dos raíces, una mesial y una distal, pudiendo contener 3 o 4 conductos en la mayoría de los casos, siendo lo más común dos conductos mesiales y uno distal oval³¹. Por otro lado, la presencia de variaciones anatómicas tiene un porcentaje alto con casi un 54% de istmos en la raíz mesial y un 20% en la raíz distal; incluso, este porcentaje descrito, es más alto aún (87%) en el estudio de Estrela y colaboradores del año 2015²⁷.

Se debe considerar que la morfología de los istmos varía tanto entre diferentes tipos de diente. En un estudio de Fan y colaboradores¹⁶, examinaron un total de 126 raíces mesiales y distales de molares inferiores en una población china mediante micro-CT. De esta muestra, escogieron las secciones transversales de los conductos radiculares con o sin istmo para más tarde reconstruirlas por separado en tres dimensiones con el fin de investigar su morfología. De esta forma, realizaron una clasificación de cuatro tipos de istmos (Figura 1):

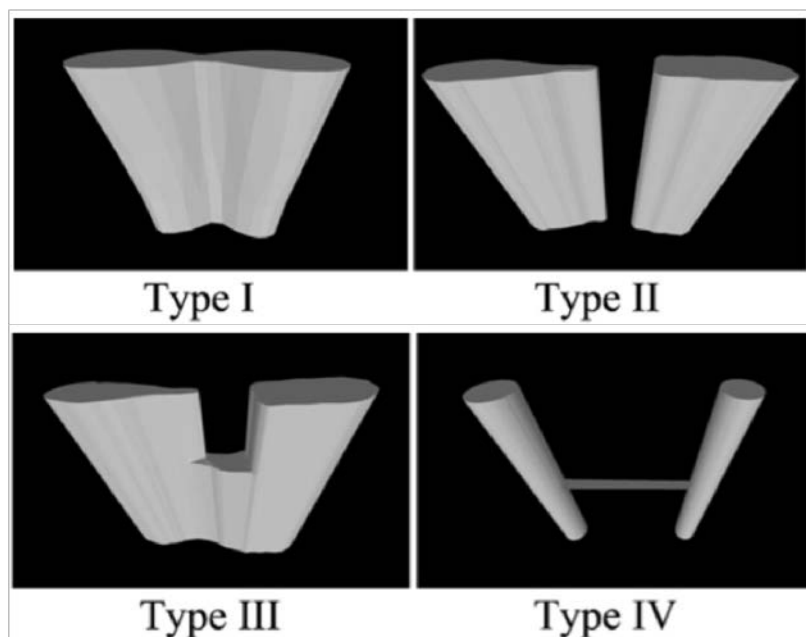


Figura 1. Clasificación de istmos realizada por Fan y colaboradores.

- Tipo I: conexión total en forma de pasillo desde la zona más apical a la parte coronal del istmo.
- Tipo II: istmo parcial estrecho sin comunicación total entre conductos.
- Tipo III: istmo incompleto que tiene zonas sin conexión por encima o por abajo de zonas de istmos completos.
- Tipo IV: conexión muy pequeña en forma de canal entre dos conductos.

La variabilidad en longitud de la conexión entre los tipos de istmos podría ser el fruto de fluctuaciones en la unión de dentina en el desarrollo del diente o de la calcificación. En este estudio, los primeros molares inferiores tenían más istmos separados y que se unían, mientras que los segundos molares inferiores tenían más istmos con la morfología tipo I (unión total en forma de filo desde la zona apical a la coronal). Además, la incidencia del istmo en los 5 milímetros apicales de los molares y segundos molares inferiores fueron de 86% y 84%¹⁶.

Llegar a ese istmo con la instrumentación e irrigación es poco probable, por lo que puede ser un motivo de fracaso del tratamiento. Carr⁷ y colaboradores⁷ encontraron organismos gram negativos y gram positivos que podían persistir más de 10 años en los istmos, desde el instante en que se realizaba la endodoncia. Estos microorganismos parecían formar biofilms cuya eliminación sería muy compleja⁷.

En el estudio de Mannocci²⁸ del 2004 se evaluó la prevalencia de istmos en los 5 milímetros apicales de raíces mesiales de molares inferiores mediante el uso de microCT. Para ello, seleccionaron 20 primeros molares mandibulares de los que estudiaron los 5 mm finales. Los cortes en el primer milímetro desde el ápice presentaban menos istmos, mientras que en el tercer milímetro tenían más, incluso hallaron conductos laterales que se formaban en el centro del istmo²⁸. Se encontró una alta proporción de istmos en la mayor parte de las raíces mesiales en el tercer milímetro. Además, esta alta prevalencia de istmos esta altura (2-5 mm desde el foramen) tiene implicaciones clínicas sobre todo cuando el abordaje es quirúrgico y hace en la raíz mesial de los molares inferiores^{9, 10}.

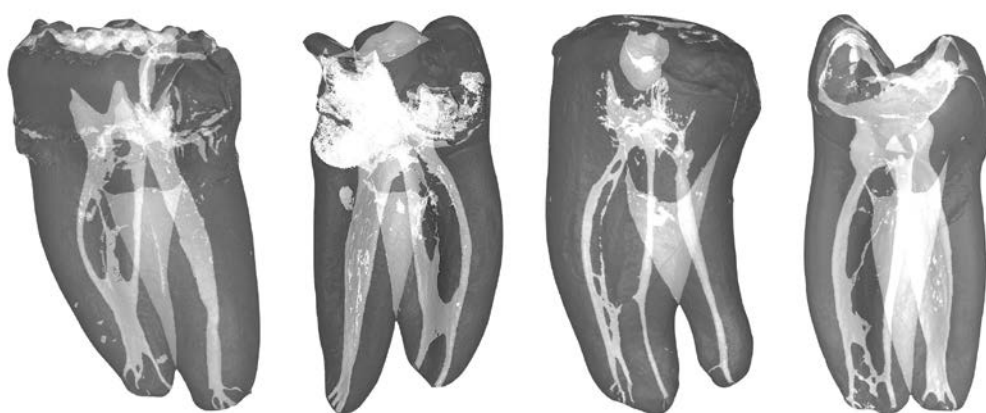


Figura 2. Se muestran 4 molares inferiores obtenidos con micro-CT. Se aprecia las irregularidades anatómicas internas, entre las que se observan numerosos deltas e istmos.

1.4. Métodos para el estudio de la irrigación en endodoncia.

La evaluación de la eficacia de la irrigación es complicada y a lo largo del tiempo se ha realizado de diferentes formas. Entre las primeras investigaciones que buscan investigar el flujo del irrigante encontramos artículos como el de Goldman de 1976 o el de Khan en 1995 donde lo analizan con tinta de forma macroscópica^{32, 33} o mediante radiografías guiándose por soluciones opacas para comprobar si se retiraba la sustancia radiopaca en dientes con diferentes calibres como hizo Ram en 1977¹⁵.

Es en el año 1983, donde se produce el primer acercamiento entre la irrigación en endodoncia y la ingeniería con la publicación del artículo de Chow²¹. En él, se estudia la efectividad mecánica de la irrigación de conductos aquel entonces adelantaban que la presión aplicada en una jeringa de menor tamaño iba a ser mayor de lo que se pensaba por aquel entonces. Concluyeron que las jeringas que se encontraban dentro de los conductos

tenían mayor resistencia al flujo y que la aguja más pequeña era más eficiente que una mayor a la misma profundidad, a la vez que era más fácil quitar partículas de un tubo de vidrio liso mientras que no era así en paredes más irregulares, por lo que no sería tarea fácil retirar las bacterias que estarían alojadas en los túbulos dentinarios; razonando que si ya era compleja la irrigación en la parte final de un tubo de vidrio, en el tercio apical de un conducto en dientes reales era muy complicado. Además de todo esto, concluyeron que el flujo del líquido era turbulento, por lo que era imposible calcular la presión en la punta de la aguja. El hecho de que la aguja más pequeña tuviera mayor eficacia residía en que se generaba mejor flujo.

