

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

**Irrigación de conductos radiculares con irregularidades
anatómicas: incorporación de tomografía computarizada y
flujos bifase en modelos computacionales de dinámica de
fluidos**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

José Manuel Rodríguez Zaldívar

DIRECTORES

Ana María Arias Paniagua
Jesús Jiménez Octavio

Madrid 2025

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA y
PRÓTESIS



Programa de Doctorado en Ciencias Odontológicas

TESIS DOCTORAL

**Irrigación de conductos radiculares con irregularidades
anatómicas: incorporación de tomografía computarizada y
flujos bifase en modelos computacionales de dinámica de
fluidos**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

José Manuel Rodríguez Zaldívar

DIRECTORES

Ana María Arias Paniagua
Jesús Jiménez Octavio

Madrid 2025

Agradecimientos

A mis directores, la doctora Ana Arias y el doctor Jesús Jiménez Octavio. Un millón de gracias por vuestra eterna PACIENCIA y dedicación a lo largo de estos 5 años. Ana, gracias por no haberte rendido conmigo, aunque apurara más en cada uno de los plazos que Sergio Ramos en la final de Lisboa. Desde que nos conocimos en 2016, has sido mucho más que una tutora de tesis, has sido una amiga, mentora y apoyo constante. Ambos no sólo sois docentes brillantes sino también personas excepcionales. Siempre digo que lo más valioso que te puede regalar una persona es tiempo y ambos habéis dado todo el que tenáis, fuera el día que fuera. Gracias por no dejar que me “ahogara en la orilla”. Jesús, lo que comenzó como una relación académica ha crecido hasta convertirte en un hermano con un papel importante el día de mi boda.

Especial agradecimiento a mi referente en esta especialidad y en cualquier faceta de la vida (padre de 4, runner, estrella de la endodoncia, fotografía y de lo que se proponga), que hoy considero mucho más que un amigo, Gaizka Loroño. Cada conversación contigo ha sido una lección impagable (en lo personal y en lo profesional). Tu generosidad al compartir conocimientos y tu capacidad para motivar siempre han sido algo vital para mí. Gracias por ser una constante en este camino y por estar siempre presente.

A Paula Amaral, mi futura esposa y madre de nuestra preciosa hija Noa; a mis padres, Don Álvaro y Doña María de los Ángeles, y a mi hermana Coral. Son la base de todo lo que he conseguido. Gracias por remar conmigo siempre, por cada sacrificio y por estar siempre disponibles para todo.

A Luis Sánchez Labrador por enseñarme el lado bueno del doctorado (y de muchas cosas de la vida) y tirar del carro en cada trámite de este camino. A Pablo García Cañas, gracias por ser un ejemplo a seguir, tu compañía en este camino (y en todos los demás) para mí siempre será importante. A mis queridos Luismi, Fabio, Palas y Alcaine, la vida y la profesión mejoran cada instante que estáis en ella. No entendería todas las variables que me he encontrado en este camino (personal y profesional) sin vosotros en la ecuación. A Enrique Mozo, que desde 2006 llegó para quedarse como un hermano. Siempre has sido el aliento que necesito para luchar por lo que quiero y un “Sí” constante a todo.

A mis amigos del colegio mayor. Mención especial para Máximo Caballero, Pasquau (Darek), Santi Extremera, el Dr. Gonzalo Luengo y Gerardo Arias, que siempre saben arrancar la risa, la ironía y el optimismo en los momentos más necesarios. Con vosotros todo parece posible y, sobre todo, la vida tiene más sentido. Tampoco puedo olvidarme de Gonzalo Mateos, el “visitador” Migueliño, el agente Tiscar y Pove. Siempre os lo digo y hoy lo repito con más fuerza: ¡qué suerte tengo! Y a ti, Gerar, desde hoy trato de Doctor, por favor.

A Daniel Sáenz, Alessandro Sallorenzo, Roy, Carlos Aguiar, Lalia Sanguino, Francesca Bruno, Elena Ruiz-Capillas, Pedro Suárez, Daniel Hernández, Paulo, Pablo López y Ángel Herrera. Gracias por las palabras de ánimo, por estar siempre a disposición, pero sobre todo por vuestra AMISTAD y confiar en mí.

A Gabi García, desde que en 2008 me diste una de las primeras clases en licenciatura, fui y seré un admirador tuyo. Te agradezco cada uno de los consejos que me has dado en esta profesión y en la vida, por tu generosidad, por tu amistad y por ser siempre un referente para mí.

A Javier Nieto, que en 2015 me despertó el gusanillo por los istmos. Gracias por ser un maestro al que siempre querré imitar y ser una inspiración que ayuda a sacar lo mejor de uno mismo.

Gracias, de corazón. Este logro también es vuestro.

Dedicatoria

A mis padres, Don Álvaro y Doña María de los Ángeles, y a mi hermana Coral, que han sido los cimientos sobre los que se construye todo lo que he conseguido. Cada sacrificio que habéis hecho es gran parte del mérito de todo lo que he conseguido. Nunca podré agradecerlos lo suficiente por remar siempre conmigo.

A mi futura esposa, Paula Amaral, y madre de mi hija Noa. Sin ti, este momento no habría sido posible. Desde 2018 le has dado un vuelco de 180 grados a mi vida. Tú eres el mejor capítulo de mi historia y nuestra hija el motivo por el que todo vale la pena. Gracias por dar rumbo a nuestras vidas con amor y serenidad, por ser una madre excepcional para NOA y una compañera de vida con una paciencia infinita.

ÍNDICE

1. RESUMEN	9
2. ABSTRACT	16
3. INTRODUCCIÓN	23
3.1. Generalidades del tratamiento de conducto.....	24
3.2. Métodos de estudio de la anatomía interna	25
3.3. Anatomía del sistema de conductos radiculares	26
3.3.1. Sistemas de conductos radiculares: clasificación y variabilidad morfológica	26
3.3.2. Anatomía del primer molar inferior	27
3.4. Irrigantes en endodoncia.....	31
3.5. Métodos de dispensación del irrigante	34
3.5.1. Irrigación por presión positiva.....	34
3.5.2. Irrigación por presión negativa	36
3.5.3. Problemas de los métodos de dispensación: extrusión de NaOCl y <i>Vapor Lock</i>	38
3.6. Sistemas para optimizar el rendimiento de los irrigantes	42
3.7. Simulación computacional mediante el método de elementos finitos (MEF).....	46
3.7.1. Dinámica computacional de fluidos (CFD)	48
3.7.2. Flujos bifásicos	51
4. JUSTIFICACIÓN	54
5. OBJETIVOS	57
5.1. Objetivo general de la tesis.....	58
5.2. Objetivos específicos de la tesis.....	58
6. HIPÓTESIS	59
6.2. Específicas de los artículos.....	60
7. MATERIALES Y MÉTODOS	61
7.1. Diseño de las anatomías, selección del diente, preparación de los conductos y reconstrucción de las geometrías utilizadas.....	62
7.2. Modelado de las geometrías de las agujas de irrigación y cánulas de aspiración utilizadas.	65
7.3. Diseño geométrico y generación de la malla.....	66
7.4. Condiciones de contorno y simulación numérica	67
7.5. Análisis de los datos	68
8. ARTÍCULOS INCLUIDOS EN LA TESIS DOCTORAL	69
9. RESUMEN INDIVIDUAL DE CADA ARTÍCULO	97
10. DISCUSIÓN	109

10.1. Discusión del método	110
10.1.1. Elección del método de estudio	110
10.1.2. Elección de las anatomías	112
10.1.3. Elección de las agujas de irrigación y las cánulas de aspiración	113
10.1.4. Incorporación de micro-CT en los modelos de estudio	115
10.1.5. Incorporación de flujos bifase en los modelos de estudio	116
10.2. Discusión de los resultados	117
11. CONCLUSIONES	125
11.1. Conclusiones generales de la tesis	126
11.2. Conclusiones específicas de los artículos	126
BIBLIOGRAFÍA	127

1. RESUMEN

La presente Tesis Doctoral en formato publicaciones se basa en tres artículos científicos publicados entre diciembre de 2019 y noviembre de 2024 en revistas indexadas en el Journal Citation Reports (JCR).

INTRODUCCIÓN

La irrigación en el tratamiento endodóntico representa una etapa esencial para la limpieza y desinfección del sistema de conductos radiculares, siendo determinante para el éxito clínico del procedimiento. La anatomía interna de los dientes, particularmente compleja en molares mandibulares, presenta irregularidades como istmos, deltas apicales y conductos laterales, que limitan la eficacia de la fase de instrumentación y de los sistemas de irrigación tradicionales que no siempre logran acceder a estas áreas críticas y eliminar por completo las bacterias, restos pulpares y barrillo dentinario. Estas características anatómicas complejas pueden hacer fracasar un tratamiento de conductos, con tasas de persistencia de infección que alcanzan el 9%. Por ello, la investigación en torno a la optimización de las técnicas de irrigación y su capacidad para superar dichas limitaciones resulta imprescindible.

En este contexto, la dinámica computacional de fluidos (CFD) se ha consolidado como una herramienta que permite analizar de manera precisa y reproducible los parámetros clave de la irrigación como la trayectoria del flujo, la velocidad del irrigante, la presión apical o la tensión cortante en las paredes del conducto, tanto en geometrías artificiales como en anatomías reales obtenidas mediante microtomografía computarizada. A diferencia de los estudios *in vitro* o *ex vivo*, la CFD ofrece una perspectiva detallada del comportamiento de los irrigantes.

Desde su aplicación inicial en endodoncia en 2009, los estudios mediante CFD han aportado un conocimiento detallado sobre los parámetros clave de la irrigación tanto en anatomías artificiales como en anatomías reales más complejas. Trabajos pioneros, como los de Gao y cols., introdujeron modelos tridimensionales que proporcionaron un marco inicial para estudiar el comportamiento de los fluidos en conductos radiculares. Estos avances han sido posteriormente ampliados por estudios como el de Boutsoukis y cols., quien demostró la eficacia del uso de CFD para optimizar

las técnicas de irrigación y profundizó en el análisis del diseño de las agujas de irrigación, las condiciones de inserción y la gestión del fenómeno *vapor lock*, estableciendo así las bases para la optimización técnica de este procedimiento.

El presente trabajo doctoral se centra en analizar y optimizar protocolos actuales de irrigación en conductos radiculares con irregularidades anatómicas complejas, específicamente istmos y ramificaciones apicales, mediante simulaciones avanzadas con CFD. Dichas simulaciones se aplican tanto a modelos anatómicos artificiales como a modelos reales obtenidos mediante microtomografía computarizada (micro-CT), evaluando la combinación de presión positiva y negativa, así como la influencia del fenómeno del *vapor lock* en la eficacia del irrigante, con el objetivo de proponer soluciones eficaces que superen las limitaciones actuales de la irrigación endodóntica.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de esta tesis doctoral es comparar protocolos de irrigación en conductos radiculares con anatomías complejas mediante CFD utilizando diferentes modelos anatómicos y condiciones de flujo.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Los objetivos específicos de cada uno de los artículos que forman parte de este compendio de publicaciones son:

Artículo 1: Analizar la eficacia del empleo de diferentes agujas de presión positiva y su combinación con cánulas de presión negativa en istmos artificiales mediante el análisis de parámetros clave de la irrigación con CFD.

Artículo 2: Analizar mediante CFD los parámetros clave de la irrigación en molares mandibulares reales con istmos empleando agujas de presión positiva y su combinación con cánulas de presión negativa (EndoVac Macro, Surgitip e iNP) incorporando micro-CT.

Artículo 3: Estudiar mediante CFD la influencia del diseño de la aguja (lateral, frontal y biselada) y de su profundidad de inserción en los parámetros clave de la irrigación y la eliminación del *vapor lock* en conductos ovaes reales con ramificaciones apicales incorporando flujos bifase y micro-CT.

METODOLOGÍA

La metodología general de los tres artículos se basa en simulaciones realizadas con CFD para estudiar el comportamiento del irrigante en conductos radiculares con anatomías complejas. Se usaron modelos tridimensionales artificiales y reales (obtenidas con micro-CT) que reproducen istmos y ramificaciones apicales en molares inferiores.

Las geometrías fueron diseñadas con SolidWorks y simuladas en ANSYS Fluent, analizando configuraciones con agujas de presión positiva (de salida lateral, frontal y biselada), insertadas a una o dos profundidades según el modelo. Las cánulas de aspiración se emplearon como coadyuvantes en los modelos con istmos y de forma independiente en el estudio de vapor lock, con posiciones que variaron según cada protocolo.

Se simularon las propiedades del hipoclorito sódico al 1 %, con un caudal constante de 0,18 mL/s y presión de aspiración de 130 kPa. En el estudio sobre vapor lock se aplicó un modelo bifásico (VOF) para simular una burbuja de gas apical.

Se analizaron los parámetros clave como la presión apical, la tensión cortante, la velocidad del irrigante y la trayectoria del flujo, permitiendo comparar distintas configuraciones de irrigación.

Las particularidades metodológicas de cada artículo son:

Artículo 1: Se emplearon agujas de calibre 30G con salida lateral (*side-vented*, SV) y frontal (*frontal-vented*, FV), combinadas con una microcánula de aspiración negativa (Surgitip Endo, Coltene). Las simulaciones se llevaron a cabo en un modelo artificial que simulaba dos conductos unidos por un istmo completo. Se evaluó el efecto

del irrigante con presión positiva sola o con aspiración coadyuvante en el conducto secundario, posicionando la cánula a dos alturas diferentes (5 mm y 7,5 mm de LT).

Artículo 2: En este estudio se usó la aguja SV de 30G y 3 cánulas para realizar aspiración simultánea: macrocánula EndoVAC (MaC), cánula Surgitip (SURG) y la cánula iNP (iNP). En las simulaciones, la aguja SV se colocó siempre en el conducto mesiolingual (ML) a 2,5 mm de la longitud de trabajo (LT) mientras que las cánulas de aspiración se colocaron en el conducto mesiovestibular (MV) a 7,5 mm de LT. Las simulaciones se llevaron a partir del micro-CT de un diente humano real cuya raíz mesial presentaba un istmo que comunicaba dos conductos radiculares independientes.

Artículo 3: Se emplearon tres tipos de agujas de presión positiva calibre 30G: SV, FV) y aguja con salida biselada (notched - N), y una microcánula EndoVac (MiC) como sistema de presión negativa. Las simulaciones se realizaron variando la profundidad de inserción de las agujas a 1 mm y 3 mm de la longitud de trabajo (LT), mientras que la microcánula (MiC) fue posicionada a LT. Las simulaciones se llevaron a partir del micro-CT de un diente humano real cuya raíz distal presentaba un conducto oval con una ramificación apical. A diferencia de los otros dos estudios previos, se empleó un flujo bifásico (VOF) para simular la presencia de *vapor lock* en el conducto radicular.

RESULTADOS

En general, las diferentes agujas utilizadas en los 3 estudios mostraron diferentes patrones de distribución de flujo, tensiones cortantes dentro del sistema de conductos radiculares y presiones apicales. Igualmente, en el caso de anatomías con istmos la combinación de presión positiva y aspiración coadyuvante mejoró significativamente la eficacia de la irrigación. Sin embargo, ninguna aguja fue capaz de eliminar el vapor lock en ramificaciones apicales.

Artículo 1: La distribución del flujo y la tensión cortante dentro del istmo aumentaron con la combinación de las agujas de presión positiva y la cánula de

aspiración. En relación con la profundidad de inserción de la cánula, se constató una distribución más uniforme del flujo al emplearla a 5mm de la LT en comparación con 7,5mm, sin que la posición influyera en la presión apical.

Artículo 2: La combinación de las agujas de presión positiva con cánulas de aspiración mejoró la distribución del irrigante y la tensión cortante sin elevar la presión apical. El flujo no alcanzó los milímetros apicales del conducto radicular principal en ninguna de las simulaciones, pero el empleo de Mac y SURG mejoró la distribución del flujo en el istmo, aumentando los valores de tensión cortante.

Artículo 3: Ninguna configuración logró eliminar completamente el *vapor lock* del interior del conducto radicular. Por un lado, la aguja SF mostró la mayor presión apical y tensión cortante en la zona apical, mientras que la aguja SV obtuvo la mejor combinación con valores altos de tensión cortante y una baja presión apical. Por su lado, la MiC logró eliminar parcialmente el *vapor lock* en una de las ramificaciones apicales, pero presentó los valores de tensión cortante más bajos de entre todas las simulaciones evaluadas.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES GENERALES

Las simulaciones CFD permitieron estudiar los parámetros clave de la irrigación como velocidad del flujo, presión apical y tensión cortante, evidenciando la influencia de la geometría del conducto y la profundidad de inserción de las agujas. En anatomías con istmos, la combinación de presión positiva y negativa optimizó la distribución del irrigante y elevó la tensión cortante sin aumentar la presión apical. En cuanto al fenómeno del *vapor lock*, si bien ningún protocolo logró su eliminación completa, la aguja SV demostró ser la más eficaz en reducir *el vapor lock* sin riesgo de extrusión del irrigante.

CONCLUSIONES ESPECÍFICAS DE LOS ARTÍCULO

Artículo 1: La combinación de agujas de salida lateral y cánulas de succión incrementa la tensión cortante y el flujo del irrigante en istmos artificiales, optimizando la distribución del irrigante.

Artículo 2: En anatomías reales con conductos independientes conectados con istmos completos, la incorporación de cánulas de aspiración a la irrigación mediante aguja de presión positiva de salida lateral mejoró la distribución del irrigante y permitió aumentar la tensión cortante sin incrementar la presión apical.

Artículo 3: No es posible eliminar completamente el *vapor lock* en anatomías reales con conductos ovales y ramificaciones apicales, aunque la aguja con salida lateral ofrece la mejor combinación tensión cortante-presión apical, mientras que la MiC logró una eliminación parcial del vapor lock sin generar valores muy altos de presión apical, pero con la tensión cortante más baja de todas las simulaciones.

2. ABSTRACT

This Doctoral Thesis, presented in the form of a compendium of publications, is based on three scientific articles published between December 2019 and November 2024 in journals indexed in the Journal Citation Reports (JCR).

INTRODUCTION

Irrigation in endodontic treatment represents a critical phase for the cleaning and disinfection of the root canal system, being a key determinant of the clinical success of the procedure. The internal anatomy of teeth, particularly complex in mandibular molars, often includes irregularities such as isthmuses, apical deltas and lateral canals, which limit the effectiveness of both instrumentation and traditional irrigation systems. These techniques frequently fail to access critical areas and fully eliminate bacteria, pulp remnants and dentinal debris. Such anatomical complexities may compromise treatment outcomes, with persistent infection rates reaching up to 9 percent. Therefore, research focused on optimizing irrigation techniques and their ability to overcome these limitations is essential.

In this context, computational fluid dynamics (CFD) has emerged as a powerful tool to accurately and reproducibly analyze key irrigation parameters such as flow trajectory, irrigant velocity, apical pressure and wall shear stress, both in artificial geometries and in real anatomies reconstructed using micro-computed tomography (micro-CT). Unlike *in vitro* or *ex vivo* studies, CFD offers a detailed and standardized perspective on irrigant behaviour.

Since its first application in endodontics in 2009, CFD studies have provided detailed insight into key irrigation parameters in both simplified models and complex anatomies. Pioneering work by Gao et al. introduced three-dimensional models that formed the foundation for studying fluid behaviour in root canals. These advances were later expanded by studies such as those by Boutsoukis et al., who demonstrated the usefulness of CFD in optimizing irrigation protocols and carried out in-depth analyses of needle design, insertion conditions and vapor lock management, thereby laying the technical groundwork for improving irrigation procedures.

This doctoral thesis focuses on the analysis and optimization of current irrigation protocols in root canals with complex anatomical irregularities, specifically isthmuses

and apical ramifications, through advanced CFD simulations. These simulations were applied to both artificial and real anatomical models obtained through micro-CT, evaluating the combination of positive and negative pressure irrigation, as well as the influence of vapor lock on irrigant performance, with the aim of proposing effective strategies to overcome the current limitations of endodontic irrigation.

OBJECTIVES

GENERAL OBJECTIVE

The general objective of this doctoral thesis is to compare irrigation protocols in root canals with complex anatomies using CFD, employing different anatomical models and flow conditions.

SPECIFIC OBJECTIVES OF THE PAPERS

The specific objective of each article included in this compendium of publications is as follows:

Paper 1: To analyze the effectiveness of different positive pressure irrigation needles and their combination with negative pressure cannulas in artificial isthmuses, through the analysis of key irrigation parameters using CFD.

Paper 2: To analyze, using CFD, the key irrigation parameters in real mandibular molars with isthmuses, employing positive pressure irrigation needles and their combination with negative pressure cannulas (EndoVac Macro, Surgitip and iNP), incorporating micro-CT data.

Paper 3: To study, by means of CFD, the influence of needle design (side-vented, front-vented and notched) and insertion depth on key irrigation parameters and vapor lock removal in real oval canals with apical ramifications, incorporating biphasic flow and micro-CT.