Más recientemente, Boutsoukis³⁴ y colaboradores en 2007 llevaron a cabo un estudio para medir ex vivo con 3 agujas de irrigación diferentes valores como el flujo del irrigante, la cantidad que se usa, las presiones generadas dentro del conducto y la duración de todo el proceso.

Otras técnicas in vitro populares son la de transparentización de dientes naturales, como en los estudios de Gregorio³⁵ y colaboradores en 2009 donde se evaluaba la penetración de irrigante en conductos laterales o mediante cortes histológicos como el estudio de Adcock y colaboradores³⁶ de 2011 donde analiza la eficacia del irrigante en istmos.

Sin embargo, ninguno de estos métodos permite analizar parámetros importantes de la irrigación como son la presión apical, la tensión cortante o la dirección del flujo. El único método que contribuye a conocer mejor estos parámetros es el análisis de elementos finitos mediante mecánica de fluido^{17, 18}.

El método de elementos finitos (MEF) se define como un método numérico para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales complejas que se emplea para resolver normalmente problemas de ingeniería y física mediante el uso de ordenadores. Nos permite la resolución de ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complejas.

Dentro del MEF se encuentra la Dinámica Computacional de Fluidos (CFD), es una herramienta clave para investigar los patrones de flujo y los fenómenos físicos con el modelado matemático y la simulación con ordenador.

El enfoque de la mecánica de fluidos computacional (CFD de su acrónimo en inglés) ha ido aplicándose a cada vez más disciplinas, desde la ingeniería hasta el estudio de sistemas cardiovascular y respiratorio^{37, 38}, con el desarrollo de la capacidad de computación. Actualmente el método más extendido por su versatilidad en el ámbito de

la mecánica de los medios continuos es el Método de los Elementos Finitos (MEF), aunque en el caso particular de la mecánica de fluidos coexiste con el Método de los Volúmenes Finitos en la mayor parte del software comercial.

La ventaja principal del CFD en nuestro campo es la opción de evaluar el proceso de irrigación por completo, así como conseguir la información de las presiones y velocidades que se generan en el interior del conducto^{17, 18, 39}.

En el campo de la endodoncia, el MEF se introdujo como un método para evaluar la irrigación en el año 2009 de la mano de Boutsioukis³⁹ y colaboradores. Entre sus conclusiones, nos planteaban la necesidad de un mayor esfuerzo cuando se usaban las agujas de menor diámetro y esto creaba mayor presión intraconducto y que la velocidad de flujo irrigante debía considerarse como un factor que incide directamente en el flujo más allá de la aguja.

Este modelo propuesto por dicho autor originalmente fue validado comparándolo con datos experimentales de formación de imágenes de alta velocidad en 2010¹⁸ y, además, ese mismo año hizo otro estudio evaluando la relevancia del diseño de la aguja en el flujo del irrigante intraconducto con CFD analizando 6 agujas diferentes de 30G de las que evalúan varios parámetros como la presión apical, reemplazo del irrigante o el alcance de éste¹⁷. Sin embargo, todos estos estudios iniciales realizadas con MEF se hicieron en anatomías artificiales, diseñando conos que simulaban la anatomía de los conductos.

2. Justificación y objetivos

2.1. Justificación

La irrigación de los conductos con jeringa y aguja lleva más de 100 años en nuestra práctica. A pesar de haberse desarrollado nuevos sistemas de irrigación más avanzados, aún es el método de irrigación más utilizado en endodoncia^{12, 40}. De hecho, una encuesta reciente realizada a los miembros de la AAE concluyó que aproximadamente la mitad de los encuestados únicamente usan la jeringa de irrigación convencional⁴¹.

La penetración del irrigante depende también de la anatomía interna y aún se desconoce la eficacia de la irrigación en el tercio apical^{2, 4, 36} en función de muchos parámetros que aún no se han explorado suficientemente como son la forma de introducir la aguja, la profundidad a la que se coloca, el volumen de irrigante empleado^{17, 18} y otros mucho más complejos de analizar cómo son el flujo del irrigante dentro del conducto radicular, las presiones a las que es sometido y la influencia del diseño de la jeringa en este flujo.

El conocimiento de estos parámetros permitiría entender mejor el comportamiento del NaOCl una vez penetra en los conductos, y la dinámica de fluidos mediante el análisis de elementos finitos permite analizar todos estos parámetros y hacerlo de forma más trasladable a la clínica cuando se utilizan anatomías reales en vez de conos artificiales como se venía haciendo en la literatura científica.

Dado que el primer molar inferior es uno de los dientes con más variaciones anatómicas (istmos, deltas...)^{16, 29, 31} y con mayor tasa de fracaso en el tratamiento de conductos, ha sido el diente elegido para el presente estudio. Además, la mayor presencia de irregularidades anatómicas y anastomosis entre conductos hace de éste, el ideal para el análisis de la irrigación en situaciones complejas. Específicamente, estudiar y entender el proceso de irrigación en istmos resulta muy complicado debido a su gran complejidad y variabilidad anatómica. Además, la gran mayoría de estudios que se realizan no profundizan en como mejorar el proceso de irrigación para llegar mejor a estas áreas y la instrumentación mecánica de los istmos resulta prácticamente imposible para el clínico, por lo que la irrigación tiene un papel todavía más importante en el tratamiento. Por todo ello, en el presente estudio se decidió evaluar la irrigación en istmos en primeros molares inferiores utilizando para ello el MEF en anatomías reales.

2.2. Objetivos

2.2.1. Objetivo general

Evaluar mediante CFD los parámetros claves de la irrigación (flujo, velocidad, tensión cortante y presión apical) con presión positiva mediante aguja de salida lateral, con y sin aspiración coadyuvante, en anatomías reales de raíces mesiales de molares inferiores humanos con istmo completo a diferentes alturas obtenidas a partir de microCT.

2.2.2. Objetivos específicos

- Analizar los parámetros básicos de la irrigación con aguja de presión positiva mediante CFD en istmos completos en istmos apical y medio.
- Comparar los parámetros básicos de la irrigación con presión positiva con los obtenidos al combinarse con aspiración coadyuvante mediante cánulas de presión negativa (macrocánula de Endovac, iNP y cánula de Coltene) en istmos a distintas alturas.

3. Material y método

Para llevar a cabo el estudio se requirió, por una parte, el diseño digital de las agujas y sistemas de aspiración empleados y, por otra parte, la realización de microtomografía computarizada (micro-CT) de molares inferiores extraídos que presentaran istmos totales para su posterior manejo con programas de diseño gráfico y cálculo computacional. A continuación, se lanzaron simulaciones colocando en el conducto principal la aguja de salida lateral, con o sin cánulas de presión negativa coadyuvante colocadas en el conducto secundario, comunicados ambos mediante istmos completos a dos alturas diferentes. A continuación se especifican cada una de las partes de esta metodología en apartados separados.

3.1. Selección de las muestras.

Se seleccionaron un total de 4 primeros molares mandibulares permanentes humanos completamente formados que fueron conservados en timol al 0,5% después de haber sido extraídos. Se observaron bajo el microscopio óptico para descartar la presencia de fisuras o defectos. Se realizaron las micro-CT (CT-SCAN- XT-H-160, NIKON) para estudiar su estructura interna y se seleccionaron los que contenían istmos totales muy definidos. En total, se escogieron dos, uno con istmo en el tercio medio y otro con istmo en el tercio apical.

Después se realizaron las cavidades de acceso con fresa de diamante (número 856, Komet Dental GmbH, Lemgo, Alemania). Se procedió a la instrumentación usando limas #10 K-flexo files para determinar la longitud de trabajo (LT) y confirmar la permeabilidad de los conductos. Cada conducto se instrumentó con limas Wave One Gold 25 Primary (Densply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)(#25/.07) con un calibre apical de 0.25 mm y una conicidad del 7%. Se realizó un proceso de irrigación convencional con 2 mL de NaOCl al 5,25% durante la instrumentación y 1 mL de EDTA al 17% al final. Además, se iba confirmando la permeabilidad con una lima #10 K en todo momento.

3.2. Diseño de geometrías de conductos reales: dos conductos con istmos apical y medio.

Una vez realizada la instrumentación de las dos raíces mesiales, se realizó de nuevo otro micro-CT de ambas raíces. Tras esto, se reconstruyó tridimensionalmente el modelo de los conductos en formato Standard Template Library (STL). Estos STL se importaron al programa Geomagic 3D Systems (Rock Hill, SC, Estados Unidos) donde fueron procesados y limpiados.

3.3. Diseño de la geometría de la aguja de irrigación y posición dentro del conducto

La geometría de la aguja empleada en todas las simulaciones presentadas en este estudio es la correspondiente a la 30G KerrHawe Irrigation Probe con salida lateral (SL), según las medidas publicadas por Boutsuokis en 2007^{17,18}, con 0,320 milímetros de diámetro exterior y 0,196 milímetros de diámetro interno. Para confirmar la fiabilidad de dichas medidas se analizó una aguja 30G, con salida lateral (max-i-probe; dentsply/tulsa dental, york, PA) haciendo un empastillado en baquelita, embutimos la aguja, para luego observar y medir con el microscopio óptico (Olympus GX 51).

Las tres cánulas elegidas para este estudio fueron: cánula de aspiración Coltene (COL), la macrocánula de EndoVac (MaC) y la cánula del sistema iNP (iNP). Para el diseño de estas cánulas se emplearon los siguientes parámetros:

- COL: se emplearon las dimensiones del fabricante (diámetro externo=0,60mm; diámetro interno= 0,35mm),
- MaC: se empleó la descripción de Schoeffel y cols²³ (diámetro externo= 0,55mm y 2% de conicidad).
- iNP: se empleó la descripción de Adorno Y cols²⁴ (diámetros diferentes a lo largo de sus 32 mm de longitud: 0,65mm externo/0,5mm interno hasta los 4 mm apicales, en que disminuye gradualmente de 0,46mm a 0,36mm externo/ 0,25mm interno).

El diseño digital de la aguja y de las cánulas de aspiración se llevó a cabo en el programa Solid Works (Solid Works 2016x64 Edition, Dassault Systèmes, Paris, Francia).

En cuanto a las posiciones, la aguja se colocó a 2,5 mm y las cánulas a 7,5mm de la longitud de trabajo en todas las simulaciones. Estas posiciones se seleccionaron tras comprobar la capacidad de inserción en el diente real, en el que la aguja solo bajaba hasta esa distancia en los dos molares y la cánula COL fue la que más limitaciones de entrada presentaba ya que sólo se podía introducir hasta 7,5 mm de la longitud de trabajo en el

conducto secundario. Para estandarizar las simulaciones las 3 cánulas fueron posicionadas a la misma altura.

3.4. Simulaciones realizadas

Se realizaron un total de 8 simulaciones, 4 simulaciones diferentes para cada raíz mesial (es decir, 4 con istmo apical y 4 con istmo medio):

- 1 con la aguja SL (SL)
- 1 con la aguja SL y la cánula Coltene (SL-COL),
- 1 con la aguja SV y la cánula MaC (SV-MaC), - 1 con la aguja SV y la cánula iNP (SL-iNP).

En todas las simulaciones la aguja de irrigación se colocó a 2,5 mm de LT en el conducto considerado principal y todas las cánulas de aspiración fueron colocadas a 7,5 mm de LT en el conducto secundario.

3.5. Dinámica computacional de fluidos (CFD)

Posteriormente, tras el procesado con Geomagic, se realiza el modelado y mallado de las simulaciones en el programa ANSYS 18.2 (Fluent Inc., Lebanon, New Hampshire, USA) para ser luego ejecutadas.

En lo que respecta a las superficies de paredes del conducto y de la aguja, fueron consideradas superficies sólidas, lisas e impermeables.

El tiempo de irrigación fue 0,6 segundos, dando por hecho que el conducto está lleno de líquido y el flujo se estabiliza a partir de este tiempo⁴⁵.

El irrigante fluye desde la mitad de la aguja hacia el extremo de esta. La solución de irrigación (NaOCl) se consideró como un fluido incompresible, newtoniano, homogéneo, constante e isotérmico, con una densidad de 1,04 g cmG3 y la viscosidad de 0,9 998 kg / m³ ¹⁷. En cuanto al flujo, se ha determinado que es transitorio turbulento¹⁷. El efecto de la gravedad se consideró en 9,81 m/s².

Se obtuvieron más de 3 millones de elementos tetraédricos cuadráticos en las mallas. La calidad de la malla se determinó reuniéndose dentro de los límites normales de asimetría y ortogonalidad.

4.6 Análisis e interpretación

El código CFD comercial ANSYS FLUENT 16.2 (Fluent Inc., Lebanon, New Hampshire, EE.UU.) se utilizó para analizar los modelos. El método de solución numérica utiliza un enfoque de volúmenes finitos aplicado a una malla no estructurada. El modelo de turbulencia elegido fue el K-omega⁴⁶.

La presión, velocidad y turbulencia fueron las variables objeto de seguimiento para asegurar una convergencia adecuada.

Los cálculos se llevaron a cabo en un ordenador DELL INTEL XEON® (CPU ES 2680 0 2.70 GHZ 2.70 GHZ 2 procesadores, memoria RAM de 32 GB y un sistema operativo de 64 Bits).

En todas las simulaciones se calcularon las siguientes variables:

- Flujo de irrigación y velocidad

Se ha utilizado como unidad m/s. Las velocidades han estado comprendidas entre 0 y 3 m/s, mientras que la velocidad a la que se insertaba el irrigante era 6 ml/minuto.

Para la interpretación de la velocidad y flujo del irrigante, se adjudicó una escala de colores a un rango de valores de velocidades de la siguiente manera:

- Sin color (ausencia de movimiento)
 - Azul oscura (muy baja)
 - Azul claro (baja)
 - Verde (moderada-baja)
 - Amarilla (moderada)
 - Naranja (moderada-alta)
 - Rojo (alta)
- Presión apical: la unidad de medida será en Pascales (Pa). Además de estimarse la presión apical en cada simulación, se estableció un límite a partir del cual podría existir el riesgo de extrusión del irrigante. Este umbral se fijó en 25 mmHg (3333,06 Pa) basándonos en los valores de la presión sanguínea en el espacio intraóseo, lecho capilar y presión intersticial⁴⁴.
 - Tensión cortante: se define como el esfuerzo que se realiza de forma tangencial en un plano. Nos permite conocer la tensión que ejerce el irrigante en las paredes del conducto. Se midió en Pascales (Pa).

4. Resultados

En este apartado, se describen los resultados obtenidos de las simulaciones que se llevaron a cabo. Para facilitar su comprensión, los resultados se han organizado en función de la localización del istmo y se adjuntan tablas y figuras de las simulaciones realizadas en el istmo apical y en el istmo medio.

Resultados de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo apical

La figura 1 representa las líneas de velocidad del irrigante en la primera fila, el estrés cortante en la segunda y las presiones apicales obtenidas en cada una de las simulaciones realizadas con istmo apical en la tercera. Asimismo, en la tabla 1 se resumen los valores máximos de tensión cortante y presión apical de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo apical.

Figura 1

Líneas de velocidad, tensión cortante y presiones apicales en la anatomía con istmo apical.