MATERIALS AND METHODS

The general methodology of the three articles is based on simulations performed using computational fluid dynamics (CFD) to study irrigant behavior in root canals with complex anatomies. Three-dimensional artificial and real models (obtained through micro-CT) were used, reproducing isthmuses and apical ramifications in mandibular molars.

The geometries were designed with SolidWorks and simulated in ANSYS Fluent, analyzing configurations with positive pressure needles (side-vented, front-vented and notched), inserted at one or two depths depending on the study. Suction cannulas were employed as adjuvants in the models with isthmuses, and independently in the vapor lock study, with their position varying according to each protocol.

Sodium hypochlorite at 1% concentration was used as the irrigant, with a constant flow rate of 0.18 mL/s and, in models involving suction, a negative pressure of 130 kPa. In one of the studies, a biphasic model (VOF) was applied to simulate vapor lock through the inclusion of an apical gas bubble.

Key irrigation parameters such as apical pressure, wall shear stress, irrigant velocity and flow trajectory were analyzed, enabling comparison between different irrigation configurations.

The methodological details of each article are as follows:

Article 1: Thirty-gauge irrigation needles with side-vented (SV) and front-vented (FV) tips were used, combined with a negative pressure microcannula (Surgitip Endo, Coltene). Simulations were carried out on an artificial model simulating two root canals connected by a complete isthmus. The effect of irrigant delivery using positive pressure alone or combined with adjuvant aspiration in the secondary canal was evaluated, positioning the cannula at two different depths (5 mm and 7.5 mm from working length).

Article 2: A 30G side-vented needle (SV) was used in combination with three suction cannulas: EndoVac Macro (MaC), Surgitip (SURG), and iNP. In the simulations, the SV needle was consistently positioned in the mesiolingual (ML) canal at 2.5 mm from the working length, while the suction cannulas were placed in the mesiobuccal (MB)

canal at 7.5 mm from the working length. The simulations were based on the micro-CT of a real human molar with a mesial root containing a complete isthmus connecting two independent canals.

Article 3: Three types of 30G positive pressure irrigation needles were tested: a side-vented needle (SV, Max-i-Probe), a flat front-vented needle (FV), and a notched-tip needle (N), along with a negative pressure microcannula (MiC, EndoVac system). Simulations were performed by varying the needle insertion depth to 1 mm and 3 mm from the working length, while the microcannula was positioned directly at the working length. The simulations were based on the micro-CT of a real human distal root canal with an apical ramification. Unlike the previous studies, this study employed a biphasic flow model (VOF) to simulate the presence of vapor lock in the root canal.

RESULTS

Overall, the different needles used in the three studies exhibited different flow distribution patterns, shear stress values within the root canal system, and apical pressures. Additionally, in anatomies with isthmuses, the combination of positive pressure and adjunctive suction enhanced irrigation efficacy. However, none of the needles were able to eliminate vapor lock in apical ramifications.

Article 1: Flow distribution and shear stress within the isthmus increased with the combination of positive pressure needles and the suction cannula. Regarding cannula insertion depth, a more uniform flow was observed when positioned 5 mm short of the working length compared to 7.5 mm, without significant impact on apical pressure.

Article 2: The combination of positive pressure needles with suction cannulas improved irrigant distribution and shear stress without elevating apical pressure. Although the flow did not reach the apical millimeters of the main root canal in any of the simulations, the use of Mac and SURG enhanced flow distribution within the isthmus, increasing shear stress values

Article 3: No configuration achieved complete elimination of vapor lock. The front-vented needle exhibited the highest apical pressure and shear stress in the apical region, while the side-vented needle yielded the greatest shear stress with comparatively low apical pressure. The MiC partially removed the vapor lock from one of the apical ramifications, although it displayed the lowest shear stress values among all evaluated simulations.

CONCLUSIONS

GENERAL CONCLUSIONS

CFD simulations enabled the analysis of key irrigation parameters such as flow velocity, apical pressure, and wall shear stress, and allowed the differentiation of how canal geometry and needle insertion depth influence these parameters. In models with isthmuses, the combination of positive and negative pressure systems improved irrigant distribution and increased shear stress without raising apical pressure. In the vapor lock study, none of the systems achieved complete removal of the gas bubble; however, the side-vented needle provided the best balance between effectiveness and safety, while the negative pressure microcannula achieved partial aspiration with a controlled negative pressure.

SPECIFIC CONCLUSIONS BY ARTICLE

Article 1: The combination of side-vented irrigation needles and suction cannulas increases shear stress and irrigant flow within artificial isthmuses, optimizing irrigant distribution.

Article 2: In real anatomies with independent root canals connected by complete isthmuses, the incorporation of suction cannulas into irrigation with side-vented positive pressure needles improved irrigant distribution and enhanced shear stress without increasing apical pressure. In all simulations, both irrigant flow velocity and wall

shear stress progressively decreased toward the apical millimeters, limiting the effectiveness of irrigation in these areas.

Article 3: Complete elimination of vapor lock is not achievable in real anatomies with oval canals and apical ramifications, although the side-vented needle provided the most favourable balance between shear stress and apical pressure.

3. INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

3.1. Generalidades del tratamiento de conducto

La finalidad del tratamiento de conductos radiculares radica en la limpieza, desinfección y obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares, con el propósito de eliminar por completo restos de tejido pulpar, la carga microbiana y las toxinas asociadas, previniendo así la progresión de infecciones periapicales (1,2).

A finales del siglo XIX, ya se identificaba a los microorganismos como origen de las lesiones pulpares y periapicales (3). Por tanto, la eliminación de la flora bacteriana se erige como factor determinante en la tasa de éxito del tratamiento.

La persistencia de biopelículas dentro de áreas inaccesibles a la instrumentación puede actuar como reservorio, favoreciendo la recolonización del sistema de conductos, aumentando el riesgo de fracaso endodóntico y el desarrollo de lesiones periapicales (4,5).

Aunque la instrumentación mecánica de los conductos sea un paso crucial, por sí sola no es suficiente para eliminar completamente los restos orgánicos e inorgánicos del sistema de conductos radiculares. Estudios histológicos han evidenciado que aproximadamente un 35% de la superficie del conducto permanece intacta tras la instrumentación (6), lo que resalta la importancia del uso de irrigantes para optimizar la eliminación de biopelículas bacterianas, restos orgánicos y tejido necrótico depositados en las múltiples irregularidades del sistema.

Para conseguir una desinfección efectiva y prevenir el fracaso endodóntico, resulta fundamental combinar la instrumentación con un proceso químico simultáneo (1,7,8), la irrigación del sistema de conductos, que permite suprimir bacterias, detritus, tejido pulpar y barrillo dentinario (9–11).

Aun siguiendo las directrices clínicas, la periodontitis puede persistir debido a las zonas inaccesibles del sistema radicular, como ramificaciones e istmos, que retienen tejido pulpar o carga microbiana residual (10,12,13). Por ello, un protocolo

óptimo de dispensación y activación del irrigante (2,8) resulta esencial ya que, aunque el desbridamiento químico-mecánico es clave (8), la compleja morfología del sistema de conductos dificulta su limpieza total (10).

Además, la presencia de biopelículas bacterianas dentro del sistema de conductos y fuera en el espacio periapical, es un factor clave en la persistencia de la infección. Se ha demostrado que las bacterias en el interior de los conductos radiculares pueden organizarse en biopelículas altamente resistentes a los irrigantes convencionales, dificultando su erradicación y requiriendo en ocasiones abordajes terapéuticos adicionales como la cirugía periapical (12,14).

Por todo ello, la combinación de una instrumentación mecánica adecuada con la correcta dispensación y activación de soluciones irrigantes efectivas parecen elementos esenciales para mejorar la tasa de éxito de los tratamientos endodónticos (15,16).

3.2. Métodos de estudio de la anatomía interna

La complejidad anatómica de los conductos radiculares ha sido estudiada desde hace casi un siglo (17). Variantes como istmos, deltas y conductos laterales aparecen en multitud de dientes (18–20) proporcionando refugio a los patógenos. De ahí la necesidad de un conocimiento detallado de esta anatomía interna, ya que está directamente relacionado con la tasa de éxito del tratamiento (21).

El análisis de la anatomía interna del sistema de conductos radiculares ha experimentado una gran evolución en las últimas décadas. Las primeras investigaciones utilizaron técnicas como la diafanización y la inyección de tintas o resinas para visualizar la configuración interna del conducto (17,22,23), a las que posteriormente se sumaron metodologías más detalladas como los cortes histológicos y la microscopía electrónica de barrido (15,24), que permitieron un mayor acercamiento al estudio morfológico de la dentina y los túbulos.

En los últimos años, la microtomografía computarizada (micro-CT) ha emergido como el estándar de referencia para el estudio tridimensional de la anatomía radicular. Se trata de una técnica de imagen tridimensional no destructiva basada en rayos X, que permite estudiar la estructura interna de objetos pequeños. Esta técnica es similar en funcionamiento a la tomografía clínica y trabaja a menor escala, pero con una resolución notablemente superior, alcanzando precisión submicrométrica. El proceso consiste en obtener múltiples imágenes 2D desde diversos ángulos, que luego son reconstruidas digitalmente mediante software específico para generar modelos tridimensionales. Esto facilita un análisis detallado de la estructura interna sin necesidad de alterar la muestra. Investigaciones como las de Villas-Bôas *y cols.* (19) y Eaton *y cols.* (25) han confirmado su capacidad para revelar con precisión estructuras complejas como istmos, deltas apicales o conductos accesorios, favoreciendo una comprensión detallada de la morfología interna. Esta tecnología permite con ello no solo su empleo para estudios anatómicos sino su aplicación práctica para un mayor conocimiento de los factores claves de la irrigación en estas anatomías complejas. La incorporación de estas técnicas avanzadas permite una visualización detallada de estructuras internas, lo que permite optimizar la planificación clínica y el desarrollo de estrategias de irrigación más eficaces (26,27).

3.3. Anatomía del sistema de conductos radiculares

3.3.1. Sistemas de conductos radiculares: clasificación y variabilidad morfológica

A lo largo de los años, muchos investigadores han propuesto sistemas de clasificación para describir la morfología interna del sistema de conductos como los de Weine en 1969 (28), Pineda en 1972 (29) y Vertucci en 1984 (30). El conocimiento de estas clasificaciones ha sido crucial para optimizar la planificación del tratamiento endodóntico y mejorar los resultados clínicos a largo plazo. Sin embargo, estudios recientes que han utilizado microtomografía computarizada han permitido describir con mayor precisión la complejidad anatómica de los conductos radiculares, resaltando la importancia de comprender la diversidad morfológica para mejorar la planificación del tratamiento (19,20,25,31,32). Ciertas irregularidades anatómicas que pueden

comprometer la desinfección integral del sistema de conductos, tales como ramificaciones laterales, deltas e istmos, no siempre se han tenido en consideración (31,33,34). Esta tecnología ha permitido demostrar que los métodos de clasificación anteriormente mencionados no son suficientes para describir la anatomía interna de los conductos radiculares, y así se han propuesto nuevas alternativas de nomenclatura más completas (35).

3.3.2. Anatomía del primer molar inferior

Este diente es el que con mayor frecuencia requiere tratamiento endodóntico, lo cual podría deberse a que es habitualmente el primer diente permanente en erupcionar, quedando expuesto desde temprana edad a factores que favorecen la aparición de caries o patologías pulpares (36). Su compleja anatomía interna ha sido ampliamente estudiada y hace indispensable que el clínico tenga un conocimiento profundo de sus características morfológicas. Suele presentar dos raíces claramente diferenciadas: una raíz mesial, típicamente curva y más amplia en sentido vestíbulo-lingual (con alta prevalencia de configuraciones tipo II y IV de Weine (28) y Vertucci (30)) y una distal, más redondeada y recta (37), aunque llegan a describirse configuraciones con hasta cuatro conductos en la raíz mesial, con comunicaciones y anastomosis entre ellos (37–39). De forma ocasional, se observa la presencia de una raíz accesoria (*radix entomolaris* o *radix paramolaris*) cuya prevalencia es significativamente menor en la población caucásica (40–42).

Esta complejidad morfológica condiciona la eficacia de los procedimientos clínicos, particularmente en lo que respecta a la desinfección y el sellado tridimensional del sistema de conductos ((12,15,43)).

Igualmente, todas estas particularidades justifican la elección del primer molar mandibular como modelo anatómico en el presente estudio. A continuación, se describen las irregularidades anatómicas que más frecuentemente se encuentran en el primer molar mandibular: istmos, ramificaciones apicales y delta apical.

● *Istmos*

Los istmos radiculares son estructuras en forma de lámina que conectan conductos dentro de una misma raíz, y con frecuencia contienen tejido pulpar remanente o restos necrótico (38,44). Su morfología estrecha y acceso limitado representan un desafío clínico relevante, ya que dificultan la eliminación completa de bacterias y biopelículas, lo cual puede comprometer la desinfección del sistema de conductos y, en consecuencia, el éxito del tratamiento endodóntico (26,38).

La prevalencia de istmos varía en función del tipo dental y de la localización radicular. Se ha reportado su presencia en el 54.8% de las raíces mesiales de molares inferiores y en el 20.2% de las raíces distales (37), siendo más frecuente en el tercio medio y apical. Estudios de micro-CT han llegado a describir que hasta un 85% de los primeros molares mandibulares presentan istmos en la raíz mesial (38). Esta alta presencia refuerza la necesidad de emplear estrategias avanzadas de irrigación y activación que permitan una desinfección eficaz de estas zonas anatómicamente complejas (29,33).

La detección e interpretación clínica de los istmos es fundamental para optimizar el resultado del tratamiento. Herramientas como la micro-CT o la endodoncia guiada facilitan su visualización tridimensional, permitiendo una planificación más precisa (31,45). A su vez, la irrigación activada, especialmente mediante técnicas ultrasónicas, ha demostrado mejorar la penetración del irrigante en estas regiones (46,47), y el uso de limas especializadas podría favorecer su limpieza mecánica. No obstante, lograr su completa descontaminación continúa representando un reto clínico significativo (27).

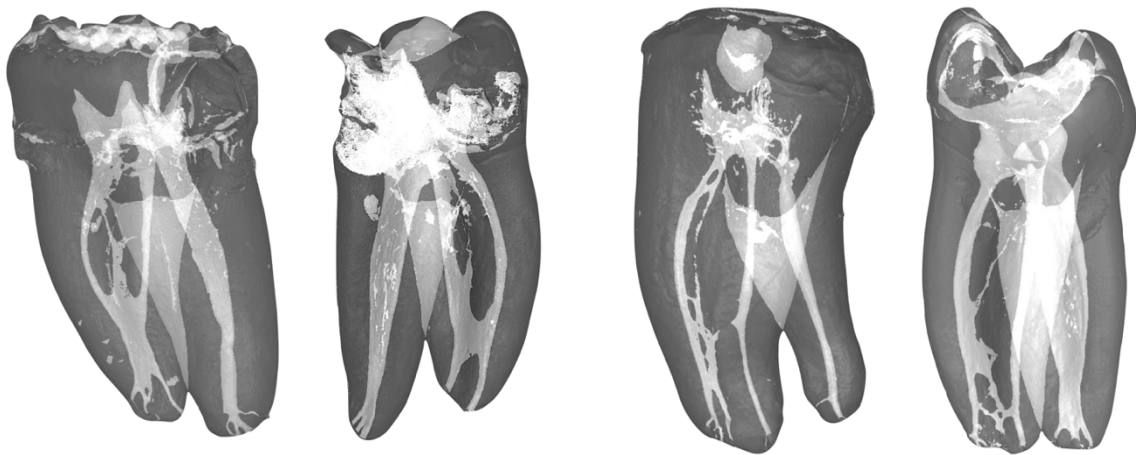


Figura 1. Micro-CT de molares mandibulares que muestra irregularidades anatómicas internas del sistema de conductos.

● *Ramificaciones apicales*

Los conductos accesorios o ramificaciones laterales, definidos por la American Association of Endodontics (2012) como aquellos que comunican el conducto principal o la cámara pulpar con la superficie radicular, han sido ampliamente relacionados con el fracaso del tratamiento endodóntico, estando presentes en hasta el 70% de los casos fallidos (48). Aunque su aparición puede observarse en cualquier grupo dentario, son particularmente frecuentes en premolares y molares (34).

Estudios mediante micro-CT han identificado conductos accesorios en 735 de 1400 dientes analizados, evidenciando una amplia variabilidad en su longitud (alcanzando hasta 5530 μm) y una alta prevalencia en el tercio apical, lo que dificulta la difusión efectiva de soluciones irrigantes como el hipoclorito de sodio (34). Estas estructuras suelen pasar desapercibidas en exámenes radiográficos convencionales y, en muchos casos, sólo se hacen evidentes ante la presencia de periodontitis lateral o tras procedimientos de obturación.

El sellado adecuado de estas ramificaciones representa un factor clave para la obturación tridimensional del sistema de conductos y, por tanto, para el pronóstico clínico favorable del tratamiento endodóntico (49).

Además, estudios como los de Ricucci y Siqueria (49) , así como Nair y cols. (4) han demostrado que estas zonas presentan una alta resistencia a los métodos convencionales de limpieza, lo que refuerza la necesidad de técnicas complementarias más efectivas.

● *Delta apical*

El delta apical constituye una complejidad anatómica localizada en la porción terminal del conducto radicular, caracterizada por la división del conducto principal en múltiples ramificaciones accesorias que establecen comunicación directa con los tejidos periapicales, dificultando la desinfección y comprometiendo el éxito del tratamiento endodóntico (35,49).

Diversos estudios han analizado la morfología y prevalencia del delta apical en distintos grupos dentarios y poblaciones. Investigaciones basadas en micro-CT como la de Gao y cols. han revelado una alta incidencia de deltas en molares mandibulares y maxilares, siendo particularmente frecuente en molares inferiores y superiores, alcanzando una frecuencia del 16,5% en los inferiores (33). En la raíz distal, esta complejidad se intensifica, registrándose un promedio de 3,36 forámenes en los últimos 0,5 mm del conducto (31).

Además, se ha descrito una longitud media de 1,87 mm y diámetros que oscilan entre 50,3 y 660,4 μm , con una mayor prominencia en molares inferiores (35). Su morfología variable, junto con curvaturas pronunciadas, incrementa la dificultad de acceso y limpieza, incluso con técnicas de irrigación avanzada.

Desde una perspectiva quirúrgica, se ha demostrado que la resección apical de aproximadamente 3 mm permite eliminar hasta un 87% de los deltas apicales, incrementando significativamente las tasas de éxito tras la cirugía periapical (33). Ahmed y cols. (2017) introdujeron una clasificación morfológica detallada que distingue entre deltas apicales simples y complejos, según el número y la disposición de los conductos accesorios, enfatizando así la relevancia de adaptar la planificación clínica a dicha complejidad anatómica (35). Complementariamente, Kim y Jung en 2016,

resaltaron el impacto clínico negativo que tienen los istmos no tratados adecuadamente en los molares, al asociarlos a mayores tasas de fracaso quirúrgico debido a la contaminación bacteriana persistente (14). Asimismo, Song y cols. (2011) destacaron que la preparación y sellado adecuado del istmo durante la cirugía endodóntica es crucial para prevenir filtraciones bacterianas, lo cual contribuye significativamente al éxito clínico a largo plazo (43). Por tanto, considerar ambas estructuras anatómicas, istmos y deltas apicales, resulta esencial para una planificación quirúrgica precisa y una estrategia efectiva de instrumentación e irrigación, optimizando así los resultados clínicos.

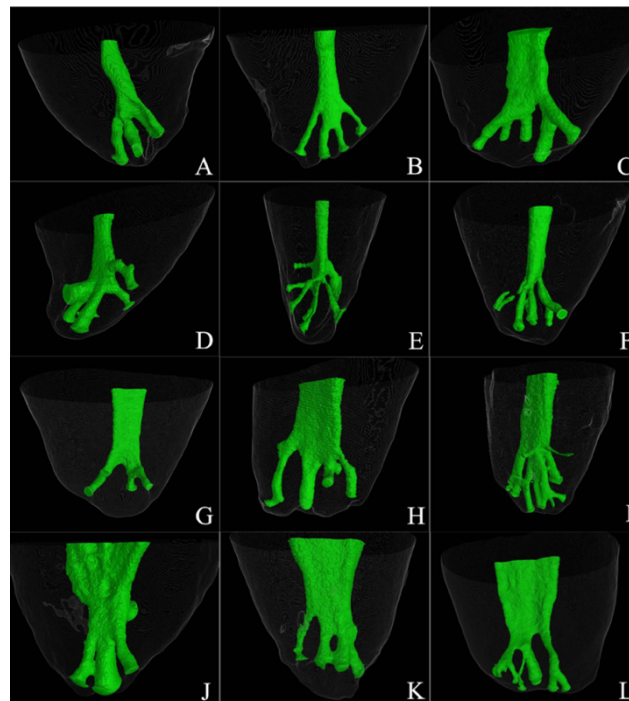


Figura 2. Representación de deltas apicales obtenidos con micro-CT (42) (A-F) Deltas de dientes anteriores. (G-I) Deltas de premolares. (J-L) Deltas de molares.