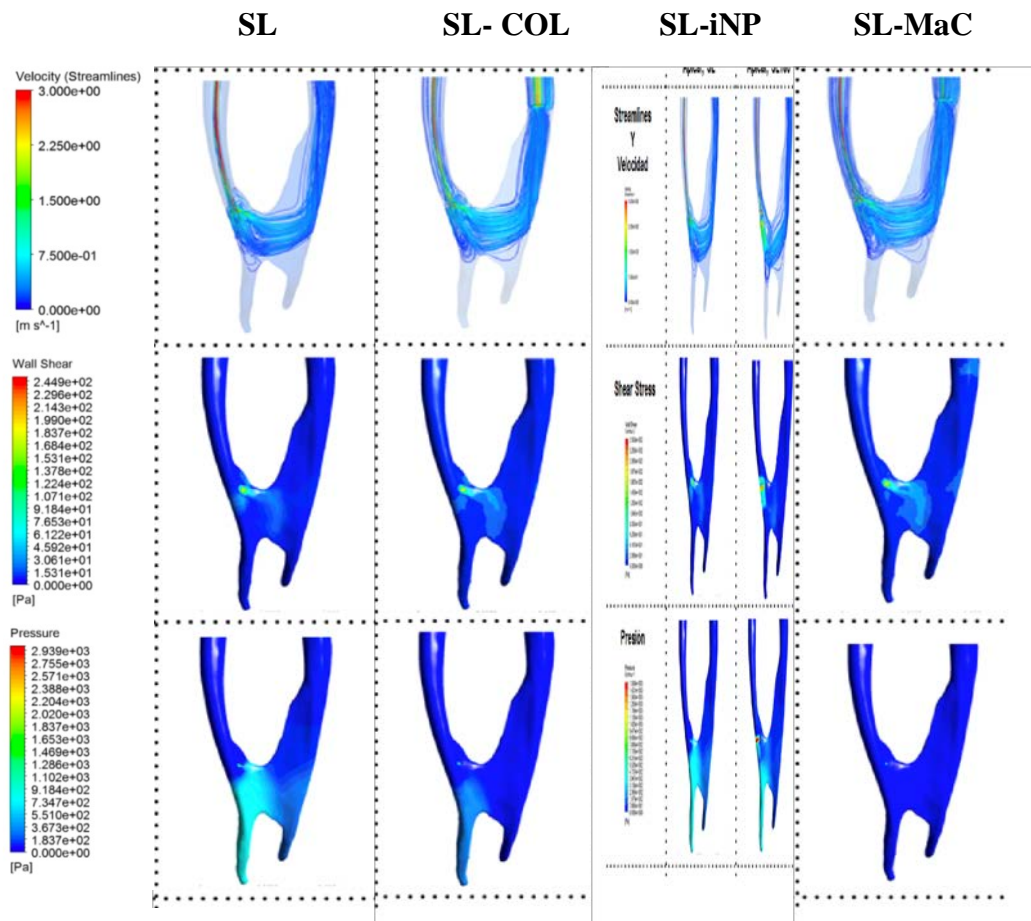


Tabla 1. Valores máximos de tensión cortante y presión apical de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo apical

	Istmo apical	
	Presión apical (Pa)	Tensión cortante (Pa)
SL	200	390
SL+INP	200	360
SL+COLT	200	170
SL+EVMAC	-40	200

A continuación, se describe una a una cada una de las simulaciones realizadas:

SL sin aspiración coadyuvante (SL)

En la simulación SL, sin aspiración coadyuvante, el flujo del irrigante pasó a través del istmo, pero no alcanzó los 2 milímetros apicales de los conductos. Además, la velocidad del flujo fue media (verde) en el istmo y, aunque, en el conducto principal las velocidades también fueron medias, en el secundario fueron muy bajas.

Los altos valores de tensión cortante (200 Pa) se alcanzaron sólo cerca de la salida de la aguja, tanto en el conducto principal como en el istmo. En consecuencia, más allá de la proximidad de la salida de la aguja, la tensión cortante de la pared era prácticamente nula.

Los valores máximos de presión apical (390 Pa) fueron bajos en relación con el umbral de riesgo de extrusión (25 mmHg, equivalentes a 3333,06 Pa).

SL con cánulas de aspiración coadyuvante en el conducto secundario:

La presencia de las cánulas de aspiración cambió el comportamiento del flujo del irrigante. A continuación, se detallan los resultados obtenidos con cada una de las cánulas de aspiración empleadas en el estudio:

SL con aspiración coadyuvante con la cánula de Coltene (SL- COL)

En la simulación en que se incluye aspiración con la cánula de Coltene en el conducto secundario, se observa un mayor flujo y un incremento de la velocidad en el istmo. En cambio, el efecto de la presión negativa en el conducto secundario crea un menor flujo en la parte más apical del conducto principal. Además, a diferencia de la simulación SL, los

valores máximos de presión cortante no se detectaron en el conducto principal, ni en la salida de la aguja; sino que se concentraron en el centro del istmo (170 Pa). Esta simulación presentó, además, los máximos valores totales de tensión cortante más bajos (170 Pa).

La presión apical sigue siendo muy baja (200 Pa) en la zona apical, aunque se añada la cánula de aspiración, sigue estando muy por debajo del umbral de riesgo de extrusión.

SL con aspiración coadyuvante con iNP (SL-iNP)

Cuando la iNP era introducida en el conducto, el flujo pasaba por todo el istmo, mejorando los resultados obtenidos con la simulación SL. La principal consecuencia de introducir esta cánula es que aumenta el flujo en la parte coronal del conducto secundario cerca del aspirador.

La tensión cortante presente fue mayor en la zona del istmo en comparación con la simulación sin aspiración SL, pero ligeramente menor en el resto de la anatomía.

En cuanto a los valores de presión apical detectados en esta simulación se mantuvieron igual por lo que el riesgo de extrusión sigue siendo nulo y no cambian los valores de presiones apicales, aunque usemos la cánula de iNP como coadyuvante.

SL con aspiración coadyuvante con macrocánula de EndoVac (MaC)

En esta simulación es donde encontramos los valores de velocidades y flujo más altos. El flujo pasó a través del istmo llegando al conducto secundario con valores altos en comparación con el resto de las simulaciones y, además, es la simulación en la que mayor área de istmo es ocupada por el flujo del irrigante.

A su vez, los valores máximos de tensión cortante en el istmo fueron superiores (200 Pa) Sin embargo, los valores máximos de tensión cortante fueron menores (casi la mitad) que en las simulaciones de SL y SL-iNP. Es decir, cuando añades la aspiración, la tensión cortante disminuye, pero aumenta el área del istmo que tiene valores altos de tensión cortante.

Por otro lado, la presión apical en este caso fue la más baja con resultados negativos (-40 Pa).

Resultados de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo medio

La figura 2 representa también las líneas de velocidad del irrigante en la primera fila, el estrés cortante en la segunda y las presiones apicales obtenidas en cada una de las simulaciones realizadas con istmo medio en la tercera. Asimismo, en la tabla 2 se resumen los valores máximos de estrés cortante y presión apical de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo medio.

Figura 2

Líneas de velocidad, tensión cortante y presiones apicales en la anatomía con istmo medio.

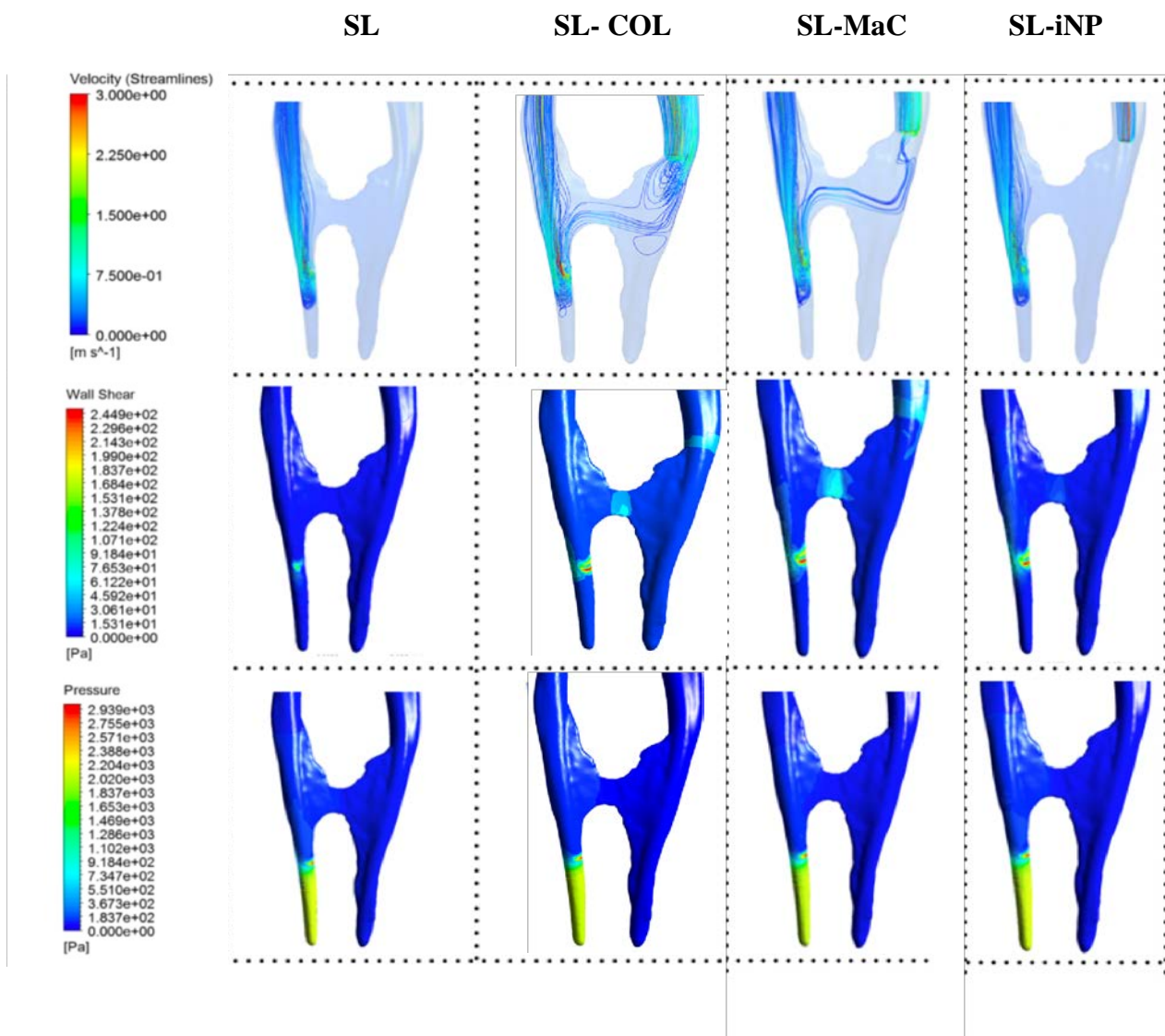


Tabla 2. Valores máximos de estrés cortante y presión apical de las simulaciones realizadas en anatomías con istmo medio.

	Istmo medio	
	Presión apical (Pa)	Tensión cortante (Pa)
SL	2100	150
SL+INP	2100	290
SL+COLT	2100	290
SL+EVMAC	2000	290

A continuación, se describe una a una cada una de las simulaciones realizadas:

SL sin aspiración coadyuvante (SL)

En la simulación con aguja SL sin aspiración, el flujo del irrigante no pasa a través del istmo ni alcanzó los 2 milímetros apicales del conducto principal. En el conducto principal se encontraron velocidades medias, en el secundario no hubo flujo.

Los valores más altos de tensión cortante (150 Pa) se alcanzaron sólo cerca de la salida de la aguja y en la pared del conducto contra la que impactaba el flujo. En consecuencia, más allá de la proximidad de la salida de la aguja, la tensión cortante de la pared era prácticamente nula.

Los valores máximos de presión apical (2100 Pa) fueron medios en relación con el umbral de riesgo de extrusión (25 mmHg, equivalentes a 3333,06 Pa). Estos valores son muy altos en comparación con el istmo apical (10 veces más altos), lo que implica que las variaciones anatómicas como el istmo desvían el flujo del irrigante y afectan a la presión apical que se genera.

SL con aspiración coadyuvante con la cánula de Coltene (SL- COL)

En la simulación con aspiración con cánula de Coltene, el flujo del irrigante pasa a través del istmo, aunque tampoco alcanzó los 2 milímetros apicales del conducto principal. En el conducto principal se encontraron velocidades medias-altas, en el secundario encontramos flujo por primera vez, pero solo desde la altura del istmo hacia coronal en dirección a la cánula de aspiración.

Los valores de tensión cortante (290 Pa) alcanzaron casi el doble de los anteriores y se concentraron cerca de la salida de la aguja y en la zona de la cánula de aspiración. Además, también se aprecian valores medios de tensión cortante en las zonas del centro del istmo a diferencia de la simulación sin aspiración. Lo más interesante es que en estas geometrías de istmos medios, la tensión cortante máxima sí que aumenta al aspirar. Aún así, más allá de estas tres áreas, la tensión cortante es casi inexistente.

Los valores máximos de presión apical (2100 Pa) fueron medios en relación con el umbral de riesgo de extrusión (25 mmHg, equivalentes a 3333,06 Pa) y se localizaron también de forma exclusiva en el conducto principal. Estos valores son muy altos también en comparación con el istmo apical (10 veces más altos).

SL con aspiración coadyuvante con iNP (SL-iNP)

Cuando la iNP era introducida en el conducto secundario, a diferencia de lo que ocurría en el istmo apical, el flujo no consiguió pasar a través del istmo. El flujo fue casi idéntico comparado con la simulación SL sin aspiración. Incluso se podría decir que cerca del aspirador no hay flujo.

Los valores de tensión cortante fueron altos respecto a la SL (290 Pa) y se concentraron cerca de la salida de la aguja, en cambio, no hay tensión cortante cerca del aspirador.

Los valores máximos de presión apical (2100 Pa) fueron medios en relación con el umbral de riesgo de extrusión (25 mmHg, equivalentes a 3333,06 Pa) y se localizaron también de forma exclusiva en el conducto principal. Estos valores son muy altos también en comparación con el istmo apical, aunque no existe riesgo de extrusión al estar muy por debajo del umbral. De hecho, no cambian los valores de presiones apicales, aunque usemos la cánula de iNP.

SL con aspiración coadyuvante macrocánula de EndoVac (SL- MACEV)

Cuando se utiliza la macrocánula de EndoVac como aspiración en el conducto secundario, el flujo del irrigante pasa a través del istmo, pero como ocurre en el resto de las simulaciones realizadas en anatomía con istmo medio, no alcanzó los 2 milímetros apicales del conducto principal. Las velocidades encontradas en el conducto principal son medias-altas, en el secundario encontramos flujo, pero solo desde la altura del istmo hacia coronal en dirección a la cánula de aspiración y con menos flujo que en la simulación SLCOL.

Los valores de tensión cortante encontrados fueron altos (290 Pa) como ocurre en todas las simulaciones realizadas con cánulas de aspiración. Además, al igual que ocurría en la simulación SL-COL, los valores más altos de tensión cortante los encontramos cerca de la salida de la aguja, en la zona de la cánula de aspiración y también en las zonas del centro del istmo a diferencia de la simulación sin aspiración SL. Incluso, se podría observar que en esta simulación se concentran los mayores valores de tensión cortante en el istmo. Aún así, más allá de estas tres áreas, la tensión cortante es casi inexistente.