3.4. Irrigantes en endodoncia

La irrigación desempeña un papel esencial en el éxito del tratamiento endodóntico, ya que permite eliminar tejido necrótico, bacterias, toxinas y barrillo dentinario del sistema de conductos radiculares. Tal como señala Zehnder (2006), su función va más allá del arrastre mecánico: constituye una herramienta química indispensable para alcanzar zonas inaccesibles a los instrumentos, favoreciendo la

descontaminación integral del sistema (50). La combinación de una instrumentación eficaz con un protocolo de irrigación bien diseñado es, por tanto, clave para reducir la carga microbiana y optimizar los resultados clínicos.

Aunque actualmente no existe un irrigante ideal que reúna todas las características consideradas ideales, Zehnder (2006) establece que, para lograr una limpieza efectiva y biológicamente segura del sistema de conductos radiculares, un irrigante debería cumplir una serie de criterios fundamentales. Entre ellos, destacan una potente acción antimicrobiana, capaz de eliminar bacterias y hongos organizados en biopelículas, junto con la habilidad de disolver tejidos orgánicos y neutralizar endotoxinas bacterianas. Además, es deseable que mantenga actividad estable en presencia de fluidos biológicos, posea baja tensión superficial para mejorar la penetración, tenga efectos lubricantes para reducir la fricción instrumental, sea capaz de prevenir o eliminar el barrillo dentinario, y no interfiera negativamente en la reparación de los tejidos periapicales. Finalmente, es fundamental que sea biocompatible, no alergénico, fácil de utilizar y económicamente accesible. Según su mecanismo de acción predominante, estos irrigantes pueden clasificarse en antimicrobianos (aquellos que eliminan el tejido orgánico) o quelantes del calcio (los que eliminan el tejido inorgánico (50).

El hipoclorito de sodio (NaOCl) sigue siendo el irrigante de referencia en endodoncia debido a su doble capacidad: eliminar microorganismos y disolver tejido orgánico (51). Además, tiene capacidad para erradicar endotoxinas y biofilms bacterianos (52). Se le añade también la ventaja de ser económico y de fácil acceso, No obstante, su efectividad depende de diversos factores como la concentración, temperatura, volumen, tiempo de exposición y método de activación. Las concentraciones a las que se usa pueden variar entre 0.5% y 8.25% (53,54) y aunque a día de hoy no hay un consenso en cuanto a la concentración ideal (55), estudios como el de Clegg y *cols.* (52) evidencian que usar concentraciones menores al 3% puede tener complicaciones a la hora de remover el biofilm. Para mantener su actividad óptima durante el procedimiento, se recomienda renovar periódicamente la solución irrigante (54). Diversos estudios han demostrado que su rendimiento puede mejorar

notablemente mediante la optimización de estos parámetros (50). En este sentido, Liu y cols. mostraron que el NaOCl al 2%, calentado a 60 °C durante 10 minutos, consigue una eficacia comparable a la de soluciones más concentradas, lo que permite reducir la toxicidad sin comprometer su capacidad antimicrobiana (56). Sin embargo, estudios posteriores han demostrado que un irrigante caliente alcanza la temperatura corporal nada más introducirlo en el conducto radicular por lo que in vivo no tendría esta acción positiva (57).

Una revisión de la literatura de Boutsoukis y Arias-Moliz (2022) destaca que, a pesar de ser el irrigante más empleado, el NaOCl presenta limitaciones significativas en anatomías complejas. Factores como la formación de *vapor lock*, el caudal insuficiente, la velocidad de renovación o el volumen total irrigado influyen directamente en su eficacia. Los autores subrayan la necesidad de personalizar los protocolos y combinar tecnologías de activación, como la irrigación ultrasónica, aunque advierten que su impacto clínico a largo plazo todavía requiere evidencia robusta (55).

Adicionalmente, el uso de surfactantes como Chlor-Xtra ha demostrado mejorar la difusión del hipoclorito en áreas de difícil acceso, al reducir su tensión superficial y favorecer su contacto con la dentina (58).

A pesar de que el NaOCl es el irrigante más usado en endodoncia por su capacidad antimicrobiana y su eficacia en la disolución de tejido orgánico, presenta una serie de limitaciones que comprometen su acción. Entre sus principales inconvenientes se incluyen su citotoxicidad en caso de extrusión apical accidental (también llamado accidente por NaOCl) (59) y su incapacidad de eliminar la materia inorgánica del barrillo dentinario, lo que impide una limpieza completa del sistema de conductos y puede dificultar la penetración del sellador durante la obturación. Por ello, resulta necesario combinarlo con agentes quelantes capaces de eliminar los componentes inorgánicos. En este contexto, los quelantes se clasifican según su potencia: los fuertes, como el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) o el ácido cítrico, presentan una elevada capacidad de desmineralización; mientras que los débiles, como el ácido etidróico (HEDP), permiten una acción quelante más controlada y compatible con el hipoclorito de sodio cuando se emplean simultáneamente (50,51).

3.5. Métodos de dispensación del irrigante

Actualmente, se distinguen dos enfoques principales para la dispensación de irrigantes: la irrigación con presión positiva y la irrigación con presión negativa. Ambos métodos presentan ventajas y limitaciones en relación con la penetración del irrigante, la eliminación de detritos, la renovación del líquido dentro del conducto y el control del riesgo de extrusión. La elección de uno u otro debe estar guiada por las características anatómicas del caso, el protocolo clínico empleado y el objetivo terapéutico deseado.

3.5.1. Irrigación por presión positiva

La irrigación con jeringa mediante presión positiva continúa siendo, a pesar del desarrollo de sistemas más sofisticados, el método más utilizado para la entrega de soluciones irrigantes durante el tratamiento endodóntico (60). Esta técnica consiste en la introducción del irrigante desde una jeringa hacia el interior del conducto radicular a través de una aguja.

Esta técnica presenta varias ventajas que explican su amplia adopción. Su simplicidad de ejecución, el bajo coste del equipamiento requerido y la posibilidad de controlar de manera directa la cantidad de irrigante administrado favorecen su uso rutinario. Además, permite una irrigación eficaz en los tercios coronal y medio del conducto, zonas donde se logra una mayor eliminación de detritos (58). También se ha señalado que favorece una renovación constante del irrigante dentro del conducto, lo cual potencia su efecto antimicrobiano (59).

Uno de los factores más determinantes en la eficacia de esta modalidad de irrigación es el tipo de aguja utilizada, aunque también hay otros factores muy relevantes como la profundidad de inserción, la velocidad de irrigación y la complejidad anatómica del sistema de conductos.

Las agujas se diferencian principalmente por su diseño en el extremo apical y por la disposición de sus salidas. En términos generales, se pueden clasificar en dos grandes grupos: agujas de extremo abierto y agujas de extremo cerrado .

Las agujas de extremo abierto presentan una salida directa en su punta, lo que permite la expulsión del irrigante en forma de un flujo lineal dirigido hacia el ápice. Este grupo incluye tres variantes principales: aguja plana, biselada y fronto-lateral. Cada una presenta ligeras variaciones en la intensidad y dirección del flujo. La aguja plana proporciona el flujo más directo y simétrico, mientras que la biselada y la entallada presentan trayectorias ligeramente desviadas debido al diseño de su extremo (61).

Por su parte, las agujas de extremo cerrado están diseñadas con una o varias salidas laterales situadas a cierta distancia del extremo apical. Estas salidas permiten que el irrigante fluya de forma tangencial a las paredes del conducto. Entre estas se incluyen la aguja de salida lateral y la doble lateral. El diseño cerrado en el extremo pretende minimizar el riesgo de extrusión del irrigante hacia los tejidos periapicales y favorecer la formación de patrones de flujo más seguros, como vórtices de recirculación en la zona apical (62,63)

La elección del calibre de la aguja también influye de manera significativa en la eficiencia del flujo. En la actualidad, se recomiendan agujas de calibre fino, como las de 28G, 30G e incluso 31G, ya que permiten una inserción más profunda en el conducto, llegando incluso a 1-2 mm del límite apical, lo que se supone mejora la entrada del irrigante sin comprometer la seguridad. Las agujas de mayor diámetro, como las de 21G o 25G, se empleaban con mayor frecuencia en el pasado, pero presentan limitaciones importantes de penetración, especialmente en conductos curvos o estrechos, aunque tienen ventajas para la irrigación de dientes inmaduros.

Es importante señalar que todas las agujas generan un patrón de flujo específico en función de su geometría. Las agujas abiertas tienden a generar flujos más intensos dirigidos hacia el ápice, lo que puede favorecer la penetración del irrigante, pero también conlleva un mayor riesgo de extrusión. En cambio, las agujas cerradas tienden a generar flujos más suaves y redirigidos hacia la zona coronal, favoreciendo la seguridad clínica, pero con una capacidad de renovación del irrigante apical más limitada (61,63)

Finalmente, conviene destacar que el flujo generado por presión positiva depende también de la velocidad de dispensación del irrigante, del diámetro interno de

la aguja, de la preparación del conducto (diámetro y conicidad), y de la posición de la aguja respecto al límite de trabajo. La optimización de estos parámetros es esencial para maximizar tanto el efecto químico como el mecánico del irrigante, sin comprometer la seguridad del paciente.

3.5.2. Irrigación por presión negativa

La irrigación por presión negativa representa una evolución técnica frente a los sistemas de irrigación por presión positiva, especialmente en lo que respecta al control del flujo apical y la prevención de extrusión del irrigante. Su fundamento radica en generar un gradiente de presión dentro del conducto radicular que, en lugar de forzar el irrigante hacia el ápice, permite su aspiración activa desde la cámara pulpar hacia el extremo del conducto, garantizando así una limpieza efectiva sin riesgo de sobrepresión (64).

Los primeros antecedentes experimentales fueron descritos por Fukumoto *y cols.* (2006), quienes desarrollaron una técnica de aspiración intraconducto combinada con irrigación coronaria (65). En su estudio *ex vivo*, lograron eliminar eficazmente el barrillo dentinario apical sin extrusión de irrigante, estableciendo así las bases conceptuales para el desarrollo de sistemas clínicos más sofisticados. Uno de estos fue el sistema EndoVac (endodontic vacuum), creado por Schoeffel en 2008. Está compuesto por una macrocánula para irrigación del tercio coronal y medio, y una microcánula de acero inoxidable con múltiples orificios laterales que permite alcanzar la longitud de trabajo sin crear presión positiva (66).

Diversos estudios han demostrado la eficacia de EndoVac para evitar la extrusión apical del irrigante incluso bajo condiciones simuladas de foramen abierto, en contraste con sistemas de presión positiva y activación ultrasónica que sí produjeron volúmenes significativos de extrusión (64,67). En este último, realizado con modelos que simulaban ápices inmaduros, el sistema iNP (Intracanal Negative Pressure) mostró un comportamiento aún más seguro que EndoVac, con significativamente menor número

de casos con extrusión del irrigante. Ambos sistemas demostraron, además, un rendimiento comparable en cuanto a remoción del barrillo dentinario (67).

Desde el punto de vista de la penetración apical del irrigante, Adorno y cols. (2016) compararon la eficacia de EndoVac, iNP y jeringa convencional utilizando un modelo con canales laterales simulados (67). Encontraron que tanto EndoVac como iNP alcanzaban consistentemente la longitud de trabajo, con una penetración del irrigante significativamente mayor que la jeringa colocada a 2 mm del ápice. Sin embargo, el iNP logró recoger mayor volumen de irrigante en la región apical que el EndoVac, lo cual se atribuyó al diseño abierto de su punta.

En cuanto a la limpieza de estructuras anatómicas complejas, como istmos y conductos accesorios, los resultados han sido mixtos. Según Konstantinidi y cols. (2017), la evidencia científica actual indica que la presión negativa puede mejorar la eliminación de restos pulpares en el tercio apical, pero no muestra una superioridad concluyente frente a la jeringa en la eliminación de detritos duros o en la reducción bacteriana en conductos simples (68). Aunque dicha revisión destaca la variedad metodológica y la falta de ensayos clínicos controlados, señala que en anatomías con istmos, ramificaciones o conductos irregulares, la presión negativa puede ofrecer una limpieza mejor, especialmente cuando se combina con técnicas de activación ultrasónica (69).

Este efecto, junto con la aspiración continua y dirigida, hace que la presión negativa resulte perfecta para casos de ápices abiertos, tratamientos regenerativos y dientes con reabsorciones, donde la extrusión del irrigante representa un mayor riesgo (70).

No obstante, su eficacia depende de una adecuada preparación del sistema de conductos, con calibres mínimos de ISO 35/.04 para permitir el paso libre de la microcánula. Además, su uso en clínica debe llevar consigo una curva de aprendizaje y la disponibilidad del equipamiento apropiado. Además, se ha demostrado que la aspiración puede verse limitada si los orificios de la microcánula se obstruyen por detritos, o si se posiciona excéntricamente dentro del conducto (67).

Por tanto, la presión negativa no debe considerarse una técnica necesariamente mejor, pero sí como una alternativa muy eficaz y segura cuando el contexto clínico exige un mayor control del flujo apical. La revisión sistemática de Konstantinidi y cols. (2017) (68) concluye que, si bien la calidad metodológica de los estudios disponibles es variable, existe suficiente respaldo para recomendar esta modalidad en casos seleccionados donde la extrusión debe evitarse y la irrigación profunda es crítica. A pesar de estas limitaciones, la evidencia disponible sitúa a la presión negativa como una de las técnicas más seguras y eficaces para la irrigación apical. Su integración en protocolos clínicos contemporáneos, especialmente cuando se combina con activación del irrigante, representa una estrategia altamente recomendable para optimizar la desinfección del sistema de conductos sin comprometer la integridad de los tejidos periapicales (71).

3.5.3. Problemas de los métodos de dispensación: extrusión de NaOCl y Vapor Lock

- *Extrusión de NaOCl*

Una de las principales complicaciones asociadas a la irrigación con presión positiva es la extrusión apical del irrigante, especialmente del NaOCl. Este fenómeno, aunque poco frecuente, está ampliamente documentado en la literatura como uno de los eventos adversos más severos en endodoncia, debido a la naturaleza citotóxica del NaOCl y su capacidad de disolver tejidos orgánicos (59,72). Cuando la solución irrigante atraviesa el foramen apical y alcanza los tejidos periapicales, puede desencadenar una respuesta inflamatoria intensa, con manifestaciones clínicas que incluyen dolor agudo, edema, hemorragia, necrosis tisular e incluso, en casos graves, compromiso neurológico o vascular (73,74).

El estudio multicéntrico de Guivarc'h y cols. (2017) (72), basado en 52 casos clínicos, reveló que la mayoría de los accidentes por extrusión de hipoclorito ocurrieron en dientes maxilares y en pacientes de sexo femenino, probablemente debido a diferencias anatómicas como menor densidad ósea o cortical vestibular delgada. Además, se registraron complicaciones poco comunes, como afectación ocular, celulitis

necrosante, parestesias prolongadas y necrosis de mucosa o tejidos blandos, algunas de ellas con secuelas permanentes.

Complementando esta evidencia, Özdemir y cols. (2022) analizaron 1123 tratamientos endodónticos, reportando una tasa de extrusión del 0,89%, de los cuales solo el 0,18% desarrolló sintomatología clínica (75). A pesar de utilizar NaOCl al 2.5% y una aguja abierta, no se observaron necrosis ni secuelas, lo cual se atribuye a la aplicación inmediata de aspiración negativa, estrategia que evitó la difusión del irrigante a los tejidos profundos. Este estudio también identificó como factor de riesgo significativo el número de visitas, siendo cinco veces más frecuente la extrusión en tratamientos multisesión.

La literatura recoge, además, situaciones clínicas excepcionales como la descrita por Motta y cols. (73), en la que una paciente recibió una inyección accidental de NaOCl en la mucosa oral, generando necrosis extensa, ptosis labial y parestesia persistente durante más de tres años. Casos como el de Behrents y cols. (2012) (76) evidencian mediante CBCT la extravasación del hipoclorito hacia tejidos blandos del espacio bucal, con la aparición de burbujas de aire y áreas de baja densidad en el espesor mucoso, confirmando que la agresividad del irrigante está directamente relacionada con la concentración y el acceso a tejidos no dentinarios.

Para prevenir este tipo de accidentes, se han establecido recomendaciones clínicas ampliamente aceptadas: utilizar agujas de punta cerrada con salida lateral, evitar su introducción más allá de 2–3 mm de la longitud de trabajo, mantener el irrigante en movimiento sin aplicar presión excesiva, y, en situaciones de riesgo anatómico, optar por sistemas de irrigación con presión negativa, los cuales han demostrado una reducción significativa en la posibilidad de extrusión (59,72).

La extrusión del irrigante no ocurre de forma aleatoria, sino como consecuencia de una serie de condiciones clínicas que aumentan significativamente su probabilidad. Desde un punto de vista anatómico, los dientes maxilares presentan una mayor incidencia de extrusión, atribuida a la delgadez de la cortical vestibular y menor densidad ósea, que favorecen la difusión del irrigante hacia los tejidos blandos (60,61).

Este riesgo se incrementa en situaciones como ápices inmaduros, forámenes apicales amplios o reabsorciones periapicales, donde la barrera anatómica natural se encuentra comprometida.

A nivel biológico, la presencia de necrosis pulpar asociada a lesiones periapicales reduce la resistencia de los tejidos periapicales, facilitando la migración del irrigante a espacios profundos. En cuanto a los factores técnicos, la utilización de agujas de salida frontal, la inserción excesiva sin permitir retorno del líquido, así como la aplicación de presiones elevadas, han sido identificados como elementos críticos que favorecen el accidente (60,61).

De todo esto se desprende la importancia de una ejecución rigurosa y de una adecuada selección del dispositivo y del volumen irrigado. La extrusión apical de NaOCl no sólo compromete la integridad de los tejidos periapicales, sino que puede afectar gravemente el pronóstico del tratamiento y la seguridad del paciente. La comprensión de los factores predisponentes, junto con una aplicación controlada y basada en la evidencia, resulta indispensable para minimizar el riesgo y garantizar un abordaje endodóntico seguro y predecible.

- *Vapor lock:*

El fenómeno denominado *vapor lock* hace referencia a la formación de una burbuja de aire o gas atrapada en el tercio apical del conducto radicular durante la irrigación endodóntica (77). Esta burbuja actúa como una barrera física que impide el paso del irrigante hacia las zonas más profundas del conducto, comprometiendo la limpieza química en el área apical. Se trata de una condición característica de los sistemas de conductos cerrados, en los cuales el ápice radicular no permite la libre evacuación del aire desplazado por el irrigante. Dicha situación reproduce lo que ocurre *in vivo*, ya que el conducto radicular se encuentra delimitado por el ligamento periodontal y el hueso alveolar, funcionando como un entorno cerrado durante el tratamiento (77).

La formación del *vapor lock* puede deberse a dos mecanismos principales. El primero, de tipo mecánico, ocurre cuando el irrigante avanza en un conducto previamente seco, empujando el aire hacia el ápice sin generar la turbulencia necesaria para su desplazamiento. El segundo, de carácter químico, tiene lugar por la generación de gases como CO₂ y amoníaco durante la interacción del NaOCl con tejidos orgánicos presentes en el conducto. Ambas situaciones conducen a la formación de una burbuja estable que puede permanecer en el tercio apical incluso tras la activación del irrigante, representando una limitación clínica considerable (77).

En un estudio *in vivo* en 2012, Vera y cols. demostraron que la presencia de burbujas de gas dentro del conducto es un hallazgo común, no sólo en el tercio apical, sino también en regiones más coronales (78). En conductos de mayor diámetro, se ha observado que el mantenimiento de la permeabilidad apical disminuye significativamente la formación de *vapor lock*, probablemente por facilitar la evacuación del aire atrapado durante la irrigación.

El *vapor lock* representa una barrera física significativa para la acción del irrigante, en especial en el tercio apical y en conductos con anatomía compleja. La presencia de esta burbuja de gas impide que el irrigante alcance zonas profundas del sistema de conductos, limitando su capacidad para disolver tejido orgánico, eliminar detritos y penetrar en anatomías más complejas.

Estudios experimentales han evidenciado que el *vapor lock* genera zonas de estancamiento donde la renovación del irrigante es mínima, lo que reduce su actividad antimicrobiana. Estas condiciones favorecen la persistencia bacteriana, dificultan la eliminación de biopelículas resistentes y pueden asociarse a tasas reducidas de éxito clínico, especialmente en dientes con anatomía radicular compleja (68,79).

En el año 2009, Gu y cols. destacaron que la irrigación con jeringa convencional es poco eficaz en zonas no instrumentadas, como istmos y extensiones laterales, especialmente cuando la penetración del irrigante se ve comprometida por la morfología del conducto y por la presencia de aire atrapado en sistemas cerrados (8).

Diversas estrategias clínicas han sido propuestas para evitar o eliminar el *vapor lock* apical durante la irrigación de los conductos radiculares. Aunque la irrigación convencional con presión positiva continúa siendo la técnica más empleada en la práctica clínica, presenta limitaciones importantes para eliminar eficazmente el gas atrapado, particularmente en conductos estrechos o con anatomía compleja (77,80).