Los valores máximos de presión apical (2100 Pa) fueron medios en relación con el umbral de riesgo de extrusión (25 mmHg, equivalentes a 3333,06 Pa) y se localizaron también de forma exclusiva en el conducto principal. Estos valores son muy altos también en comparación con el istmo apical (10 veces más altos).

5. Discusión

La finalidad de este trabajo era investigar como se desarrolla el proceso de irrigación en anatomías complejas de raíces mesiales de primeros molares inferiores con istmos a diferentes alturas mediante CFD.

Desde el año 2009, se han publicado varios artículos que investigan con CFD las variables del flujo del irrigante en anatomías artificiales como en los estudios de Boutsoukis de 2009³⁹ y 2010¹⁷, o también, en anatomías reales humanas (menos frecuente) como el artículo de Wang en 2015⁴². Por ello, el fin de este trabajo ha sido profundizar en los parámetros claves de la irrigación a través del CFD en anatomías reales

con complejidades anatómicas como son los istmos que no habían sido analizadas con este método hasta la fecha.

5.1. Discusión de la metodología

En esta sección se discutirán como aspectos más destacados la selección de la metodología empleada y sus parámetros en comparación con otros estudios que emplean CFD.

5.1.1. Selección del tipo de estudio en comparación con otras metodologías usadas para investigar en irrigación

Consultando la literatura publicada sobre irrigación en endodoncia, la gran mayoría de estudios buscan analizar el alcance y eficacia del proceso de irrigación de conductos radiculares. Estos estudios suelen estar diseñados para ser llevados a cabo en dientes artificiales *in vitro*, en dientes naturales *ex vivo* o incluso *in vivo*.

Los estudios realizados *in vitro* o *ex vivo* han dado respuesta a la capacidad antimicrobiana y de disolución de tejidos del hipoclorito¹¹, la penetración del irrigante en conductos laterales³⁵, la manera en la que influyen los surfactantes en la mejora de la irrigación⁴³. Incluso en el ámbito de los istmos, como analiza este trabajo, Adcock³⁶ y colaboradores analizaron *ex vivo* la eficiencia del desbridamiento en los istmos de raíces mesiales de primeros molares mandibulares comparando varios sistemas de irrigación.

También se han realizado estudios *in vivo*, como los de Vera y cols.⁴⁴ donde evaluaban el impacto de distintas técnicas en el alcance del irrigante y retirada de vapor lock.

Todas estas metodologías proporcionan información muy relevante, pero la CFD permite conocer parámetros importantes en el campo de la irrigación que otras metodologías no pueden aportar, entre ellas la trayectoria del flujo, la tensión cortante que se producen en las paredes del conducto o la presión apical ejercida durante del proceso de irrigación. Varios estudios publicados anteriormente han logrado demostrar la validez de este tipo de estudios, comparando los resultados obtenidos *in vitro* y computacionalmente y obteniendo resultados similares⁴⁵.

En los últimos 10 años se han publicado algunos artículos en el campo de la endodoncia con CFD. Todos los estudios publicados con simulaciones computacionales en endodoncia emplean normalmente anatomías artificiales, las cuales son presentadas

como un conducto de forma cónica sin irregularidades^{17, 18, 39}. Todas estas situaciones de regularidad discrepan de la realidad, favoreciendo el alcance de los irrigantes y dando resultados más favorables que pueden no corresponder con la realidad clínica.

Solo el estudio de Wang⁴² de 2015 emplea una anatomía real, pero muy sencilla. A pesar de ello, es el más similar al aquí presentado de todos los estudios publicados hasta la fecha, al menos en cuanto a la selección de la anatomía, la selección de la jeringa de aguja lateral y la elección de los elementos finitos; sin embargo, tampoco aporta información acerca de las velocidades del flujo del irrigante ni el comportamiento del irrigante en la zona más apical.

Estas anatomías planteadas (tanto artificiales como reales) no responden a la mayoría de las anatomías complejas que nos encontramos en nuestro día a día y que son las causantes en muchas ocasiones del fracaso endodóntico^{17, 18, 439}.

En este estudio, se utilizaron anatomías reales de molares inferiores, empleándose este diente por requerir de tratamiento de conductos con frecuencia presentar comúnmente irregularidades anatómicas^{28, 31}. Para ello se obtuvieron micro-CT de estos molares, optimizándose la resolución respecto a estudios anteriores⁴² (26 μm y 20 μm respectivamente en las muestras del istmo apical y medio) para una mejor detección de las irregularidades anatómicas presentes. Además, en comparación a estudios como el de Wang⁴² o los de Boutsoukis^{17, 18, 39}, se sobrepasó el número de nódulos (más del doble) en las simulaciones lo que aumentaba la complejidad de las geometrías de cara a los cálculos, pero a su vez le concedía más precisión al mallado obteniendo resultados más fiables.

5.1.2. Parámetros empleados en las simulaciones

Para las simulaciones de este estudio se emplearon parámetros validados en un estudio que este mismo grupo de trabajo ha publicado recientemente y en el que se analizaba la irrigación en anatomías reales con deltas apicales⁴⁶.

Uno de los parámetros más discutidos en el CFD es la elección de un tipo de flujo laminar o turbulento. El presente estudio utiliza un flujo turbulento (concretamente el SST K-omega) para las simulaciones, como en el estudio de Gao y cols⁴⁵. El empleo de este tipo de flujo se justifica, por un lado, porque dentro de la aguja el flujo llegaría a un número de Reynolds cercano al área de turbulencia; y por otro, por la anatomía elegida

(con istmos) que es compleja e irregular, Así, el impacto del flujo contra las paredes, su movimiento hacia el istmo, el tránsito hacia el otro conducto o la introducción de cánulas de aspiración que alteran la dirección del flujo, favorece que aparezcan turbulencias.

Por otro lado, la distribución de la tensión cortante es otro parámetro que no ha sido estudiado a fondo en endodoncia, seguramente por las dificultades que conlleva su análisis. Aunque es cierto que hoy en día se desconocen los valores de tensión cortantes necesarios para eliminar el biofilm o sus detritus de las paredes del conducto radicular, sus implicaciones son muy importantes ya que, a mayor tensión cortante generada, mayor fuerza hará el irrigante en las paredes y se conseguirá una mayor limpieza.

Además, se ha simulado un sistema cerrado, estableciendo un umbral de 25 mmHg⁴⁷ de presión arterial a la salida del ápice para poder analizar el riesgo de extrusión⁴⁶.

En cuanto al tipo de aguja empleada en este estudio, los estudios mediante CFD¹⁸ han mostrado la eficacia de la aguja SL, pero no se ha observado aún su fluidodinámica en irregularidades anatómicas como son los istmos. Por ello, se seleccionó la aguja SL.

5.2. Discusión de los resultados

A la vista de los resultados obtenidos en este estudio y en concordancia con otros autores, el flujo del irrigante está condicionado por los instrumentos empleados y la anatomía del conducto radicular. En este estudio, al igual que pasaba en el de Wang y cols⁴², cuando se emplean anatomías reales existe una menor penetración del irrigante hacia apical que hacia vías laterales. Así, los resultados obtenidos en este estudio difieren de los de los estudios de Boutsoukis donde se usaban anatomías artificiales caracterizadas por su sencillez, ya que son conos artificiales muy regulares, lo que hacía que el flujo principal se dirigiera siempre hacia el ápice^{17, 18}.

Sabiendo que las irregularidades anatómicas presentan la norma más que la excepción y en base a las observaciones de este estudio, los modelos que presentan un único conducto recto quedan alejados de la realidad. Como se muestra en el presente estudio, al incluir un istmo, la dinámica del irrigante tuvo modificaciones. Estas diferencias son consecuencia a la irregularidad anatómica que se asemeja a la realidad de la situación clínica que tenemos.

El presente estudio también aporta información novedosa sobre el efecto de la aspiración coadyuvante a la irrigación con aguja en presencia de istmos que unen de forma completa dos conductos radiculares situados en una misma raíz. En primer lugar, tanto

la dirección como las velocidades del flujo cambiaron con la colocación de cualquiera de las 3 cánulas de aspiración empleadas en el estudio. En los dos istmos (apical y medio), la introducción de cánulas de aspiración generó mayores velocidades en el tercio coronal y medio del conducto secundario como era de esperar fruto de la presión negativa. La única excepción fue la aspiración con cánula iNP en anatomías con istmo medio que no varió las velocidades ni el flujo del irrigante en el conducto secundario, por lo que sería la menos eficaz en este caso.

En cuanto a las presiones apicales obtenidas, en presencia de istmo medio no se apreciaron diferencias entre las simulaciones con las 3 cánulas de aspiración; pero cuando el istmo es apical la introducción de las cánulas de Coltene y MaC son las que generan menos riesgo de extrusión en el conducto principal. Además, estas dos simulaciones crean mayor tensión cortante en la zona del istmo por lo que implicaría una mayor limpieza de este tipo de anatomía debido a su mayor capacidad de eliminación de biofilm. La interpretación de estas simulaciones podría ser de ayuda para automatizar el uso de presión negativa en el conducto secundario a la vez que se realiza presión positiva en el principal para ayudar a la limpieza tanto de los istmos como del conducto secundario a la vez.

Por otro lado, en la mayoría de las simulaciones, la presencia de las cánulas de aspiración en el conducto secundario siempre reducía el riesgo de extrusión por lo que era más seguro. Sin embargo, al disminuir tanto el riesgo de extrusión, también se veía comprometido el alcance del irrigante a las zonas más apicales del conducto principal. Por lo que se puede intuir, que una combinación de irrigación por presión positiva alternada con periodos de aspiración en los conductos secundarios cambiando tanto la posición de la cánula como la posición y orientación de la aguja puede mejorar en conjunto los resultados para una completa limpieza del istmo. Aunque si consideramos que los biofilm pueden estar tanto en los istmos como en los conductos principales, sería recomendable dirigir la aguja el hacia el istmo y las paredes del conducto.

No obstante, y en concordancia con los resultados de Adcock³⁶, el proceso de irrigación por completo en los istmos es una tarea complicada, ya que sus conclusiones de su estudio fueron que ninguno de los métodos utilizados para la limpieza de los istmos era capaz de desbridar los detritus de la región más apical del istmo.

De hecho, se puede observar como en el istmo más coronal, la velocidad del flujo ronda los 0m/s, por lo que la eficacia del irrigante puede resultar prácticamente nula. Próximos estudios deberían determinar la importancia de la colocación de la aguja en el tercio coronal además de la irrigación apical convencional.

La mayor parte de publicaciones que se centran en estudiar los sistemas de presión negativa, analizan la seguridad de estos, la capacidad de alcanzar la longitud de trabajo o el volumen de irrigante absorbido³⁹. Sin embargo, el estudio de Thomas y colaboradores en 2014⁴⁸, añadió una utilidad más a este sistema y, por tanto, una variable más a analizar. Plantearon usar el EndoVac de forma coadyuvante en el proceso de irrigación de molares inferiores para mejorar la desinfección en istmos y obtuvieron resultados favorables. Este estudio ha sido clave en el diseño del presente estudio y decidimos incluir esta variable en las simulaciones de las dos anatomías. Empleamos 3 sistemas distintos de aspiración en el conducto secundario que al colocarlos cambiaron la dinámica del flujo del irrigante. Cuando se utilizaron los sistemas de presión negativa en el conducto secundario, benefició el proceso de irrigación porque se redujo el riesgo de extrusión y los valores de tensión cortante y velocidades fueron más altos en el istmo. Esto generaría una mayor limpieza de estas complejidades anatómicas. Así mismo, es notable la diferencia en las velocidades del fluido y la tensión cortante en las diferentes zonas del istmo, donde se observan áreas de deficiente irrigación, lo que obliga a profundizar en los conocimientos de la dinámica de fluidos intraconducto.

6. Conclusiones

- La irrigación con presión positiva mediante aguja de salida lateral genera valores más altos de flujo, velocidad y tensión cortante en anatomías con istmo apical que en istmos medios, manteniendo presiones apicales muy por debajo del riesgo de extrusión.
- La aguja de salida lateral por sí sola no genera flujo dentro del istmo cuando este se sitúa a nivel medio y la presión apical aumenta al mantenerse el irrigante únicamente en el conducto principal, no llegando a producir riesgo de extrusión.
- La combinación de la irrigación con presión positiva en el conducto principal y aspiración coadyuvante mediante cánula de presión negativa (macrocánula de EndoVac, iNP y cánula de Coltene) en el conducto secundario mejora el flujo y aumenta la tensión cortante en raíces con istmo apical.

- En raíces con istmo medio, el empleo de aspiración coadyuvante mediante la cánula de aspiración iNP no facilita el flujo; sin embargo, las cánulas de presión negativa de Coltene o macrocánula de EndoVac mejoran la tensión cortante y el flujo en el istmo.
- En todas las simulaciones (con o sin aspiración) la presión apical estuvo muy por debajo del umbral de riesgo de extrusión, siendo menor en presencia de istmos apicales.

7. Bibliografía

1. Wong R. Conventional endodontic failure and retreatment. *Dental Clinics of North America*, 2004; 48(1):265-89.
2. Lee SJ, Wu MK, Wesselink PR. The effectiveness of syringe irrigation and ultrasonics to remove debris from simulated irregularities within prepared root canal walls. *Int Endod J*. 2004 Oct; 37(10):672-8.
3. Gu LS, Kim JR, Ling J, Choi KK, Pashley DH, Tay FR. Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *Journal of Endodontics*. 2009 Jun; 35(6):791804.

4. Markus Haapasalo, Unni Endal, Homan Zandi and Jeffrey M. Coil. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*. 2005; 10(1): 77–102.
5. Moser, John B.; Heuer, Michael A. Forces and efficacy in endodontic irrigation systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1982, 53(4), 425-428
6. Skidmore AE, Bjorndal AM. Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1971; 32(5):778-84.
7. Carr GB, Schwartz RS, Schaudinn C, Gorur A, Costerton JW. Ultrastructural examination of failed molar retreatment with secondary apical periodontitis: an examination of endodontic biofilms in an endodontic retreatment failure. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(9):1303-9.
8. Kishor Gulabivala, Bina Patel, Glynis Evans and Yuan-Ling Ng. Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces. *Endodontic Topics*. 2005 March; 10 (1): 103–122.
9. Nair PN. On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *Int Endod J*. 2006 Apr; 39(4):249-81.
10. Siqueira JF Jr, Rôças IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *J Endod*. 2008 Nov; 34(11):1291-1301.
11. Clegg M, Vertucci F, Walker C, Belanger M, Britto L. The Effect of Exposure to Irrigant Solutions on Apical Dentin Biofilms In Vitro. *J Endod* 2006;32(5):434- 437.
12. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *J Endod* 2006;32(5):389-398.
13. Peters OA, Schönenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J*. 2001 Apr; 34(3):221-30.
14. Cunningham W, Balekjian A. Effect of temperature on collagen-dissolving ability of sodium hypochlorite endodontic irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980;49(2):175-177.
15. Ram Z. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1977;44(2):306-312.
16. Fan B, Pan Y, Gao Y, Fang F, Wu Q, Gutmann JL. Three-dimensional morphologic analysis of isthmuses in the mesial roots of mandibular molars. *Journal of Endodontics*, 2010 Nov; 36(11):1866-9.
17. Boutsoukis, C., Verhaagen, B., Versluis, M., Kastrinakis, E., Wesselink, P. R., & van der Sluis, L. W. Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types

by an unsteady computational fluid dynamics model. *Journal of Endodontics*, 2010, 36(5), 875-879.