El incremento en la velocidad del flujo del irrigante ($\geq 0,26$ mL/s), el uso de agujas abiertas y su posicionamiento breve cerca de la longitud de trabajo, son medidas que han demostrado ser eficaces en la prevención y resolución del *vapor lock*. Sin embargo, estas acciones deben realizarse con precaución debido al potencial riesgo de extrusión apical (78,79).

Además, se recomienda el uso de agujas con salida lateral ubicadas a 1–2 mm de la longitud de trabajo, mantener constante la permeabilidad apical y realizar una instrumentación adecuada del tercio apical para optimizar la penetración del irrigante. Estas medidas deben aplicarse cuidadosamente por el riesgo antes mencionado (78,81).

Se ha sugerido también que el calentamiento del NaOCl podría mejorar su difusión en áreas estrechas al reducir su tensión superficial, aunque se requieren más estudios clínicos antes de recomendar ampliamente esta técnica (77)

Por otro lado, la orientación del diente y la influencia de la gravedad son aspectos frecuentemente ignorados en estudios experimentales. Una posición extrema del ápice orientado hacia arriba incrementa considerablemente la dificultad para eliminar el *vapor lock* debido a la flotabilidad del gas atrapado, aunque en situaciones clínicas habituales, con el paciente en posición horizontal, este desafío puede ser menos significativo (79).

3.6. Sistemas para optimizar el rendimiento de los irrigantes

Dada la capacidad limitada de la irrigación con jeringa y aguja para distribuir de manera homogénea la solución dentro del sistema de conductos, se han propuesto distintas estrategias de activación del irrigante y el uso de surfactantes

destinados a disminuir la tensión superficial del NaOCl. Aunque no es propósito de esta tesis doctoral, a continuación, se incluye un resumen de las opciones más habituales:

- **Activación manual dinámica**

La activación manual dinámica, diseñada por Machtou en 1980 (82), consiste en introducir un cono de gutapercha adaptado al conducto y moverlo repetidamente en sentido apico-coronal. Huang y cols. demostraron que mejora significativamente la remoción de detritos y la penetración del irrigante en el tercio apical siendo más eficaz si se emplea gutapercha con la misma conicidad que la lima maestra (83). Es una técnica económica y más segura que no necesita (84), aunque su eficacia es inferior a los sistemas sónicos o ultrasónicos (85).

- **Activación sónica del irrigante**

La activación sónica, introducida por Tronstad en 1985, emplea oscilaciones de baja frecuencia (1-6 kHz) que generan microcorrientes acústicas capaces de renovar el irrigante sin provocar cavitación. Se adapta bien a conductos curvos y complejos (46,86).

Los sistemas más utilizados son el EndoActivator (EA) y las puntas EDDY (PE). El EA combina una pieza de mano eléctrica con puntas de polímero intercambiables que oscilan a 160–190 Hz (87). Las PE, fabricadas con poliamida y accionadas neumáticamente, alcanzan los 6 kHz (87).

En un estudio de Plotino y cols. En 2023, se observó que la activación sónica presentaba menos eficacia que la ultrasónica en la limpieza de istmos artificiales conectados a conductos curvos lo que sugiere ciertas limitaciones en este tipo de anatomías(88).

Por ello, la activación sónica resulta útil si la morfología del conducto dificulta la inserción de puntas más rígidas. Además, se ha demostrado recientemente que en el caso de emplear conicidades del 4% durante la instrumentación, penetra más el irrigante en el conducto si se usa activación sónica en vez de ultrasónica (89).

- **Activación ultrasónica del irrigante**

La activación pasiva ultrasónica (Passive Ultrasonic Irrigation, PUI) es actualmente la técnica con mayor respaldo científico (90–99) para optimizar la desinfección del sistema de conductos. Utiliza una lima ISO 15 o 20 que oscila entre 25 y 40 kHz, generando un microstreaming acústico y, en ocasiones, cavitación transitoria, fenómenos que multiplican el transporte, la penetración y la eficacia antimicrobiana de la solución (100,101). Desde su introducción en 1957 (102), muchos estudios han demostrado su superioridad respecto otras técnicas(2,46,58,91,95,98,103) como el de Lee y cols. (2004) que mostró una eliminación del 88% de los detritos en irregularidades simuladas, frente al 25% logrado mediante irrigación convencional con jeringa (2). Más adelante, estudios como el de Jiang y cols. en 2009, mantenían esta tendencia, pues comprobaron que la irrigación ultrasónica continua (CUI) dejó el 89% de los conductos libres de residuos, mientras que la activación sónica apenas alcanzó el 6% (87).

Una revisión sistemática de Caputa y cols. (2019) concluyó que la PUI logra una limpieza más constante, especialmente en el tercio apical y zonas anatómicas complejas. No obstante, la evidencia sobre la reducción bacteriana no fue tan evidente, atribuida a la falta de estandarización de variables como profundidad de inserción, diseño de punta, potencia y caudal, así como a la pérdida de eficacia por contacto con la dentina. El metaanálisis subraya la necesidad de una ejecución técnica rigurosa, ya que solo tres de los 48 estudios revisados usaron condiciones de irrigación idénticas (95)

- **Activación por láser**

La activación del irrigante con láser se introdujo en los años 2000. Sin embargo, los resultados en limpieza y desinfección eran limitados, y hacia 2007–2010 surgió un enfoque más eficaz: la activación indirecta del irrigante mediante cavitación inducida por láseres de erbio (Er:YAG y Er,Cr:YSGG). En 2012, la técnica **PIPS** (Photon-Induced Photoacoustic Streaming) permitió la activación del irrigante desde la cámara pulpar, sin necesidad de insertar la fibra en el conducto (104).

Este método utiliza pulsos muy breves que generan burbujas de vapor alrededor de la punta del láser. Al implosionar, estas burbujas producen fenómenos físicos como cavitación, microcorrientes, ondas de choque y turbulencias que desplazan el irrigante a velocidades de hasta 4 m/s. Esta agitación intensa promueve una limpieza profunda, tridimensional y efectiva incluso en zonas inaccesibles como istmos, ramificaciones o deltas apicales. Además, la activación con láser ha demostrado mayor eficacia antimicrobiana frente a biopelículas resistentes, superando a la irrigación convencional y al ultrasonido en diversos estudios in vitro (104).

El estudio de Galler *et al.* evidenció que PIPS alcanzó mayores profundidades de penetración, siendo especialmente eficaz en el tercio apical. Estos hallazgos respaldan el uso clínico de sistemas de activación como parte integral del protocolo de irrigación, particularmente en anatomías complejas (96).

- **Surfactantes**

La eficacia clínica de un irrigante depende tanto de su composición química como de sus propiedades físicas, entre las cuales destaca la tensión superficial. Este parámetro influye en la capacidad del irrigante para penetrar zonas complejas como istmos o conductos accesorios (50,105).

El NaOCl, a pesar de ser el irrigante más empleado, presenta una tensión superficial elevada, con valores que oscilan entre 48.9 y 79.1 dyn/cm, en función del pH, concentración y método de medición (106), lo que puede limitar su difusión. Por ello, se ha propuesto el uso de surfactantes para reducirla y mejorar su eficacia clínica. Estas moléculas anfipáticas actúan como detergentes o humectantes, favoreciendo la penetración del irrigante en anatomías de difícil acceso (107).

La literatura científica describe varios surfactantes específicos empleados para potenciar la eficacia del NaOCl como irrigante: cetrimida (108), Fluorad 99 (109) y cloruro de benzalconio (110). Estos agentes disminuyen de forma marcada la tensión superficial del irrigante, lo que mejora su capacidad de penetrar en zonas anatómicas complejas. Bukiet *et al.* observaron que el cloruro de benzalconio al 0,008% reduce la tensión superficial en un 53,4%, mantiene la estabilidad química y no incrementa la

citotoxicidad del NaOCl, aunque el efecto antimicrobiano no aumentó de forma significativa (110).

La adición de surfactantes al NaOCl mejora su eficacia al reducir la tensión superficial, facilitando la penetración en zonas anatómicamente complejas y favoreciendo su acción antimicrobiana y disolutiva. No obstante, estas modificaciones deben evaluarse cuidadosamente en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química e interacciones con otros irrigantes o técnicas de activación. El desarrollo continuo de nuevas formulaciones es clave para optimizar la eficacia clínica sin comprometer la seguridad del tratamiento.

3.7. Simulación computacional mediante el método de elementos finitos (MEF)

El método de los elementos finitos (MEF) es una técnica numérica ampliamente utilizada para aproximar soluciones a ecuaciones diferenciales parciales complejas, empleada especialmente para resolver problemas difíciles en diversas áreas de la ingeniería, física y medicina. La esencia de este método radica en subdividir un dominio continuo en pequeñas unidades discretas denominadas elementos, conectadas mediante nodos donde se definen variables físicas fundamentales, tales como desplazamientos, tensiones, presiones, velocidades o temperaturas (111).

Aunque el concepto básico de discretización espacial se remonta a cálculos geométricos realizados por Arquímedes, no fue hasta mediados del siglo XX cuando el MEF adquirió su formulación matemática moderna, impulsada significativamente por Turner y *cols.* (1956) en el análisis estructural aeronáutico (112). Este desarrollo permitió abordar eficazmente problemas que antes eran imposibles de resolver con métodos analíticos, ofreciendo soluciones numéricas aproximadas, altamente precisas y económicamente viables. Esto redujo drásticamente la necesidad de fabricar múltiples prototipos físicos, disminuyendo considerablemente los costos y tiempos involucrados en los ensayos experimentales.

El uso del MEF requiere un profundo conocimiento del material o estructura objeto de estudio, así como de los principios fundamentales del propio método. La

precisión y validez de sus resultados dependen críticamente de la calidad del mallado y del rigor en la formulación numérica empleada. Gracias a la evolución tecnológica y al desarrollo computacional reciente, actualmente existe una gran cantidad de software especializado en cálculos con elementos finitos, incrementando significativamente las capacidades analíticas del método.

El MEF ha demostrado ser una poderosa herramienta de simulación numérica ampliamente utilizada en medicina para analizar fenómenos biomecánicos complejos. Este método permite evaluar con precisión la distribución de tensiones mecánicas en estructuras biológicas, ofreciendo una capacidad predictiva valiosa que contribuye a optimizar procedimientos clínicos y mejorar la seguridad de los pacientes.

En medicina, particularmente en cardiología, se ha empleado el MEF para estudiar la integridad estructural de *stents* durante la implantación percutánea de válvulas pulmonares, destacando por su capacidad para prever comportamientos estructurales críticos y facilitando una mejor planificación clínica (113). De manera similar, en traumatología, el método se ha aplicado para evaluar la distribución del estrés mecánico en fracturas estabilizadas mediante placas y tornillos. De manera similar, en traumatología, el método se ha aplicado para evaluar la distribución del estrés mecánico en fracturas estabilizadas mediante placas y tornillos, demostrando que estos análisis mejoran significativamente el diseño quirúrgico y aseguran la estabilidad postoperatoria de las estructuras óseas tratadas, facilitando una recuperación más efectiva del paciente (98).

En el ámbito odontológico, el método de elementos finitos ha ganado gran importancia debido a su precisión y versatilidad para modelar estructuras anatómicas complejas y simular su comportamiento mecánico bajo diversas condiciones de carga. Uno de los primeros estudios en odontología que destacó la utilidad del MEF fue realizado en el año 1995 por Ricks-Williamson y *cols.* (25). En este estudio, se evaluó mediante MEF la distribución de cargas en incisivos centrales superiores con tratamiento de conductos, endodónticamente, identificando las áreas específicas más propensas a fracturarse, aportando información para prevenir complicaciones en procedimientos clínicos.

Posteriormente, otros estudios evaluaron mediante elementos finitos la distribución del estrés en raíces dentales, identificando factores críticos como la forma del conducto radicular y la morfología externa de la raíz, correlacionados directamente con el riesgo de fracturas radiculares verticales, y aportando información clave para la prevención de complicaciones durante tratamientos endodónticos (100).

El empleo del MEF para estudiar la distribución del estrés mecánico de instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi), fue un avance significativo en endodoncia que permitió entender mejor el comportamiento de estos instrumentos durante la preparación de conductos curvos, evidenciando que los instrumentos con secciones triangulares distribuyen más uniformemente el estrés, reduciendo así el riesgo de fractura (114). Estos análisis numéricos proporcionan datos esenciales para minimizar el riesgo de fractura de los instrumentos rotatorios y optimizar la eficacia clínica.

Más recientemente, Kim *y cols.* en 2020, analizaron los patrones de concentración de estrés mediante MEF generados en diferentes diseños de preparaciones apicales a retro en microcirugía endodóntica, particularmente en las raíces mesiales de molares mandibulares, permitiendo identificar configuraciones específicas que minimizan el riesgo de fractura radicular postoperatoria, mostrando su potencial para optimizar tratamientos avanzados (115), destacando así el potencial del MEF no sólo para optimizar tratamientos convencionales, sino también para mejorar resultados en procedimientos quirúrgicos avanzados.

En conclusión, desde sus primeras aplicaciones en odontología hasta los estudios más recientes, el método de elementos finitos continúa evolucionando y demostrando su utilidad en contextos clínicos cada vez más complejos. Esta metodología proporciona datos esenciales que contribuyen significativamente a mejorar la seguridad y predictibilidad de los tratamientos, tanto en el ámbito médico como en el odontológico.

3.7.1. Dinámica computacional de fluidos (CFD)

La dinámica computacional de fluidos (CFD, por sus siglas en inglés) es una rama especializada del MEF que permite simular con precisión numérica el comportamiento dinámico de los fluidos en movimiento y sus interacciones con estructuras sólidas. Originalmente utilizada en campos como la ingeniería aeronáutica y la automoción, la

complejidad matemática inherente limitó durante mucho tiempo su expansión a otras disciplinas, incluidas las médicas. Sin embargo, gracias a los avances recientes en capacidad computacional y algoritmos numéricos, la CFD ha sido aplicada eficazmente a diversas áreas clínicas, permitiendo un estudio detallado y dinámico difícilmente alcanzable mediante métodos experimentales tradicionales.

En medicina, la CFD ha revolucionado la manera en que se analizan fenómenos complejos relacionados con la circulación sanguínea, la respiración y la hemodinámica. Por ejemplo, su empleo ha permitido el estudio detallado del flujo sanguíneo en arterias coronarias mediante el análisis del comportamiento de *stents* implantados, así como la dinámica en el sistema cardiovascular (113,116,117). Recientemente, se ha aplicado CFD en combinación con inteligencia artificial para analizar características del flujo aéreo relacionadas con la morfología de la vía aérea superior, mejorando significativamente la detección automatizada del síndrome de apnea obstructiva del sueño (118). Asimismo, se ha empleado esta metodología para evaluar la precisión en la modelización cerebrovascular mediante validaciones experimentales de alta resolución, facilitando la predicción precisa de patrones dinámicos complejos del flujo sanguíneo en arterias intracraneales, lo que ha mejorado notablemente la comprensión de procesos fisiopatológicos críticos como el accidente cerebrovascular (119).

Particularmente en odontología, y específicamente en el ámbito de la endodoncia, la aplicación del CFD ha significado un notable avance en la comprensión del proceso de irrigación. Antes de la implementación de esta tecnología, el análisis del comportamiento de los fluidos en el sistema de conductos radiculares dependía de técnicas experimentales como la evaluación macroscópica mediante agujas convencionales, el uso de soluciones de contraste radiográfico y la irrigación mediante técnicas alternantes de peróxido de hidrógeno y soluciones salinas o hipoclorito sódico. Aunque estos métodos brindaban información sobre la penetración del irrigante, sus resultados eran limitados y frecuentemente inconsistentes debido a la dificultad en la estandarización de los procedimientos (120–122). Investigaciones posteriores buscaron superar estas limitaciones con técnicas más novedosas como la bioluminiscencia en tiempo real, proporcionando resultados más detallados, aunque aún condicionados por problemas en la estandarización de muestras y control de variables (123).

Antes del empleo generalizado de CFD en endodoncia, se utilizó un análisis dinámico basado en imágenes térmicas para estudiar la distribución del irrigante dentro del conducto radicular. Esta técnica permitió identificar cómo factores como el calibre y la profundidad de inserción de la aguja de irrigación influían en la eficacia con la que el irrigante alcanzaba las áreas apicales del conducto. Los resultados destacaron la dificultad de lograr una irrigación efectiva cuando la aguja se posicionaba lejos del ápice o en conductos demasiado estrechos, subrayando la necesidad de técnicas más avanzadas para mejorar estos resultados (124).

En este contexto, la introducción del uso de CFD en endodoncia, introducida por primera vez por Boutsoukis y cols. (2009), marcó un punto de inflexión. En este estudio, se aplicó por primera vez modelos numéricos tridimensionales mediante CFD para evaluar cómo emplear diferentes velocidades de irrigación afectaba al flujo del irrigante dentro de un conducto simulado con una geometría cónica artificial. Sus resultados mostraron que la renovación efectiva del irrigante se limitaba a 1-1.5 mm más allá de la punta de la aguja, subrayando la importancia crítica de la posición y diseño de la aguja para garantizar un adecuado intercambio de irrigante. Este estudio también reveló que mayores velocidades de flujo generaban un flujo turbulento cerca de la salida de la aguja, lo que mejoraba la eficiencia en la renovación del irrigante en áreas específicas (125).

Ese mismo año, Gao y cols. (126) contribuyeron notablemente validando modelos turbulentos SST (Shear Stress Transport), que combinan las ventajas del modelo k- ϵ en la zona alejada de las paredes, con la precisión del modelo k- ω en las zonas cercanas a las paredes, permitiendo así un tratamiento más exacto y eficiente de los flujos turbulentos complejos, que resultaron especialmente efectivos para capturar con precisión fenómenos transicionales y turbulentos en las cercanías de la punta de la aguja, donde ocurren complejas interacciones dinámicas. Su investigación confirmó que la dinámica del flujo irrigante puede alternar entre estados laminares y turbulentos, dependiendo de factores como la velocidad de irrigación y la geometría interna del conducto.

Asimismo, se ha demostrado que pequeñas modificaciones en la orientación de las agujas influyen considerablemente en el patrón del flujo irrigante, la distribución de

velocidades y la tensión cortante sobre las paredes del conducto, así como en la capacidad de penetración del irrigante en áreas críticas como istmos y conductos laterales, especialmente en conductos anatómicamente complejos con morfología en forma de “C”. Este estudio empleó por primera vez una anatomía real (obtenida con micro-CT) en los estudios de CFD y subrayó la utilidad de este método para evaluar en tiempo real el reemplazo efectivo del irrigante, especialmente en anatomías complejas, contribuyendo a una mejor comprensión del proceso dinámico de la irrigación (127).

Una aportación reciente de gran relevancia metodológica es la de Rito Pereira y cols. en 2022, quienes llevaron a cabo una validación experimental rigurosa de un modelo CFD mediante micro-PIV (velocimetría por imágenes de micropartículas) (128). En este trabajo se diseñaron conductos confluyentes en forma de Y que replican configuraciones anatómicas reales, y se compararon los mapas vectoriales y perfiles de velocidad obtenidos con micro-PIV con los predichos por CFD bajo modelos laminares y turbulentos (SST). Los resultados mostraron una coincidencia entre simulación y experimento, confirmando que el modelo CFD es capaz de reproducir fielmente la dinámica del irrigante incluso en entornos de alta complejidad geométrica. Esta validación refuerza no solo la fiabilidad de la simulación numérica en endodoncia, sino también su aplicabilidad clínica para estudiar zonas donde el acceso experimental directo resulta limitado o inviable.

La incorporación del CFD ha permitido así un abordaje más detallado del estudio del irrigante, proporcionando datos clave para la optimización clínica y mejorando significativamente la seguridad y predictibilidad de los tratamientos endodónticos.

3.7.2. Flujos bifásicos

Los flujos bifásicos son aquellos en los cuales dos fases distintas coexisten simultáneamente dentro del mismo sistema, una fase líquida y una gaseosa. Estos flujos poseen características físicas y dinámicas complejas debido a las interacciones entre las fases involucradas, mediadas por fuerzas interfaciales específicas, condiciones geométricas del sistema y parámetros físicos propios de cada fase como la densidad, viscosidad y tensión superficial (129,130).

El modelo *Volume of Fluid* (VOF), introducido por Hirt y Nichols en 1981 (29), se ha consolidado como una de las metodologías más robustas y ampliamente aceptadas

para la simulación de flujos multifásicos con alta fidelidad. Su principal fortaleza radica en la capacidad de representar con precisión la evolución de la interfaz aire-líquido mediante la resolución de un único conjunto de ecuaciones de Navier–Stokes, complementado por una ecuación de transporte de la fracción volumétrica. Esta fracción, con valores comprendidos entre 0 y 1, permite identificar en cada celda del dominio computacional si está ocupada por una sola fase o si contiene la interfaz entre fluidos que no se mezclan entre sí (130).