18. Boutsoukis, C., Gogos, C., Verhaagen, B., Versluis, M., Kastrinakis, E., & Van der Sluis, L. W. M. (2010). The effect of apical preparation size on irrigant flow in root canals evaluated using an unsteady Computational Fluid Dynamics model. *International endodontic journal*, 43(10), 874-881.

19. Kleier DJ, Averbach RE, Mehdipour O. The sodium hypochlorite accident: experience of diplomates of the American Board of Endodontics. *Journal of Endodontics*, 2008;34(11):1346–50.

20. Guivarc'h M, Ordioni U, Ahmed HM, Cohen S, Catherine JH, Bukiet F. Sodium Hypochlorite Accident: A Systematic Review. *Journal of Endodontics*. 2017;43(1):16–24.

21. Chow, T. W. Mechanical effectiveness of root canal irrigation. *Journal of endodontics*, 1983, 9(11), 475-479

22. Fukumoto, Y. Intracanal aspiration technique for root canal irrigation: evaluation of smear layer removal. *Kokubyo Gakkai zasshi. The Journal of the Stomatological Society, Japan*, 2005, 72(1), 13-18.

23. Schoeffel GJ. The EndoVac method of endodontic irrigation: part 2-efficacy. *Dentistry Today*, 27, 2008, 82-7.

24. Adorno, C. G., Fretes, V. R., Ortiz, C. P., Mereles, R., Sosa, V., Yubero, M. F., Heilborn, C. Comparison of two negative pressure systems and syringe irrigation for root canal irrigation: an ex vivo study. *International endodontic journal*, 2016, 49(2), 174-183.

25. Hess, W., Dolamore, W. Henry., Zürcher, E. The anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition. *Anatomy of the root canals*, 1925.

26. Zheng QH, Wang Y, Zhou XD, Wang Q, Zheng GN, Huang DM. A cone-beam computed tomography study of maxillary first permanent molar root and canal morphology in a Chinese population. *Journal of Endodontics*. 2010;36(9):1480-1484. 27. Estrela C, Rabelo L, de Souza J, Alencar A, Estrela C, Sousa Neto M et al. Frequency of Root Canal Isthmi in Human Permanent Teeth Determined by Cone-beam Computed Tomography. *Journal of endodontics*. 2015; 41(9):1535-1539.

28. Mannocci F, Peru M, Sherriff M, Cook R, Pitt Ford TR. The isthmuses of the mesial root of mandibular molars: a micro-computed tomographic study. *Int Endod J*. 2005 Aug; 38(8):558-63.

29. Weller RN1, Niemczyk SP, Kim S. Incidence and position of the canal isthmus. Part 1. Mesio Buccal root of the maxillary first molar. *Journal of endodontics*. 1995 Jul; 21(7):380-3.
30. Gulabivala K., Aung T. H., Alavi A., Ng Y. L. Root and canal morphology of Burmese mandibular molars. *International Endodontic Journal*. 2001;34(5):359–370.
31. de Pablo Ó, Estevez R, Péix Sánchez M, Heilborn C, Cohenca N. Root Anatomy and Canal Configuration of the Permanent Mandibular First Molar: A Systematic Review. *J Endod* 2010; 36(12):1919-1931.
32. Goldman, M., Kronman, J. H., Goldman, L. B., Clausen, H., & Grady, J. New method of irrigation during endodontic treatment. *Journal of Endodontics*, 1976, 2(9), 257-260.
33. Kahn, F. H., Rosenberg, P. A., & Gliksberg, J. An in vitro evaluation of the irrigating characteristics of ultrasonic and subsonic handpieces and irrigating needles and probes. *Journal of Endodontics*, 1995, 21(5), 277-280.
34. Boutsoukias, C., Lambrianidis, T., Kastrinakis, E., & Bekiaroglou, P. Measurement of pressure and flow rates during irrigation of a root canal ex vivo with three endodontic needles. *International Endodontic Journal*, 2007, 40(7), 504-513.
35. de Gregorio, C., Estevez, R., Cisneros, R., Heilborn, C., & Cohenca, N. Effect of EDTA, sonic, and ultrasonic activation on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals: an in vitro study. *Journal of endodontics*, 2009, 35(6), 891-895.
36. Adcock JM, Sidow SJ, Looney SW, Liu Y, McNally K, Lindsey K, Tay FR. Histologic evaluation of canal and isthmus debridement efficacies of two different irrigant delivery techniques in a closed system. *J Endod*. 2011 Apr; 37(4):544-8.
37. Ahmed Ghoneima, Sahar AlBarakati, Feifei Jiang, Katherine Kula, and Tamer Wasfy. Computational fluid dynamics analysis of the upper airway after rapid maxillary expansion: a case report. *Prog Orthod*. 2015 May; 16:10.
38. Mylavarapu G, Murugappan S, Mihaescu M, Kalra M, Khosla S, Gutmark E. Validation of computational fluid dynamics methodology used for human upper airway flow simulations. *J Biomech*. 2009 Jul 22; 42(10):1553-9.
39. Boutsoukias C, Lambrianidis T, Kastrinakis E. Irrigant flow within a prepared root canal using various flow rates: a Computational Fluid Dynamics study. *Int Endod J* 2009; 42(2):144-155.
40. Sedgley, C. Root canal irrigation-a historical perspective. *Journal of the history of dentistry*, 2004, 52(2), 61-65.

41. Dutner J, Mines P, Anderson A. Irrigation trends among American Association of Endodontists members: a web-based survey. *Journal of Endodontics*, 2012 Jan; 38(1):37-40.
42. Wang, R., Shen, Y., Ma, J., Huang, D., Zhou, X., Gao, Y., & Haapasalo, M. Evaluation of the effect of needle position on irrigant flow in the C-shaped root canal using a computational fluid dynamics model. *Journal of endodontics*. 2015; 41(6), 931-936.
43. Estevez, R., Conde, A. J., de Pablo, O. V., de la Torre, F., Rossi-Fedele, G., & Cisneros, R. (2017). Effect of passive ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite with or without surfactants and EDTA. *Journal of Endodontics*. 2017; 43(7), 1161-1165.
44. Vera, J., Arias, A., & Romero, M. (2012). Dynamic movement of intracanal gas bubbles during cleaning and shaping procedures: the effect of maintaining apical patency on their presence in the middle and cervical thirds of human root canals—an in vivo study. *Journal of endodontics*, 38(2), 200-203.
45. Gao, Y., Haapasalo, M., Shen, Y., Wu, H., Li, B., Ruse, N. D., & Zhou, X. Development and validation of a three-dimensional computational fluid dynamics model of root canal irrigation. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(9), 1282-1287.
46. Loroño, G., Zaldivar, J. R., Arias, A., Cisneros, R., Dorado, S., & JimenezOctavio, J. R. Positive and negative pressure irrigation in oval root canals with apical ramifications: a computational fluid dynamics evaluation in micro-CT scanned real teeth. *International Endodontic Journal*. 2020; 53(5), 671-679.
47. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of medical Physiology*. 11th Edition, Elsevier Saunder, Amsterdam. 2006.
48. Thomas, A. R., Velmurugan, N., Smita, S., & Jothilatha, S. Comparative evaluation of canal isthmus debridement efficacy of modified EndoVac technique with different irrigation systems. *Journal of endodontics*. 2014; 40(10), 1676-1680.