La precisión de este método se refuerza con el uso de esquemas de reconstrucción geométrica de alta resolución, como el *Geo-Reconstruct*, que permiten definir con gran fidelidad la curvatura de la interfaz. Esta capacidad resulta fundamental para representar adecuadamente los efectos de la tensión superficial, modelada mediante el enfoque *Continuum Surface Force* (CSF) propuesto por Brackbill, y es clave para simular fenómenos dinámicos como la deformación, estabilización o ascenso de burbujas dentro de líquidos. En aplicaciones clínicas específicas, como el análisis de la irrigación endodóntica mediante CFD, estas propiedades son esenciales para capturar con detalle la interacción entre fases y evaluar con rigor el comportamiento del sistema irrigante (79). Por su solidez conceptual y versatilidad numérica, el modelo VOF constituye hoy una herramienta indispensable en el estudio computacional de sistemas bifásicos complejos, especialmente cuando el seguimiento preciso de la interfaz resulta determinante.

Dentro de estos flujos bifásicos, diversas fuerzas interfaciales juegan un papel determinante en la dinámica del sistema. Entre ellas destacan:

- Fuerzas de arrastre (*drag forces*): se generan debido a diferencias de velocidad entre la fase líquida y gaseosa, determinando el movimiento relativo entre fases.
- Fuerzas de sustentación lateral (*lift forces*): causan desplazamientos laterales de las burbujas debido a gradientes de velocidad en la fase continua.
- Fuerzas de lubricación de pared (*wall lubrication forces*): aparecen cuando las burbujas se aproximan a superficies sólidas, reduciendo la fricción y facilitando el movimiento a lo largo de las paredes.

- Fuerzas de tensión superficial: derivan de la curvatura de la interfaz líquido-gas y regulan la formación, estabilidad y ruptura de las burbujas.
- Fuerzas de dispersión turbulenta: contribuyen a una distribución homogénea de las burbujas en regímenes turbulentos, previniendo acumulaciones localizadas (130,131).

Para lograr simulaciones precisas y representativas, es esencial definir correctamente las propiedades físicas de las fases involucradas, implementar rigurosamente las condiciones de contorno y utilizar un mallado suficientemente refinado, especialmente cerca de la interfaz donde la dinámica es más compleja (130,132).

En el ámbito clínico de la endodoncia, estos flujos adquieren especial relevancia debido al fenómeno conocido como "vapor lock". La simulación numérica mediante CFD y el método VOF permite analizar con detalle cómo diferentes configuraciones clínicas y parámetros de irrigación (velocidad del irrigante, tipo de aguja, dirección del flujo, tensión cortante), así como la orientación del conducto radicular, influyen en la dinámica del flujo bifásico y en la persistencia del vapor lock. En 2013, el estudio realizado por Boutsoukis y cols. es especialmente significativo, ya que emplea tanto técnicas experimentales como simulaciones mediante CFD para evaluar la formación y remoción del *vapor lock* durante la irrigación endodóntica. Mediante un modelo bifásico CFD, este estudio demostró claramente cómo ciertas condiciones clínicas específicas (como usar aguja de salida frontal, mayor flujo del irrigante y una adecuada proximidad de la aguja al ápice del conducto) pueden prevenir o eliminar eficazmente la formación del *vapor lock*, proporcionando una base para optimizar protocolos clínicos. Este enfoque combinado experimental-numérico subraya la importancia y utilidad del CFD en la investigación clínica (79).

En resumen, una comprensión adecuada y el análisis riguroso de los flujos bifásicos mediante simulaciones numéricas avanzadas, particularmente el método VOF, puede contribuir a mejorar la eficacia clínica en tratamientos endodónticos y disminuir riesgos operativos.

4. JUSTIFICACIÓN

JUSTIFICACIÓN

La persistencia bacteriana en el sistema de conductos constituye un reto en endodoncia, debido a la complejidad anatómica interna de los dientes y la limitada eficacia de los métodos convencionales de irrigación.

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, aun es el método más utilizado en endodoncia. La mayoría de los estudios tradicionales in vitro nos explican los resultados finales, dejando a un lado la comprensión del proceso de irrigación. La penetración del irrigante depende de la anatomía interna y aún se desconoce la eficacia de la irrigación en el tercio apical en función de parámetros que no se han explorado suficientemente en anatomías reales como la forma de introducir la aguja, la profundidad a la que se coloca, el volumen de irrigante empleado y otros más complejos de analizar como 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 permitirá entender mejor el comportamiento del NaOCl una vez penetra en los conductos, y la dinámica de fluidos permite analizar todos estos parámetros.

Por todo ello, justificamos la realización de esta tesis en la necesidad de analizar mediante CFD los parámetros clave de irrigación en contextos anatómicos más realistas para comprender mejor el proceso de irrigación, particularmente en anatomías complejas. Dado que el primer molar inferior es uno de los dientes con más variaciones anatómicas y con mayor tasa de fracaso en el tratamiento de conductos, lo convierte en el diente ideal para el análisis de la irrigación.

Además, a diferencia de otros estudios previos, esta tesis doctoral pretende acercar la dinámica de fluidos a la práctica clínica, lo que justifica por un lado la incorporación de geometrías basadas en dientes humanos reales con sus complicaciones anatómicas habituales y obtenidas por micro-CT, y por otro la incorporación de flujos bifase, que permiten representar la presencia de aire en el conducto ya que difícilmente en la práctica clínica podemos encontrar solamente irrigante en el interior del conducto radicular. Estas modificaciones técnicas justifican

esta tesis doctoral en la que los resultados obtenidos son más trasladables a la práctica clínica con pacientes.

5. OBJETIVOS

5.1. Objetivo general de la tesis

El objetivo general de esta tesis doctoral es comparar protocolos de irrigación en conductos radiculares con anatomías complejas mediante CFD utilizando diferentes modelos anatómicos y condiciones de flujo.

5.2. Objetivos específicos de la tesis

Los objetivos específicos de cada uno de los artículos que forman parte de este compendio de publicaciones son:

Artículo 1: Analizar la eficacia del empleo de diferentes agujas de presión positiva y su combinación con cánulas de presión negativa en istmos artificiales mediante el análisis de parámetros clave de la irrigación con CFD.

Artículo 2: Analizar mediante CFD los parámetros clave de la irrigación en molares mandibulares reales con istmos empleando agujas de presión positiva y su combinación con cánulas de presión negativa (EndoVac Macro, Surgitip e iNP) incorporando micro-CT.

Artículo 3: Estudiar mediante CFD la influencia del diseño de la aguja (lateral, frontal y biselada) y de su profundidad de inserción en los parámetros clave de la irrigación y la eliminación del *vapor lock* en conductos ovales reales con ramificaciones apicales incorporando flujos bifase y micro-CT.

6. HIPÓTESIS

6.1. General de la tesis

La eficacia de los protocolos de irrigación en conductos radiculares con anatomías complejas varía en función del tipo de aguja, su profundidad de inserción y los modelos anatómicos y condiciones de flujo empleadas.

6.2. Específicas de los artículos

Artículo 1:

La combinación de cánulas de presión negativa con agujas de presión positiva genera una mayor eficacia de la irrigación y distribución del irrigante en istmos artificiales, en comparación con el uso exclusivo de agujas de presión positiva.

Artículo 2:

La utilización de cánulas de aspiración (EndoVac Macro, Surgitip e iNP) de forma coadyuvante a la irrigación con aguja de presión positiva mejora el flujo del irrigante y reduce la presión apical en sistemas de conductos con istmos en raíces mesiales de primeros molares mandibulares humanos.

Artículo 3:

El diseño de la aguja y su profundidad de inserción influyen significativamente en los parámetros clave de la irrigación y en la eliminación parcial del vapor lock en conductos ovales con ramificaciones apicales reales.

7. MATERIALES Y MÉTODOS

7.1. Diseño de las anatomías, selección del diente, preparación de los conductos y reconstrucción de las geometrías utilizadas.

En los 3 estudios incluidos en este trabajo se investigan parámetros clave de la irrigación en modelos que representan complejidades anatómicas que se encuentran en primeros molares inferiores humanos, como son los istmos entre dos conductos en las raíces mesiales y ramificaciones apicales en raíces distales.

Inicialmente, para evaluar de manera controlada diferentes escenarios de flujo y presión en condiciones de irrigación, se utilizaron anatomías artificiales diseñadas computacionalmente mediante software CAD 3D SolidWorks (Dassault Systèmes, Francia). Estas geometrías consistieron en conductos radiculares con una conicidad del 6%, diámetro apical de 0,45 mm y diámetro coronal de 1,35 mm. Ambos conductos miden 15 mm cada uno y tienen una inclinación de 6 grados, están separados por una distancia de 2 mm en su sección apical y 4 mm en la sección coronal y unidos mediante un istmo artificial con un espesor de 0,4 mm siguiendo la clasificación tipo I de Fan (31). En esta anatomía se realizó un análisis de los patrones de flujo combinando presión positiva y negativa. Este primer modelo permitió establecer los parámetros ideales para evaluar posteriormente casos más complejos que representen situaciones clínicas reales.

Para los dos estudios posteriores, se utilizaron primeros molares mandibulares humanos extraídos, seleccionados debido a sus características anatómicas complejas, tales como conductos ovales, ramificaciones apicales e istmos. Estos dientes fueron almacenados en timol al 0,5% hasta el momento de su utilización para mantener sus propiedades físicas.

Para el estudio en istmos reales se seleccionaron cinco molares mandibulares humanos que fueron escaneados con un escáner de micro-CT (XT-H-160; Nikon, Leuven, Bélgica) con un tamaño de voxel isótropo de 30 μm . Se selecciono uno de los micro-CT que presentaba una raíz mesial con dos conductos radiculares independientes conectados por un istmo cuya base se encontraba a 3,8 mm del ápice y tenía una anchura de 0,85 mm. Una vez seleccionado, se procedió a realizar la apertura cameral y

la conformación completa de los conductos radiculares. La apertura cameral se realizó con una fresa de diamante número 856 (Komet Dental, Lemgo, Alemania). Tras explorar inicialmente con limas tipo K del calibre #10, se estableció una longitud de trabajo 1 mm por encima del foramen mayor, que se comprobaba visualmente con un microscopio óptico cuando la lima salía por el mismo. La instrumentación se realizó utilizando limas Rotate (VDW, Munich, Alemania) en rotación horaria continua a 300-400 rpm y torque entre 1,3 y 2,3 N utilizando toda la secuencia: 15:04, 20.05, 25.06 hasta 30.04, siguiendo estrictamente las indicaciones de los fabricantes. Durante este procedimiento, se irrigó continuamente con NaOCl al 5,25% y finalmente se realizó un protocolo final combinando NaOCl al 5,25%, EDTA al 17% y finalizando nuevamente con NaOCl. Se usaron jeringas de irrigación con agujas Monojet de calibre 27G (Tyco Healthcare, Mansfield, MA) colocadas a 3 mm de la longitud de trabajo. Después de la preparación de los conductos radiculares, el diente fue escaneado nuevamente con micro-CT, obteniéndose un total de 1001 cortes transversales (formato TIFF) con una resolución de 20 μ m. Los modelos tridimensionales (3D) de los conductos radiculares fueron segmentados, reconstruidos y exportados en formato STL utilizando MeshMixer (MeshMixer, Autodesk, San Francisco, CA, EE. UU.). El archivo STL mostró que los instrumentos solo conformaron los conductos principales, mientras que los istmos permanecían intactos.

Finalmente, para el estudio donde se estudiaba el *vapor lock*, se usó una anatomía de un conducto oval de una raíz distal de un molar inferior que tenía una ramificación en la parte apical, basándonos en modelo previamente publicado. Para su realización, como en los demás estudios, se hizo la reconstrucción geométrica tridimensional, obtenida mediante el mismo micro-CT (micro-CT XT-H-160, Nikon, Leuven, Bélgica) del estudio anterior del mismo primer molar mandibular humano cuya raíz distal presentaba un conducto oval con una ramificación apical. Se generaron 1001 cortes axiales en formato TIFF, que fueron segmentados con Geomagic 3D Systems (Rock Hill, SC, Estados Unidos) y exportados en formato STL para su modelado computacional. El STL, como paso en el estudio anterior, muestra como dos de las ramificaciones obtenidas quedan intactas y solo en una había llegado la instrumentación.

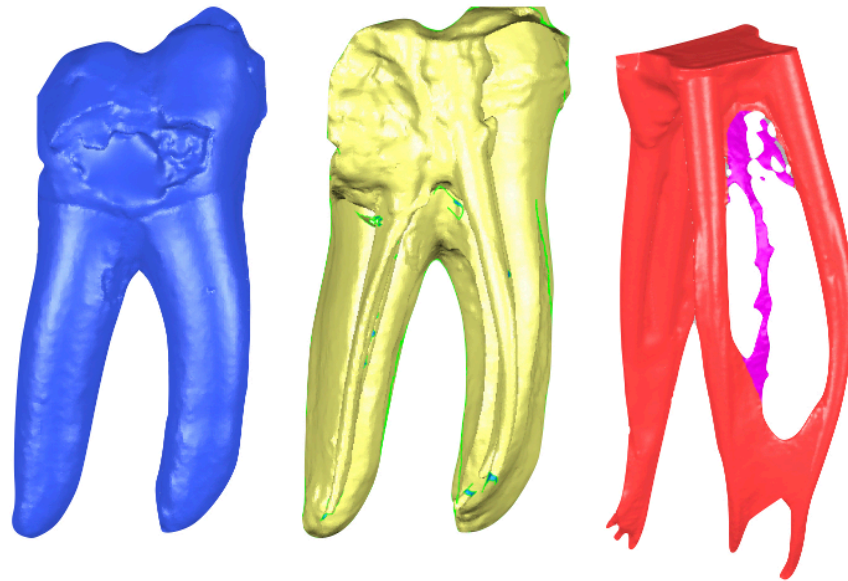


Figura 3. Proceso de izquierda a derecha realizado en el programa Geomagic. En primer lugar (izquierda), se observa la geometría del diente íntegro cuando se introduce en el programa. Luego, se va retirando de la geometría las capas externas para finalmente obtener la imagen de la derecha donde sólo permanece la anatomía del sistema de conductos sin ninguna de las otras estructuras (esmalte, dentina y cemento).

La instrumentación del conducto se realizó mediante el sistema WaveOne Gold Medium (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Suiza) usando como secuencia sólo dos limas, primero la de 25.07 y luego la de 35.06. La preparación afectó sólo a la primera rama de la ramificación, conservando intactas las otras. Como en el estudio previo, se irrigó continuamente con NaOCl al 5,25% y finalmente se realizó un protocolo final combinando NaOCl al 5,25%, EDTA al 17%, finalizando nuevamente con NaOCl. Se usaron jeringas de irrigación con agujas Monojet de calibre 27G (Tyco Healthcare, Mansfield, MA) colocadas a 3 mm de la LT.

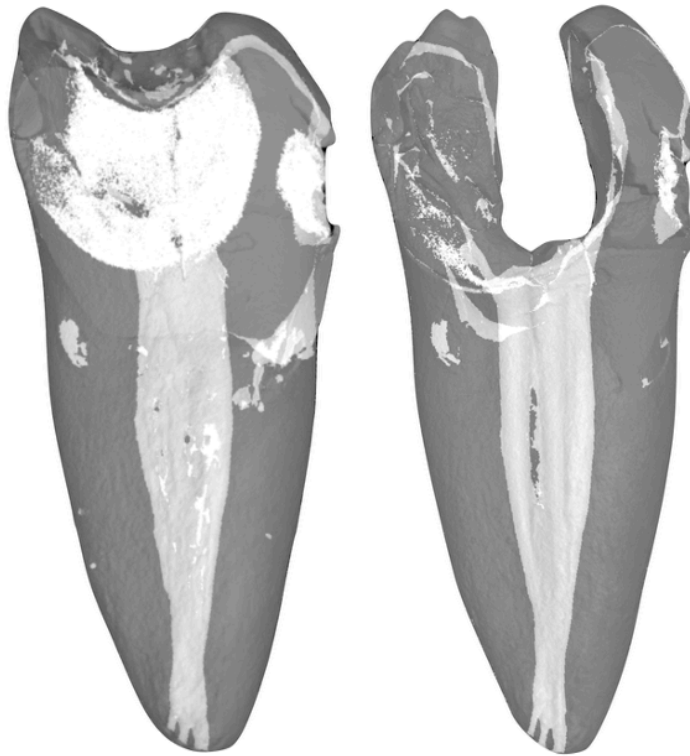


Figura 4. Ambas imágenes son obtenidas mediante micro-CT, una vez obtenido el STL. A la izquierda antes de la instrumentación y a la derecha una vez finalizada esa fase, la cual se realizó con WaveOne Gold hasta 35.06.

7.2. Modelado de las geometrías de las agujas de irrigación y cánulas de aspiración utilizadas.

En los estudios revisados, las geometrías de las agujas de irrigación y cánulas de aspiración fueron modeladas utilizando técnicas computacionales avanzadas y siguiendo especificaciones internacionales y comerciales precisas.

En el artículo 1, se modelaron agujas y cánulas específicas mediante el software SolidWorks, para realizar un estudio donde combinamos presión positiva con aspiración coadyuvante en el conducto secundario en modelos con istmos artificiales, permitiendo un análisis de los parámetros clave de la irrigación en istmos artificiales entre dos conductos.

En el artículo 2, se modeló la aguja de SV de calibre 30G (diámetro externo de 300 μm , diámetro interno de 190 μm) conforme a la norma ISO 9626:2016. Además, se modelaron tres cánulas de aspiración: la cánula EndoVac Macro (MaC, Kerr Dental, Orange, CA, Estados Unidos) con diámetros interno/externo de 0,50/0,55 mm, la cánula Surgitip Endo (SURG, Coltene, Altstätten, Suiza) con diámetros interno/externo de 0,35/0,60 mm y la aguja iNP (Mixnus, Nagano, Japón) con diámetros interno/externo de 0,26/0,35 mm. Estas cánulas fueron modeladas respetando sus dimensiones comerciales específicas y utilizando el software CAD SolidWorks 2016 (Dassault Systèmes, París, Francia).

Finalmente, en el artículo 3, se compararon cuatro tipos de agujas: dos cerradas y dos abiertas. Las cerradas fueron la aguja de salida lateral (SV, modelo Max-i-Probe, Dentsply/Tulsa Dental, York, PA, EE.UU.) y la microcánula (MiC) del sistema EndoVac. Las abiertas fueron la aguja de salida frontal (FV) y la aguja biselada (N, modelo Monojet con salida lateral de 2,5 mm). Todas las geometrías fueron modeladas según la norma ISO 9626:2016, con un diámetro externo de 0,30 mm y un diámetro interno de 0,19 mm. Para las agujas SV, FV y N, se simularon dos posiciones de inserción: a 1 mm y 3 mm de la LT, designadas como SV1, SV3, FV1, FV3, N1 y N3. La microcánula (MiC) se colocó directamente a LT. La inserción pasiva de las agujas y la microcánula fue verificada radiográficamente en los dientes tras la instrumentación. Las agujas se modelaron empleando el software SolidWorks.

En todos los casos, los modelos fueron validados mediante radiografías y posicionamientos reales, garantizando precisión en las simulaciones computacionales posteriores.

7.3. Diseño geométrico y generación de la malla

Se utilizaron métodos avanzados para la creación del diseño geométrico y generación de la malla computacional, comenzando con la obtención de modelos tridimensionales (3D) precisos mediante micro-CT) con resoluciones isotrópicas entre 20 y 30 μm . Estas imágenes permitieron una reproducción detallada de las estructuras internas de los conductos radiculares.

Los datos obtenidos por micro-CT fueron inicialmente procesados con software como MeshMixer (Autodesk, San Francisco, EE.UU.) y Geomagic 3D Systems (Rock Hill, SC, Estados Unidos). En estas plataformas se realizaron tareas críticas como segmentación, reconstrucción geométrica y conversión de formatos STL a IGES, facilitando así su posterior integración en simulaciones numéricas computacionales.

La generación final de la malla para el análisis mediante CFD se llevó a cabo utilizando el software ANSYS Fluent (ANSYS Inc., Lebanon, NH, EE. UU.). Se empleó principalmente una discretización mediante elementos tetraédricos cuadráticos, con aproximadamente tres millones de elementos por modelo, con refinamiento en la zona apical (hasta 0,06 mm) para representar correctamente las interfaces del flujo.

7.4. Condiciones de contorno y simulación numérica

La simulación se desarrolló bajo un régimen transitorio utilizando el modelo de turbulencia k- ω SST (Shear Stress Transport), el cual combina las ventajas de los modelos k-epsilon y k-omega para mejorar la predicción del comportamiento del flujo, especialmente en regiones cercanas a la pared y zonas de separación. Los parámetros físicos del irrigante se definieron como fluido incompresible, newtoniano, homogéneo e isoterma, con densidad de 1,04 g/cm³ y viscosidad de 0,9998 mPa·s. Se aplicó un caudal de entrada de 0,1 g/s y presión ambiental en la salida coronal. La microcánula ejercía una aspiración controlada de 130 kPa. Las condiciones de contorno incluyeron también el efecto de la gravedad (9,81 m/s²) en todo el dominio.

De forma específica para el estudio 3, se modeló un flujo bifásico incorporando una fase gaseosa (aire) junto al irrigante en los 2 mm apicales del conducto para reproducir el fenómeno del *vapor lock*. El modelo de flujo bifásico (Volume of Fluid, VOF) estaba así compuesto por líquido (NaOCl 1%) y gas (aire atmosférico). Así se simulaba una burbuja de gas en los 2 mm apicales del conducto para simular el fenómeno del vapor lock en una anatomía humana real.

Una vez diseñadas las simulaciones y las condiciones pertinentes, se realizó el lanzamiento de las simulaciones mediante ANSYS Fluent (versiones 16.2 y 18.2) en servidores Dell Intel Xeon equipados con 32 GB de RAM.

7.5. Análisis de los datos

En los estudios revisados, los datos obtenidos de las simulaciones computacionales mediante CFD fueron analizados utilizando diversas técnicas, destacando principalmente el uso de estadística descriptiva para facilitar la interpretación y visualización de los resultados obtenidos.

Se evaluaron para cada configuración los parámetros clave de irrigación: trayectoria del flujo, velocidad del irrigante, tensión cortante en las paredes, y presión apical, permitiendo comparar el rendimiento hidrodinámico de cada aguja en presencia del vapor lock. Estos parámetros se representaron visualmente utilizando colores que indican diferentes rangos de valores. La escala de colores empleada fue azul para representar valores bajos, verde para valores intermedios y amarillo-naranja-rojo para indicar valores elevados.

En cuanto a las magnitudes usadas, la velocidad del irrigante se midió en metros por segundo (m/s), mientras que las presiones apicales y la tensión cortante fueron medidas en pascales (Pa).

8. ARTÍCULOS INCLUIDOS EN LA TESIS DOCTORAL

ARTÍCULO 1. Loroño G, Zaldívar JMR, Jimenez-Octavio JR, Dorado S, Arias A, Cisneros R. CFD analysis on the effect of combining positive and negative pressure during the irrigation of artificial isthmuses. *Int J Numer Meth Biomed Engng*. 2020;36:e3385.

Received: 3 November 2019 | Revised: 16 June 2020 | Accepted: 5 July 2020
DOI: 10.1002/cnm.3385



RESEARCH ARTICLE - APPLICATION

WILEY

CFD analysis on the effect of combining positive and negative pressure during the irrigation of artificial isthmuses

Gaizka Loroño¹ | J.M.R. Zaldívar¹ | J.R. Jimenez-Octavio² | Saul Dorado² | Ana Arias³ | Rafael Cisneros¹

¹Departamento de Endodoncia, Universidad Europea de Madrid, Madrid, Spain

²Universidad Pontificia Comillas, Escuela Técnica Superior de Ingeniería ICAI, Instituto de Investigación Tecnológica, Madrid, Spain

³Departamento de Odontología Conservadora, Facultad (Estomatología II) de Odontología, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, Spain

Correspondence

J.R. Jimenez-Octavio, Universidad Pontificia Comillas, Escuela Técnica Superior de Ingeniería ICAI, Instituto de Investigación Tecnológica, Madrid, Spain.
Email: joctavio@comillas.edu

Abstract

Fluid dynamics generated by irrigation needles have not been deeply analyzed in root canal irregularities such as apical ramifications or isthmus where the cleaning capacity of irrigants might be compromised and hence the treatment outcome. The goal of this study was to compare the key irrigation parameters (flow pattern, irrigant velocity, apical pressure, and shear stress) between two irrigation needles and the additional effect of aspiration cannulas through computational fluid dynamics. A 3D-model consisting of two canals linked by an isthmus was modeled. The abovementioned needles irrigated the primary canal, whereas an aspiration cannula was located inside the secondary canal. Both the geometry definition and spatial discretization were carried out with ANSYS 16.2, through which six different simulations were performed: lateral exit (LE) needle, frontal exit (FE) needle, LE and cannula in crown (LEC), FE and cannula in crown (FEC), LE and cannula in middle third (LEM), FE and cannula in middle third (FEM). FE and FEM showed that the irrigation flow only passes through the isthmus in the most apical section (maximum irrigant velocity / shear stress = 8.44 m/s / 1628.44 Pa and 8.63 m/s / 1185.69 Pa, respectively). However, the remaining simulations showed the irrigation flow passing through the isthmus twice, through the most apical section first and through the upper part of the isthmus later (maximum irrigant velocity / shear stress = 8.48 m/s / 1298.24 Pa (LE), 8.61 m/s / 1261.36 Pa (LEM), 8.61 m/s / 1355.24 Pa (LEC), 8.59 m/s / 1256.87 Pa (FEC)). Furthermore, the highest velocity values were detected when aspiration cannulas were added.

KEYWORDS

aspiration cannula, CFD, endodontics, irrigation, needle

1 | INTRODUCTION

Endodontics is the part of dentistry that aims in the treatment and prevention of pulpal pathology and apical periodontitis.¹ Dental caries is the principal cause of pulpal pathology. It consists on an infectious process caused by bacteria capable of colonizing the pulp tissue in such a way that neither medicine nor the immune system is able to eliminate.

Thus, pulp inflammation and necrosis occur, which could imply pain, fever, and bone destruction among other symptoms.² The usual choices of treatment for these situations are either dental extraction or its conservation via endodontic procedures.

The main objective of this endodontic procedure is to achieve complete disinfection and cleaning of the pulp space (also known as “root canal system”)³ prior its filling⁴ in order to avoid a bacterial (re)colonization. Remnants of bacteria throughout the endodontic procedure may result in a failure of the treatment and derive in future symptomatology such as the one described above.

Currently, the cleaning of the root canal system is performed with 0.5-6% sodium hypochlorite (NaOCl) as the main irrigant due to its antimicrobial and pulp dissolutive properties.³ However, in order to achieve the complete disinfection and cleaning of the canal system, it is mandatory for the solution to reach the complete volume of the canal system. The efficiency of the procedure has a great dependence on internal root anatomy, anatomic irregularities, irrigant properties, and its dispensation among other factors.⁵ Nonetheless, it is necessary to irrigate carefully, since if the solution were to abandon the canal system and enter the periradicular space, an accident could occur, provoking pain, inflammation, and tissue necrosis.⁶ To avoid these accidents, the first priority is to find a balance between safety and efficiency.

The most extended irrigation system consists on using needles coupled with syringes which deliver the irrigant inside the root canal system by the application of manual positive pressure. The two most used needles are those with either a frontal exit (FE) or a lateral exit (LE). FE needles not only facilitate the cleaning of farthest sections of the root canal, as it is directed toward the end of the canal system (toward the periradicular tissue), but also raises the risk of NaOCl extrusion.⁷ On the other hand, LE needles are considered safer because the output flow is directed toward the radicular wall, but it also seems to be less efficient on the cleaning of the farthest millimeters of the canal system.⁷

The canal system often presents numerous irregularities, deltas, lateral canals, or isthmuses that make it difficult to achieve irrigation objectives.^{8,9} Both FE and LE needles have been thoroughly studied in straight root canals and simple anatomies; but, as of today, there is still not much information available on how the irrigant behaves in complex geometries. Specifically, an isthmus is a communication between two root canals that contains pulp tissue, and thus bacteria. This means that if an isthmus is not properly cleaned, it may cause a failure of the root canal treatment.¹⁰ Conventional irrigation techniques are inefficient when it comes to cleaning isthmuses; therefore, new strategies have been suggested to improve the cleaning of these anatomical irregularities. Negative pressure application has been described as sure and efficient when trying to reach the farthest sections of the root canal but inefficient when anatomic irregularities are present.¹¹ However, the combination of both positive and negative pressure systems could be useful to optimize the disinfection properties of the irrigant, specifically for the cleaning of an isthmus.

Additionally, fluid dynamics analyses both *in vivo* and *in vitro* are complicated. Some research strategies have been designed to analyze the efficiency of irrigation devices in endodontics; among them, macroscopic evaluation,^{12,13} staining techniques,¹⁴ or even radiopaque substances.¹⁵⁻¹⁷ These methods provided insufficient information and led to more advanced techniques like real-time bioluminescence¹⁸ or canal irregularities simulation in order to evaluate the irrigant efficiency when cleaning detritus in the farthest sections of the canal system.¹⁹ More recently, Hsieh²⁰ has reproduced the irrigation pattern using an analysis system consisting of different gauge needles and depths. Nonetheless, human error and difficult sample standardization are negative factors which can be minimized with computational fluid dynamics analysis (CFD).

CFD has already been used before to evaluate both circulatory and respiratory systems among others.²¹ Specifically in endodontics, this kind of analysis or finite element analysis (FEA) in general has been directed toward evaluation of fluid pattern during irrigation, physical parameters of dental instruments, tooth strength, etc.²²⁻²⁶ One of the main advantages of CFD is the possibility of evaluating the entire irrigation process, without limiting to obtain a static image as it happens with microscopic or microbiological studies.^{5,19} Furthermore, it also provides information about pressure and velocity distribution, which is difficult to obtain with *in vitro* and *in vivo* models.²⁶

Taking into account the mentioned necessities, with the objective of analyzing and optimizing irrigation systems in complex geometries, three goals are set to reach with CFD in an artificial canal system with an isthmus:

- Comparing FE with LE in the primary canal
- Comparing LE with FE in the primary canal and aspiration cannula in the secondary canal
- Comparing both needles with aspiration cannulas combined in different simulated scenarios.

2 | MATERIALS AND METHODS

2.1 | Canal and isthmus design

Two 15 mm long 6% tapered root canals, with a 0.45 mm apical diameter and 1.35 mm coronal diameter, have been designed. These canals present a 6° inclination and are separated by a distance of 2 mm in their apical section and 4 mm in their coronal section. The apical foramen has been modeled as rigid and impermeable, while the isthmus has been modeled in accordance with the classification of Fan²⁷ (type I) and a micro-CT of a human lower molar, with a 0.4 mm thickness.

2.2 | Positive pressure needle design

Placed at 3 mm from the foramen, two 30G needles have been modeled (external diameter of 0.32 mm and internal diameter of 0.196 mm).²⁸ This design corresponds to a FE needle (NaviTip; Ultradent, South Jordan, UT) and an LE needle (KerrHawe Irrigation Probe; KerrHawe SA, Bioggio, Switzerland).

2.3 | Aspiration Cannula (negative pressure) design

Using the dimensions of a Surgitip Endo (Coltene, Altstätten, Suiza) cannula, the aspiration cannula has been designed (0.6 mm of external diameter [ISO 60] and internal diameter of 0.35 mm) and placed 3 mm away from the foramen. Its absorption power is 130 kPa.

Both the geometrical definition and finite element discretization have been carried out with ANSYS 16.2 (Fluent Inc., Lebanon, New Hampshire, EE.UU.). The mesh has been adapted to the most irregular sections of the geometry and refined nearby the walls in order to obtain the more accurate fluid velocity gradients. Mesh quality has been checked first by the measure of orthogonality and skewness and second by the independence of the result with the number of elements. Nonetheless, the balance between computational load and such mesh quality has finally leads into spatial discretizations of approx. 1.0-1.2 million elements, depending on the needle type and the presence of the aspiration cannula.

2.4 | Environmental and physical conditions

The fluid domain contour has been defined with the canal system and needle walls, which are designed as rigid, impermeable, and flat walls. The irrigant has been modeled simulating 1% NaOCl as an incompressible, Newtonian, homogeneous, and isothermal fluid with a 1.04 g/cm³ density and a 0.9998 Pa·s viscosity. The contour conditions have been defined in the transversal input section of the needle (0.18 mL/s inlet flow),²⁹ the transversal output section of the cannula if present (13 kPa outlet pressure), and the coronal opening of the canal system (ambient pressure). Gravity also has been taken into account in the whole domain (9.81 m/s²).

2.5 | Simulation

In order to run the numerical simulation of the turbulent-transient irrigation procedure, the CFD commercial module ANSYS FLUENT 16.2 has been used in a Dell Intel Xeon (CPU ES 2680 0 2x2.70 GHz, 32 GB RAM memory, and a 64 Bits operative system) server. Initializing the canal system as a steady fluid volume, the dynamic simulations have been prolonged until 0.6 second due to the conclusions obtained by Wang,³⁰ with a temporal discretization with 10⁻⁴ seconds time steps, guaranteeing its convergence in a k-epsilon model with residues inferior to 10⁻⁵.

2.6 | Case studies

As shown in Table 1, a total of six experiments have been designed in order to establish a comparative analysis between FE and LE needles (ejection oriented toward the isthmus) and the presence of the negative pressure cannula in the middle third (M) or coronal third (C).

3 | RESULTS

Once the different case studies (Table 1) have been simulated, the pressure of the irrigant and velocity spatial maps in the fluid domain were compared. Streamlines and shear stress maps were also studied to identify the surfaces with the best cleaning ratio.

Figures 1 and 2 show the streamlines and the velocity maps, respectively, overtaking 8.4 m/s in all case studies. In addition, Table 2 and bar charts of Figure 3 show maximum values for velocity, shear stress, and pressure for the six case studies.

Maximum values of shear stress varied between 1200 and 1600 Pa for all six study cases and occurred mainly near the outflow of the needle.

3.1 | Comparative descriptions

- FE and LE in the primary canal:

Both simulations showed that the irrigant velocity in the last two millimeters of the root canal system is nearly zero; however, while the LE needle directed the main flow toward the isthmus, the FE needle directed it toward the foramen.

The flow of both fluids passed through the most apical section of the isthmus, but the flow of the FE needle finished in that section. Meanwhile, LE flow passed through the secondary canal and returned to the isthmus in both middle and coronal thirds, going back to the main canal again after that. This phenomenon may be produced by the negative pressures (-4697.7 Pa) detected in the sections with the greatest velocities, which are the surroundings of the outflow of the needle. This could be the result of the Venturi effect resulting in the flow path at this section.

In terms of the velocity inside the isthmus, the results showed the highest velocities in the apical third of the isthmus (up to 0.3 m/s) compared to more coronal sections (up to 0.15 m/s in the middle third and 0.01-0.08 m/s in the coronal third). However, when using FE needles, velocities lower than 0.08 m/s are present in more than half of the isthmus area, while LE needle shows velocities greater than 0.15 m/s in more than half of the isthmus. Moreover, the LE needle presented a greater maximum velocity inside the isthmus when compared to the FE needle, mostly due to the much more favorable outflow in the LE needle simulation.

At the same time, maximum shear stress values were detected near the outflow of the needle in both cases; although, in both cases, shear stress was very low in the two most apical millimeters of the canal system and the coronal third of the isthmus. Nonetheless, greater values were obtained in the isthmus when using the LE needle.

The pressure distribution does not show significant values, finding really low values near the foramen, which would demonstrate that NaOCl accidents seem impossible for these cases of study.

- LE with FE in the primary canal plus and aspiration cannula in the secondary canal at middle and coronal levels:

Case	Designation	Needle	Cannula
01	LE	Lateral	-
02	FE	Frontal	-
03	LEC	Lateral	Coronal
04	LEM	Lateral	Middle
05	FEC	Frontal	Coronal
06	FEM	Frontal	Middle

TABLE 1 Design of experiments for each case study

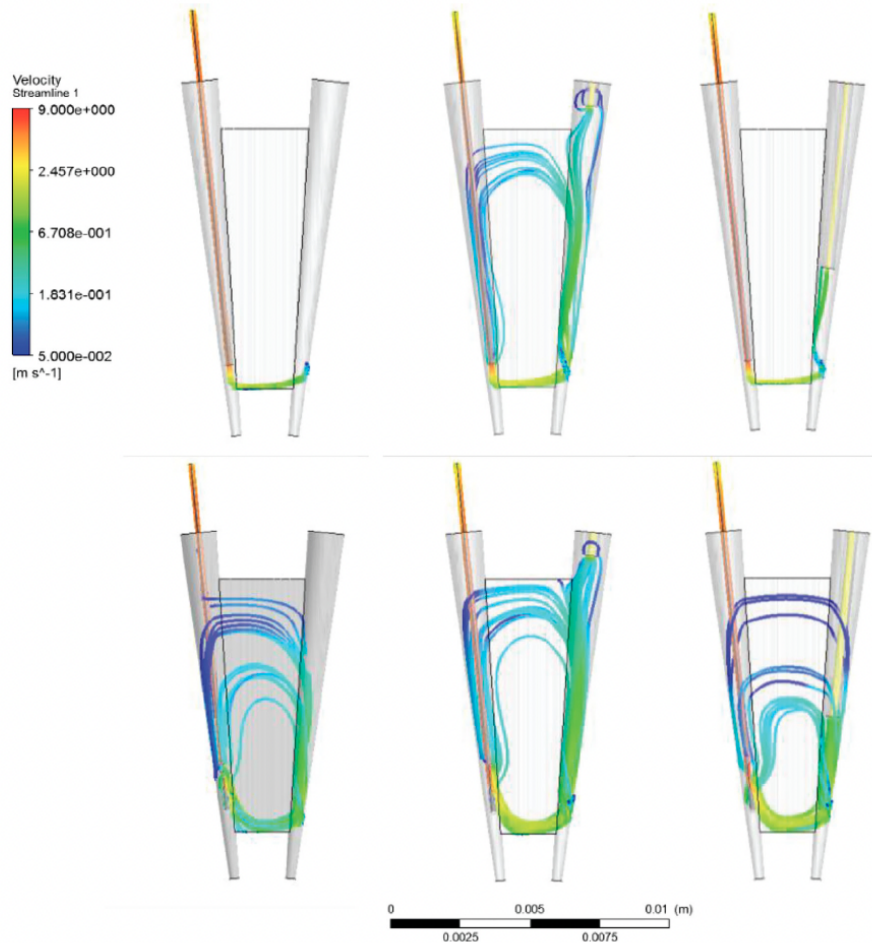


FIGURE 1 Streamlines for the six case studies. Red color indicates high velocities (mainly at the outflow of the needle) and low velocities are shown in blue

As shown in Figure 1., in simulations LE and cannula in crown (LEC), LE and cannula in middle third (LEM), and FE and cannula in crown (FEC), the main flow was directed toward the secondary canal passing through the isthmus in its apical third and resulted in almost zero in the two most apical millimeters of the canal system.

The main flow paths were similar to those obtained in LE, with the Venturi effect also happening in these simulations. However, some differences were detected. On the one hand, LEC showed greater flow of irrigant than LE at both apical and coronal levels of the isthmus. On the other hand, LEM showed even greater flow in those sections but lower in the coronal third of the isthmus. FEC showed a similar pattern with greater flow in the middle and apical third of the isthmus than both LE and FE. FE and cannula in the middle third (FEM) is pretty similar to FE, with a flow that only passes through the apical third of the isthmus and ends up in the entry of the aspiration cannula.

In terms of irrigant velocities, LEC velocities were inferior to 0.01 m/s in a really small area of the isthmus, while LEM showed low velocities in the coronal third of the isthmuses. Likewise, both cases presented nearly zero velocities in the two most apical millimeters of the root canal system. This situation is similar in FEC and FEM, in which the flow velocity was greater in the apical third of the isthmus, reaching 2 m/s. However, when analyzing the FE needle, it was

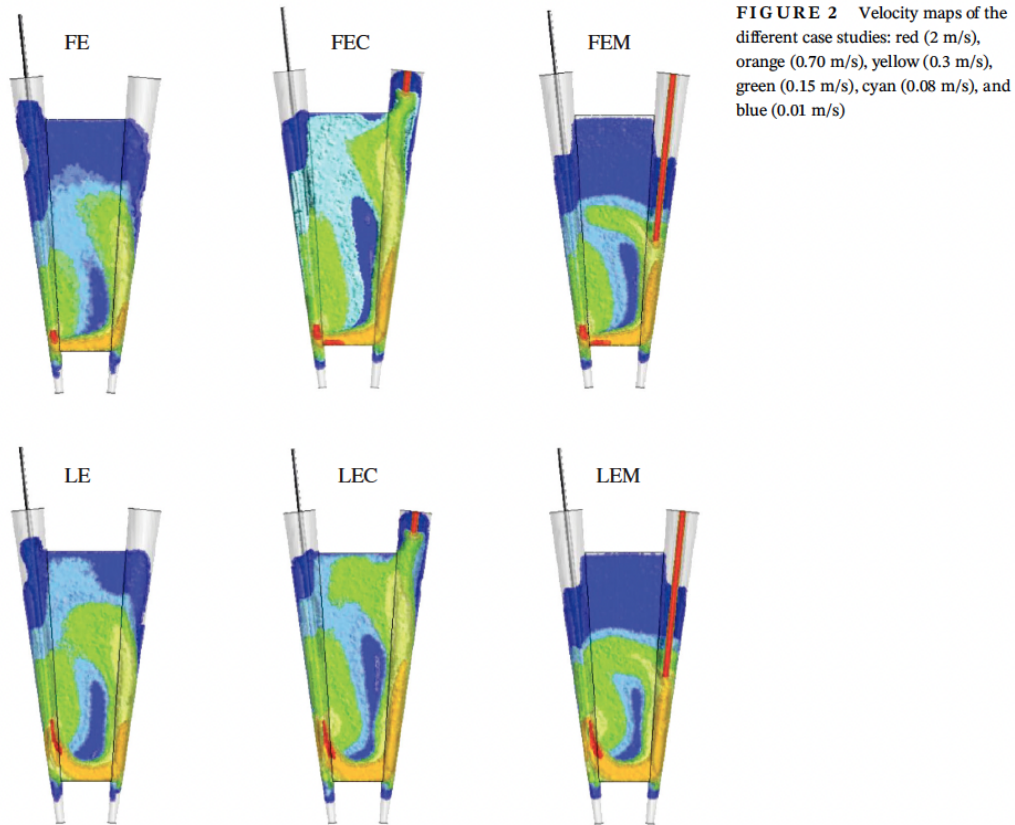


FIGURE 2 Velocity maps of the different case studies: red (2 m/s), orange (0.70 m/s), yellow (0.3 m/s), green (0.15 m/s), cyan (0.08 m/s), and blue (0.01 m/s)

TABLE 2 Maximum velocity, shear stress, and pressure for the six case studies

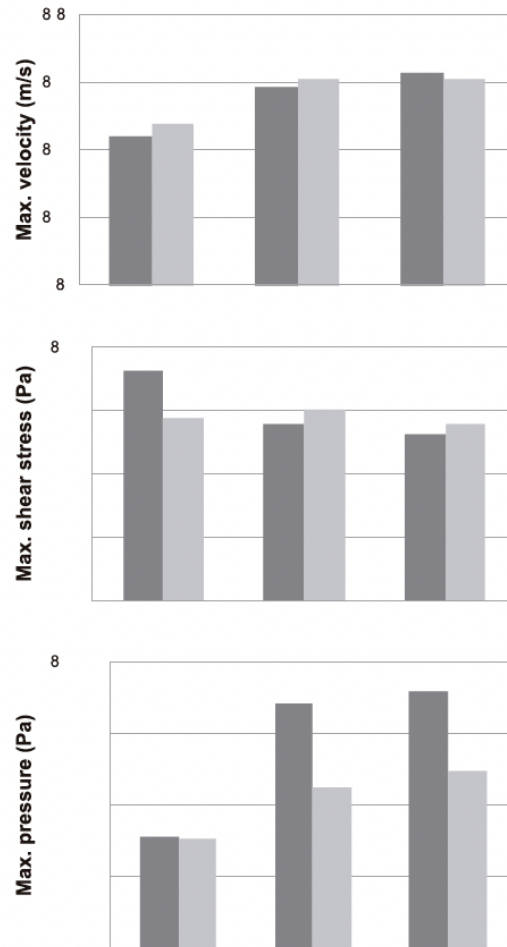
	Maximum Velocity (m/s)	Maximum Shear Stress (Pa)	Maximum Pressure (Pa)
FE	8.44	1628.44	131 100
FEC	8.59	1256.87	168 323
FEM	8.63	1185.69	171 748
LE	8.48	1298.24	130 893
LEC	8.61	1355.24	144 932
LEM	8.61	1261.36	149 647

possible to observe an increase in the coronal third of FEC, while in FEM, the increase happened in the middle third. Nonetheless, it is necessary to highlight that the middle section was the one with the lowest velocities in all cases, being LEM and FEM the cases with greater velocities in the middle third.

Shear stress was greater in the isthmus when using the negative aspiration cannula than when using just the needles. However, the values obtained in the two most apical millimeters of the canal system and also in the coronal section of the isthmus and canal remained low.

None of the cases presented a pressure distribution near the foramen that could be responsible of an NaOCl accident.

FIGURE 3 Bar charts of maximum velocity, shear stress, and pressure for the six case studies



4 | DISCUSSION

A thorough disinfection of the root canal system is mandatory for a successful endodontic procedure.¹⁰ Anatomical intricacies such as isthmuses are difficult to reach with irrigants and makes cleaning a difficult task. This study was designed as an attempt to deepen the knowledge on fluid dynamics in a so-called isthmus, with the goal of providing useful information for dentists when receiving patients with endodontic pathology. A common irrigation velocity of 0.18 mL/s has been used in this study to simulate a clinical scenario.²⁹ The design of both the root canal and needles in terms of dimensions and depth for action responds to clinical reality.^{10,29}

To date, numerous studies have analyzed the fluid dynamics inside the canal system. Static analysis has been commonly used to analyze the effect of certain irrigation systems¹⁵⁻¹⁷; however, a transient analysis, like the one used in the present study, is recommended for the study of irregular anatomies. The advantages of CFD vs in vitro studies also allow to evaluate different parameters that are difficult to obtain in microbiological studies, with staining techniques, etc. In this line, studies such as those performed by Boutsioukis have allowed to understand in depth the fluid dynamics in straight and simple canals.²⁶ However, under the premise that the modification of geometry influences fluid dynamics, this article is the first to provide more realistic information when studying the velocities and flow behavior in isthmuses. In this way, it provides information of clinical relevance to deal with clinical cases with complex anatomies as

they usually occur in the mesial root of lower molars, where the treatment success rate is lower precisely due to these irregularities.¹⁰

One of the most interesting phenomena observed is the Venturi effect (increase of flow velocity in the narrower paths of the canal system), which, to our knowledge, has not been cited yet in endodontics irrigation analysis. This effect causes, under this study conditions, a flow that passes through the isthmus twice (the first one in the apical third and the second one through the middle and coronal third) due to the pressure gradient. This increases greatly the cleaning of the isthmus.

The results of the simulations in this study showed that the flow of the irrigant is conditioned by the needle used and the placement of the aspiration cannula. First, it is important to highlight that the flow that passes through the isthmus is lower when using the FE needle than when using the LE needle. Furthermore, when using the LE needle, the flow passes through the coronal and middle third of the isthmuses, although this flow changed with placement of the aspiration cannula. However, when using the FE needle, the flow was lower, which makes it less effective in complex anatomies. In FEM, the irrigation capacity is lightly increased, but the results were worse than those of the other simulations.

The streamlines shown in this study are similar to those observed in a previous report that analyzed irrigation in a C-shaped canal using CFD.³⁰ A C-shaped canal is a different configuration; but in this type of anatomy, the authors also observed a greater flow toward the secondary canal and a lower penetration of the irrigant in apical directions. Nonetheless, the results obtained in this study are different to those in which less complex anatomies were used, where the main flow was directed toward the apex.¹⁰ This difference is mainly due to the canal design used in previous studies that reproduced a regular cone in which flow could only be directed toward the apex. However, as shown in the present study, when including an isthmus, fluid dynamics suffered certain modifications. The irrigant tended to flow in a direction perpendicular to the axis of the needle. This phenomenon was also observed when using the FE needle, which has been considered the most dangerous needle due to the flow orientation toward the apex and related to irrigant accident risk.¹⁰ However, taking into account the results of this study, the presence of the isthmus modifies the flow behavior, making it more similar to the LE needle and diminishing the flow toward the apex. However, these results should be interpreted with caution, since it is not possible to anticipate the presence of an isthmus in a clinical situation just using intraoral radiology; therefore, the use of FE needles and the risk of extrusion are still a concern in a clinical scenario. Moreover, it is important to highlight that these results are only assumable under the conditions of this study, which could be modified by anatomic variations or changes in the boundary conditions (velocity, pressure, etc.).

On another note, greater velocity flows were observed when using the LE needle than when using the FE needle, which makes the LE needle the best election when facing anatomies with higher frequency of isthmuses like the mesial root of mandibular molars and the mesial-buccal root of maxillary molars. An interesting finding in this study was the higher irrigant velocities detected when using the aspiration cannula in the secondary canal. This strategy might help clinicians to enhance disinfection and cleaning with no risk of extrusion. At the same time, the main flow was conditioned by the position of the cannula. Thus, this position should vary during the irrigation process in order to obtain a complete cleaning of the isthmus.

Another interesting phenomenon observed in this study was the shear stress distribution. This parameter has not been studied thoroughly in endodontics. Although shear stress values required for biofilms dislodgement are still unknown, its implications are relevant. As bacteria form biofilms (bacteria ecosystems protected by polysaccharides films), they present the ability to adhere to the walls of the canal system. The shear stress was higher when using LE than when using FE and increasing in both cases when the aspiration cannula was used. This makes the LE needle in combination with the aspiration cannula the preferred combination for the cleaning of this kind of anatomy due to its greater capacity of biofilm elimination.³¹ Moreover, considering that biofilms could be present in both isthmuses and main root canals, it would be advisable to direct the LE needle toward the isthmus and the canal walls.³⁰ Nonetheless, the shear stress is reduced in the most apical part of the root canal system, and this is a specially critical area responsible for the success of endodontic procedures. Thus, further studies analyzing other irrigation system are recommended in order to improve the results obtained with these irrigation strategies.

Under the conditions of this study, the results of the six case studies suggest the following conclusions:

- LE needles generated flow conditions (velocity and shear stress) that allowed a better irrigation of the isthmus compared to FE needles.
- The use of an aspiration cannula in the secondary canal benefited the irrigation process.
- Finally, in all simulations, the risk of extrusion of NaOCl was low, and hence the risk of irrigation accidents.

CONFLICT OF INTEREST

The authors deny any conflicts of interest related to this study.

ORCID

J.R. Jimenez-Octavio  <https://orcid.org/0000-0002-6869-8332>

REFERENCES

1. Johnson BR, Fayad MI, Witherspoon DE. *Pathways of the Pulp*. 10th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2010:720-776.
2. Siqueira JF Jr. Endodontic infections: concepts, paradigms, and perspectives. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002; 94:281-293.
3. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod*. 2006;32:389-398.
4. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin N Am*. 1967;11:723-744.
5. Conde AJ, Estevez R, Loroño G, Valencia de Pablo Ó, Rossi-Fedele G, Cisneros R. Effect of sonic and ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite and EDTA. *Int Endod J*. 2016;50:976-982.
6. Kleier DJ, Averbach RE, Mehdipour O. The sodium hypochlorite accident: experience of diplomates of the American Board of Endodontics. *J Endod*. 2008;34:1346-1350.
7. Park E, Shen Y, Khakpour M, Haapasalo M. Apical pressure and extent of irrigant flow beyond the needle tip during positive-pressure irrigation in an in vitro root canal model. *J Endod*. 2013;39:511-515.
8. Verma P, Love RM. A micro CT study of the mesiobuccal root canal morphology of the maxillary first molar tooth. *Int Endod J*. 2011;44: 210-217.
9. Villas-Bôas MH, Bernardineli N, Cavenago BC, et al. Micro-computed tomography study of the internal anatomy of mesial root canals of mandibular molars. *J Endod*. 2011;37:1682-1686.
10. Kim S, Jung H, Kim S, Shin SJ, Kim E. The influence of an isthmus on the outcomes of surgically treated molars: a retrospective study. *J Endod*. 2016;42:1029-1034.
11. de Gregorio C, Estévez R, Cisneros R, Paranjpe A, Cohenca N. Efficacy of different irrigation and activation systems on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals and up to working length: an in vitro study. *J Endod*. 2010;36:1216-1221.
12. Goldman M, Kronman JH, Goldman LB, Clausen H, Grady J. New method of irrigation during endodontic treatment. *J Endod*. 1976;2: 257-260.
13. Krell KV, Johson RJ, Madison S. Irrigation patterns during ultrasonic canal instrumentation. Part I. K-type files. *J Endod*. 1988;14:65-68.
14. Kahn FH, Rosenberg PA, Gliksberg J. An in vitro evaluation of the irrigating characteristics of ultrasonic and subsonic handpieces and irrigating needles and probes. *J Endod*. 1995;21:277-280.
15. Ram Z. Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1977;44:306-312.
16. Salzgeber MR, Brilliant DJ. An in vivo evaluation of the penetration of an irrigating solution in root canals. *J Endod*. 1977;3:394-398.
17. Abou-Rass M, Piccinino MV. The effectiveness of four clinical irrigation methods on the removal of root canal debris. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*. 1982;54:323-328.
18. Sedgley C, Applegate B, Nagel A, Hall D. Real-time imaging and quantification of bioluminescent bacteria in root canals in vitro. *J Endod*. 2004;30:893-898.
19. Martins Justo A, Abreu da Rosa R, Santini MF, et al. Effectiveness of final irrigant protocols for debris removal from simulated canal irregularities. *J Endod*. 2014;40:2009-2014.
20. Hsieh YD, Gau CH, Kung, Wu SF, Shen EC, Hsu PW, Fu E. Dynamic recording of irrigating fluid distribution in root canals using thermal image analysis. *Int Endod J*. 2007;40:11-17.
21. Tokuda Y, Song MH, Ueda Y, et al. Three-dimensional numerical simulation of blood flow in the aortic arch during cardiopulmonary bypass. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2008;33:164-167.
22. Askerbeyli, Örs S, Serper A. Influence of nickel-titanium rotary systems with varying tapers on the biomechanical behaviour of maxillary first premolars under occlusal forces: a finite element analysis study. *Int Endod J*. 2018;51:529-540.
23. Yuan K, Niu C, Xie Q, et al. Apical stress distribution under vertical compaction of gutta-percha and occlusal loads in canals with varying apical sizes: a three-dimensional finite element analysis. *Int Endod J*. 2018;51:233-239.
24. Pilo R, Metzger Z, Brosh T. Effect of root morphology on the susceptibility of endodontically treated teeth to vertical root fracture: an ex vivo model. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;69:267-274.
25. Prados-Privado M, Rojo R, Ivorra C, Prados-Frutos JC. Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne gold, Reciproc and Reciproc blue responses with bending and torsion tests. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:165-172.
26. Boutsoukis C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Wesselink R, van der Sluis LW. Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types by an unsteady computational fluid dynamics model. *J Endod*. 2010;36:875-879.
27. 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. *J Endod*. 2010;36:1866-1869.
28. Boutsoukis C, Lambrianidis T, Vasilidis L. Clinical relevance of standardization of endodontic irrigation needle dimensions according to the ISO 9626:1991 & 9626:1991/Amd 1:2001 specification. *Int Endod J*. 2007;40:700-706.

29. Boutsoukis 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. *Int Endod J*. 2007;40:504-513.
30. Wang R, Shen Y, Ma J, et al. Evaluation of the effect of needle position on Irrigant flow in the C-shaped root canal using a computational fluid dynamics model. *J Endod*. 2015;41:931-936.
31. Boutsoukis C, van der Sluis LWM. In: Basrani B, Irrigation e E, eds. *Syringe Irrigation: Blending Endodontics and Fluid Dynamics*. Berlin: Springer; 2015:45-64.

How to cite this article: Loroño G, Zaldívar JMR, Jimenez-Octavio JR, Dorado S, Arias A, Cisneros R. CFD analysis on the effect of combining positive and negative pressure during the irrigation of artificial isthmuses. *Int J Numer Meth Biomed Engng*. 2020;36:e3385. <https://doi.org/10.1002/cnm.3385>

ARTÍCULO 2. Zaldívar JM, Loroño G, Jimenez-Octavio JR, Dorado S, Arias A. Computational fluid dynamics analysis of conventional irrigation and the combination with adjuvant suction cannulas in human molars with isthmus communication. *Odontology*. 2025;113(3):996-1002.

Odontology
https://doi.org/10.1007/s10266-024-01028-7

ORIGINAL ARTICLE



Computational fluid dynamics analysis of conventional irrigation and the combination with adjuvant suction cannulas in human molars with isthmus communication

José M. R. Zaldívar¹ · Gaizka Loroño² · Jesus R. Jimenez-Octavio³ · Saul Dorado³ · Ana Arias¹

Received: 30 September 2024 / Accepted: 13 November 2024
© The Author(s), under exclusive licence to The Society of The Nippon Dental University 2024

Abstract

This study evaluated CFD key irrigation parameters (flow pattern, irrigant velocity, wall shear stress and apical pressure) of conventional irrigation with positive pressure side-vented (SV) needle and the combination of different suction cannulas in the mesial root of human mandibular molars with 2 independent root canals and isthmus communication. A micro-CT scan of a molar presenting 2 root canals and an isthmus communication in the mesial root was obtained for computational analysis after root canal preparation and geometric reconstruction. Computational models of a 30G SV needle and three different suction cannulas (EndoVac Macro cannula (MaC), Surgitip (SURG) and iNP needle (iNP)) were designed. Four different simulations were carried out: simulation SV (SV needle located at 2.5 mm from working length (WL) in mesiolingual root canal (ML)), simulations SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC (SV needle in ML plus the respective suction cannula placed at 7.5 mm from WL in mesiobuccal root canal). Key magnitudes of irrigation were compared with CFD. The irrigant solution did not enter the isthmus in SV simulation. Simulations SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC exhibited a better performance in shear stress and apical pressure. Fluid flow did not reach the apical millimeters of the main root canal, but substantial flow and shear stress was observed in the isthmus in SV-SURG and SV-MaC simulations. The use of suction cannulas aids conventional irrigation in roots with 2 independent root canals and isthmus communication by improving irrigant flow, increasing shear stress in the root canal walls and isthmus, and slightly decreasing apical pressure.

Keywords Endodontics · Irrigation · Isthmus · MicroCt · CFD · Suction cannula

Introduction

Relevant endodontic treatment goals are to optimize root canal disinfection and to prevent re-infection [1]. For an optimal outcome of the endodontic treatment, bacterial populations within the root canal should be ideally eliminated or at least significantly reduced to levels that are compatible with periradicular tissue healing [2]. Sodium hypochlorite

(NaOCl) is the most extended irrigation solution in endodontics due to its tissue dissolving capacity and antimicrobial properties [3]; however, the complex intricacies present in the root canal system makes irrigant penetration challenging and this is one of the most important causes of failure [4, 5]. In fact, 9% of failures after non-surgical root canal treatment are due to anatomical complexities [6]. Among the common irregularities, an isthmus (also known as transverse anastomosis) is an anatomical variant defined as a narrow, ribbon-shaped communication between 2 root canals that contains pulp tissue [7, 8]. Isthmuses are common reservoirs for tissue and bacteria and poorly accessible to root canal instruments. It has been reported a prevalence of isthmuses close to 55% with main location in the middle and apical thirds of the mesial root of first mandibular molars [9] and this percentage increased to 85% for isthmuses located in the apical 5 mm of the mesial root when microcomputed tomography (micro-CT) was used [10].

✉ Ana Arias
aariaspa@ucm.es

¹ Department of Conservative and Prosthetic Dentistry, School of Dentistry, Complutense University, Madrid, Spain

² Postgraduate Program in Endodontics, European University of Madrid, Madrid, Spain

³ MOBIOS Lab, Institute for Research in Technology, ICAI-School of Engineering, Comillas Pontifical University, Madrid, Spain

Published online: 28 November 2024

Springer

Final irrigation protocols aim to clean the canal complexities that are not addressed with shaping procedures [11] even when root canal instrumentation is performed in the presence of irrigant solutions [12]. In fact, the irregular nature of the isthmus may also jeopardize irrigant efficacy resulting in ineffective dissolution of hard and soft tissue remnants and microorganisms [13].

Adcock *et al.* demonstrated that neither irrigation with needles nor a continuous ultrasonic irrigation could eliminate debris of the apical portion of narrow isthmuses in the mesial roots of mandibular first molars [14].

Computational fluid dynamics (CFD) has been used in endodontics to observe the behavior of irrigant solutions and have been essential to understand the irrigation key magnitudes since 2009 [15–17]. CFD is a branch of fluid mechanics that analyses fluid flow by means of computer-based simulations [18]. Compared to *in vitro* studies, CFD allows the understanding of important parameters that other methodologies cannot provide, including the flow pattern, the shear stress produced in the walls of the root canal or the apical pressure exerted during the irrigation process.

Thomas *et al.* in 2014 showed promising results suggesting a modified EndoVac (Discus Dental, Culver City, CA) irrigation protocol combined with conventional needle irrigation for the mesial roots of mandibular molars with 2 root canals and an isthmus communication. This technique performed significantly better than the other irrigating systems in achieving canal isthmus cleanliness [19] and inspired the present study to fully understand the key parameters of irrigation when conventional needle positive pressure irrigation is used in one canal combined with a suction cannula in a second canal of the same root with an isthmus communication. Moreover, apart from EndoVac (Discus Dental, Culver City, CA), simpler cannulas could also obtain comparable effect.

Furthermore, the combination of CFD and micro-CT is a validated method to analyze the behavior of irrigants and irrigation key magnitudes inside the root canal of real human teeth with complex anatomies [20, 21].

Therefore, the purpose of this study was to evaluate with CFD the key aspects of irrigation (flow pattern, irrigant velocity, wall shear stress and apical pressure) of conventional irrigation with side-vented needle (SV) with and without the combination of different suction cannulas in a mesial root of human mandibular molars with 2 independent root canals and isthmus communication.

Materials and methods

Tooth selection, root canal preparation and geometric reconstruction of the sample

Five extracted mandibular human first molars were obtained and scanned using a micro-CT scanner (XT-H-160; Nikon, Leuven, Belgium) with an isotropic voxel size of 30 μm . The mesial root of 1 mandibular molar presenting 2 root canals and an isthmus communication was selected. The base of the isthmus was located at 3.8 mm from the apex and had a width of 0.85 mm.

Access cavity preparation was performed in the molar with a diamond bur (number 856, Komet Dental GmbH, Lemgo, Germany) and root canals scouted with a size #10 K-file (Dentsply Sirona Endodontics, Ballaigues, Switzerland). Working length (WL) was determined by inserting a #10 K-file through the major foramen and withdrawing it 1.0 mm. A glide path preparation was carried out to a size #15 K-file up to the WL and the root canal preparation was performed with Rotate rotary system (VDW, Munich, Germany) following manufacturer's directions per use up to a #30.04 instrument. Root canal irrigation was performed with 10 mL of 5.25% solution of sodium hypochlorite (NaOCl) throughout the shaping procedure and a final rinse with 1 mL 17% EDTA followed by NaOCl was performed for each canal. Irrigation was performed with two 3 mL syringes and 27 G needles (Monojet; Tyco Healthcare, Mansfield, MA) placed 3 mm from WL or of its binding point. After root canal preparation, the tooth was scanned again with micro-CT and a total of 1001 cross-sectional slice images (TIFF format) were obtained with a resolution of 20 μm . The 3-dimensional (3D) root canal models were segmented, reconstructed, and exported in STL format with MeshMixer (MeshMixer, Autodesk, San Francisco, CA, USA). STL showed that the files only conformed the main canals and the isthmuses remained intact.

Geometric modeling of irrigation needle and suction cannulas

A 30G endodontic irrigation needle and three different suction cannulas were designed. SV needle was designed following international standard ISO 9626:2016 specifications for 0.3 mm (30G; external diameter = 300 μm ; internal diameter = 190 μm) and the dimensions of Maxi-Probe needle (Dentsply/Tulsa Dental, York, PA) were assumed to design the vent (0.5 mm side-vent located 1mm away from the tip). Three suction cannulas were designed based on their measurements and specifications:

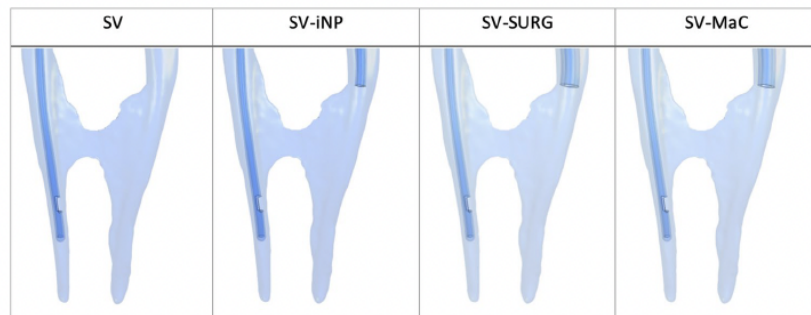
EndoVac Macro cannula (MaC) (Kerr Dental, Orange, CA, United States), Surgitip Endo cannula (Coltene, Altstätten, Switzerland) (SURG) and iNP needle (Mixnus, Nagano, Japan) (iNP). Both MaC and SURG are plastic cannulas, while iNP is metallic. Specific tip dimensions for internal/external diameters are 0.50/0.55 mm, 0.35/0.60 mm and 0.26/0.35 mm respectively for MaC, SURG and iNP [22].

A digital model of each needle and cannula were built with computer-aided 3D CAD design software (SolidWorks 2016 x64 Edition, Dassault Systèmes, Paris, France). The 3D models of the teeth were imported with Geomagic 3D Systems software (Rock Hill, SC, United States), prepared and converted to IGES format. The distal roots were removed to improve CPU performance.

Design modeling and meshing

Four different simulations were carried out. One of them simulated a conventional irrigation model without an adjuvant suction cannula (SV); while the other three included an adjuvant suction cannula in the other root canal (SV-MaC, SV-SURG and SV-iNP). To determine the position of the needle and cannulas in the simulations, the length that they reached passively was calculated by inserting them inside the prepared root canals of the natural teeth to improve the reliability of the study and provide a feasible clinical translation. The distance to WL was measured. The largest suction cannula (SURG) advanced passively to 7.5 mm coronal to WL in the mesiobuccal (MB) root canal and the positive pressure needle advanced to at 2.5 mm from WL in the mesiolingual (ML) root canal. The position was confirmed radiographically. For this reason, the positive pressure needle was placed at 2.5 mm from WL and all suction cannulas were placed at this distance (7.5 mm from WL) in MB root canal in order to standardize the simulations as follows: simulation SV (the SV needle was located in the ML root canal and no suction cannula was used), simulations SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC (apart from the SV needle in the ML root canal, a suction cannula was placed in the MB canal) (Fig. 1).

Fig. 1 CAD models for the four simulations: SV, SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC



The finite volume discretization was performed with ANSYS 18.2 (Fluent Inc., Lebanon, NH, USA). Meshes with close to 3 million quadratic tetrahedral elements were obtained. The quality of the mesh was ascertained gathering within normal limits of skewness and orthogonality.

Boundary conditions and numerical simulation

The root canal walls, the needle and cannulas were considered rigid and impermeable surfaces. To reproduce NaOCl characteristics, the fluid was incompressible, Newtonian, homogeneous and isothermal with 1.04 g/cm³ density and 0.9998 kg/m³ viscosity. Fluid was delivered in the coronal direction of the needle with a 0.1 g/s (6 ml/min) flow, and the outlet was set at environmental pressure in the coronal access of the root canal. The suction power for the three cannulas was set at 130 mb and the effect of gravitational acceleration at 9.81 m/s² during the fluid simulation.

Numerical simulations were then run with the CFD extension of ANSYS 18.2 (ANSYS Fluent, Canonsburg, PA, USA). Computer hardware specifications was Dell Intel Xeon[®] (CPU ES 2680 0 2x2.70GHz, 32GBRAM memory and a 64 Bits operative system) server.

The transient flow simulation model and parameters for backflow turbulent intensity and viscosity ratio were adopted from a previous study [20, 21].

By post-processing the results, the fluid pattern and velocity, wall shear stress distribution, and apical pressure were analyzed. Streamlines and velocity maps revealed the direction and magnitude of the flow. Shear stress and apical pressure were compared among simulations. Shear stress and apical pressure were contrasted among simulations to indirectly analyze cleaning efficiency.

Results

Figure 2 illustrates velocities, streamlines, shear stresses and apical pressures for all simulations (SV, SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC). A colored scale was standardized for the

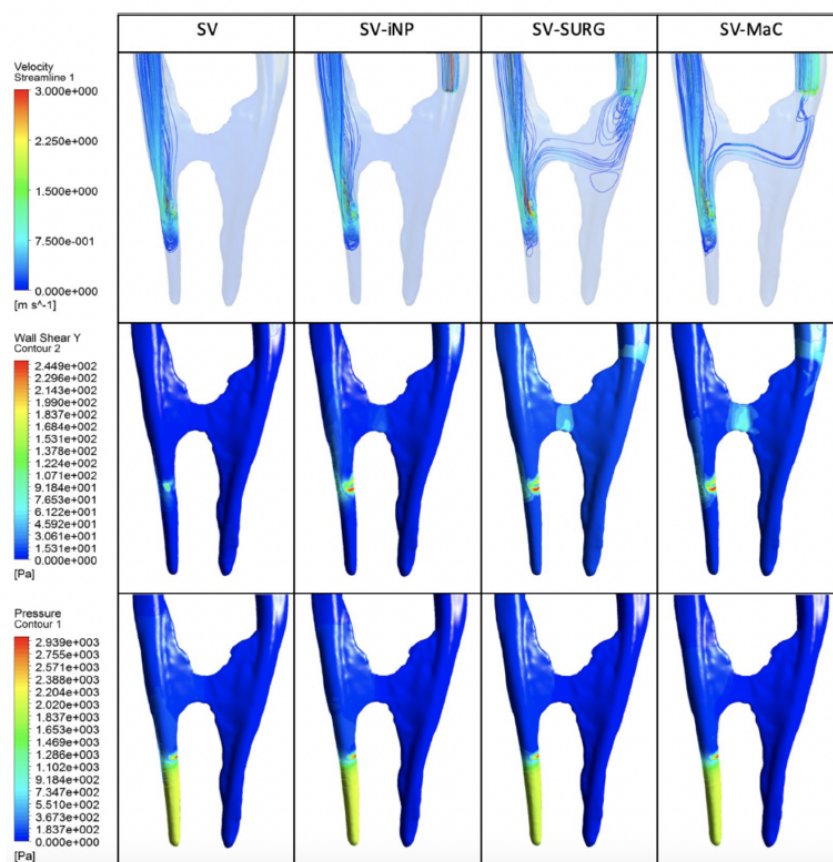


Fig. 2 Velocities, streamlines, shear stresses and apical pressures for the four simulations: SV, SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC

Table 1 Maximum values of shear stress in the isthmus and in ML root canal, as well as apical pressure in ML root canal for the four simulations: SV, SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC

	Isthmus	ML root canal	
		Shear stress (mmHg)	Apical pressure (mmHg)
SV	0.04	1.13	15.32
SV-iNP	0.14	2.07	15.23
SV-SURG	0.48	1.99	15.13
SV-MaC	0.56	2.00	14.87

interpretation of all parameters using blue, green and yellow-orange-red colors to represent respectively low, medium and high values. Table 1 shows maximum values of shear stress and apical pressures for all simulations in the ML root canal and inside the isthmus.

In general, the use of irrigation needles alone did not allow the irrigant solution to enter the isthmus, while the use of adjuvant suction did. Particularly, the flow reached SURG and MaC cannulas when located in the MB root canal. At the same time, the fluid flow did not reach the apical millimeters of the root canals in any of the simulations. The use of any adjuvant suction increased the shear stress in the main root canal and slightly decreased apical pressure values. As shown in Table 1, shear stress values in the isthmus varied in the different simulations up to nearly ten times higher for certain cannulas.

SV simulation

The fluid flow neither reached the isthmus nor reached the apical millimeters of the root canals. Medium and maximum velocity values were presented at the exit of the needle in the main canal. Highest maximum shear stress values

(1.13 mmHg) were the lowest from all simulations and only reached only near the exit of the needle. Consequently, apart from this area, wall shear stress was almost null in the rest of the root canal and in the isthmus.

SV with adjuvant suction in a MB root canal

The use of suction cannulas increased the irrigant fluid flow in the isthmus and in the ML root canal. SV-iNP simulation shows negligible fluid flow and shear stress values in the isthmus (Fig. 2). Substantial flow was observed for SV-SURG and SV-MaC, reaching 0.48 and 0.56 mmHg shear stress values respectively in the isthmus. At the same time, fluid flow did not reach the apical millimeters in any root canal, but the greatest fluid flow in the MB canal was observed in SV-SURG. As shown in Table 1, shear stress did not vary among SV-iNP, SV-SURG and SV-MaC in the main root canal; but it was higher than in SV simulation.

Discussion

One of the most important causes of failure in endodontic treatment is the ineffective debridement and cleansing due to the complex intricacies of root canal systems [4]. Specifically, isthmuses are common reservoirs for tissue and bacteria, mainly located in the middle and apical thirds of mesial root of first mandibular molars [9]. The present study tried to compare irrigation parameters when conventional irrigation is used alone or in combination with different suction cannulas in mesial roots of human mandibular molars with 2 independent canals and isthmus communications.

In vitro or *ex vivo* studies have provided answers to the antimicrobial and tissue dissolving capacity of hypochlorite [23] the penetration of irrigant solutions in lateral canals [24] or the influence of surfactants in the improvement of irrigation [25]. Although research on irrigation in the presence of isthmuses is limited, Iandolo *et al.* 2021 have shown that heat and/or activation aided conventional irrigation of root canal systems with anatomical complexities such as isthmuses [26]. The present study tried to further understand irrigation parameters in complex anatomies. CFD has been commonly used to better comprehend the key parameters of irrigation in artificial anatomies like regular cones simulating a root canal [27–29]. However, although the use of artificial models provides valuable information, the results may not be extrapolated to a complex clinical situation with anatomical irregularities. In fact, the influence of the simultaneous use of aspiration cannulas with positive pressure irrigation needles was previously analyzed in artificial anatomies with a simulated isthmus [30]. When compared to the current study with real anatomies, higher velocities and a

more favorable fluid flow were observed highlighting the overcompensation of artificial models.

Wang *et al.* published the first study in a real anatomy combining the use of micro-Ct and CFD [20]. Instead of a simple anatomy, the current study included a more complex model with an isthmus communication between the root canals using a high-resolution micro-Ct scan.

At the same time, CFD studies have demonstrated that apical root canal preparations to sizes 20 or 25/.06 did not allow the irrigant solution to reach WL, but when increased to 30/.06, a 30G open-ended needle allowed the irrigant to reach WL even at low flow rates. A 31G closed-ended needle also delivered the irrigant to WL when delivered with a high flow rate, but this strategy also led to higher wall shear stress and very importantly developed higher apical pressure [31].

Pereira *et al.* combined an *in vitro* experimentation with CFD and observed that the higher the flow velocity, the higher the shear stress values in the isthmus, correlating the increase in the irrigation velocity with greater biofilm elimination [32].

The present study used an SV needle due to its effectiveness and lack of risk of extrusion previously reported in CFD studies [17, 27, 29], although it also showed ineffective flow in real anatomies with irregularities such as a c-canal resembling an isthmus [20] or artificial isthmuses [32]. However, Thomas *et al.* reported in an *in vitro* study that the combination of conventional irrigation and an adjuvant suction cannula (MaC) improved the debridement capacity when a root presented 2 independent canals with an isthmus communication [19]. The current study reproduced this methodology using CFD and confirmed the benefits of combining suction cannulas in one of the root canals while applying positive pressure irrigation in the other in the presence of an isthmus communication. The introduction of suction cannulas generated higher velocities in the coronal and middle third of MB root canal, as expected when using the negative pressure, being the iNP cannula the least effective. The negative pressures produced by MaC or SURG cannulas directed the flow towards the isthmus up to the entrance of the cannula, increasing the velocity of the irrigant and generating a higher shear stress when the flow first encountered the root canal wall.

The distribution of shear stress is a parameter that has not been studied in depth in endodontics. Although the values of shear stress needed to eliminate biofilm or debris from the walls of the root canal are currently unknown, the implications are relevant. The greater the shear stress generated, the greater the force exerted by the irrigant in the root canal wall. The present study showed how when cannulas such as MaC or SURG (with a larger internal diameter) are placed 7.5 mm from the WL, the shear stress increased notably when compared to smaller internal diameters (iNP) with the highest values located in three different sites (at the exit of

the irrigation needle, in the center of the isthmus and at the entrance of the suction cannula). The insertion of a suction cannula coronal to the isthmus seems to help the irrigant delivered in the other root canal to reach the isthmus accelerating the flow and increasing the shear stress in this narrow area. At the same time the use of a SL needle guarantees a low apical pressure, that was very similar for all the simulations, decreasing slightly with the use of the cannulas.

Within the limitations of this study, it can be concluded that the use of adjuvant suction cannulas aids conventional irrigation in roots with 2 independent root canals and isthmus communication by improving irrigant flow, increasing shear stress in the root canal walls and isthmus, and slightly decreasing apical pressure.

Declarations

Conflict of interest The authors have stated explicitly that there are no conflicts of interest in connection with this article.

References

- Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod.* 2006;32:389–98.
- Siqueira JF Jr, Rôças IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *J Endod.* 2008;34:1291–301.
- Grawehr M, Sener B, Waltimo T, et al. Interactions of ethylenediamine tetraacetic acid with sodium hypochlorite in aqueous solutions. *Int Endod J.* 2003;36:411–5.
- Nair PNR. On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *Int Endod J.* 2006;39:249–81.
- Chandra A. Discuss the factors that affect the outcome of endodontic treatment. *Aust Endod J.* 2009;35:98–107.
- Song M, Kim HC, Lee W, et al. Analysis of the cause of failure in nonsurgical endodontic treatment by microscopic inspection during endodontic microsurgery. *J Endod.* 2011;37:1516–9.
- Normanweller R, Niemczyk S, Kim S. Incidence and position of the canal isthmus Part 1 Mesio buccal root of the maxillary first molar. *J Endod.* 1995;21:380–3.
- Vertucci FJ. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endod Topics.* 2005;10:3–29.
- De Pablo ÓV, Estevez R, Sanchez P, et al. Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: a systematic review. *J Endod.* 2010;36:1919–31.
- Fan B, Pan Y, Gao Y, et al. Three-dimensional morphologic analysis of isthmuses in the mesial roots of mandibular molars. *J Endod.* 2010;36:1866–9.
- Jiang LM, Lak B, Eijssvogels LM, et al. Comparison of the cleaning efficacy of different final irrigation techniques. *J Endod.* 2012;38:838–41.
- Mazzoni A, Pacifici A, Zanza A, et al. Assessment of real-time operative torque during nickel-titanium instrumentation with different lubricants. *Appl Sci.* 2020;10:6201.
- Al-Jadaa A, Paqué F, Attin T, et al. Necrotic pulp tissue dissolution by passive ultrasonic irrigation in simulated accessory canals: impact of canal location and angulation. *Int Endod J.* 2009;42:59–65.
- Adcock JM, Sidow SJ, Looney SW, et al. Histologic evaluation of canal and isthmus debridement efficacies of two different irrigant delivery techniques in a closed system. *J Endod.* 2011;37:544–8.
- Gao Y, Haapasalo M, Shen Y, Wu H, et al. Development and validation of a three-dimensional computational fluid dynamics model of root canal irrigation. *J Endod.* 2009;35:1282–7.
- Boutsioukis C, Kastrinakis E, Lambrianidis T, et al. Formation and removal of apical vapor lock during syringe irrigation: a combined experimental and Computational Fluid Dynamics approach. *Int Endod J.* 2014;47:191–201.
- Shen Y, Gao Y, Qian W, et al. Three-dimensional numeric simulation of root canal irrigant flow with different irrigation needles. *J Endod.* 2010;36:884–9.
- Lecrivain G, Slaouti A, Payton C, et al. Using reverse engineering and computational fluid dynamics to investigate a lower arm amputee swimmer's performance. *J Biomech.* 2008;41:2855–9.
- Thomas AR, Velmurugan N, Smita S, et al. Comparative evaluation of canal isthmus debridement efficacy of modified endovac technique with different irrigation systems. *J Endod.* 2014;40:1676–80.
- Wang R, Shen Y, Ma J, et al. Evaluation of the effect of needle position on irrigant flow in the C-shaped root canal using a computational fluid dynamics model. *J Endod.* 2015;41:931–6.
- Loroño G, Zaldivar JR, Arias A, et al. Positive and negative pressure irrigation in oval root canals with apical ramifications: a computational fluid dynamics evaluation in micro-CT scanned real teeth. *Int Endod J.* 2020;53:671–9.
- Jamleh A, Fukumoto Y, Takatomo Y, et al. A comparison between two negative pressure irrigation techniques in simulated immature tooth: an ex vivo study. *Clin Oral Investig.* 2016;20:125–31.
- Clegg MS, Vertucci FJ, Walker C, et al. The effect of exposure to irrigant solutions on apical dentin biofilms in vitro. *J Endod.* 2006;32:434–7.
- de Gregorio C, Estevez R, Cisneros R, et al. Effect of EDTA, sonic, and ultrasonic activation on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals: an in vitro study. *J Endod.* 2009;35:891–5.
- Estevez R, Conde AJ, Valencia de Pablo O, et al. Effect of passive ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite with or without surfactants and EDTA. *J Endod.* 2017;43:1161–5.
- Iandolo A, Amato M, Abdellatif D, et al. Effect of different final irrigation protocols on pulp tissue dissolution from an isthmus model. *Aust Endod J.* 2021;47:538–43.
- Boutsioukis 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;42:144–55.
- Boutsioukis C, Gogos C, Verhaagen B, et al. The effect of root canal taper on the irrigant flow: evaluation using an unsteady Computational Fluid Dynamics model. *Int Endod J.* 2010;43:909–16.
- Boutsioukis C, Lambrianidis T, Verhaagen B, et al. The effect of needle-insertion depth on the irrigant flow in the root canal: Evaluation using an unsteady computational fluid dynamics model. *J Endod.* 2010;36:1664–8.
- Loroño G, Zaldivar JMR, Jimenez-Octavio JR, et al. CFD analysis on the effect of combining positive and negative pressure during the irrigation of artificial isthmuses. *Int J Numer Method Biomed Eng.* 2020;36:3385.
- Boutsioukis C, Gutierrez Nova P. Syringe irrigation in minimally shaped root canals using 3 endodontic needles: a computational fluid dynamics study. *J Endod.* 2021;47:1487–95.
- Rito Pereira M, Silva G, Semiao V, et al. Experimental validation of a computational fluid dynamics model using

micro-particle image velocimetry of the irrigation flow in confluent canals. *Int Endod J.* 2022;55:1394–403.

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Springer Nature or its licensor (e.g. a society or other partner) holds exclusive rights to this article under a publishing agreement with the author(s) or other rightsholder(s); author self-archiving of the accepted manuscript version of this article is solely governed by the terms of such publishing agreement and applicable law.

ARTÍCULO 3. Loroño, G., Zaldívar, J. M. R., Arias, A., Dorado, S., & Jimenez-Octavio, J. R. Influence of needle design and irrigation depth in the presence of vapor lock: a computational fluid dynamics analysis in human oval roots with apical ramification. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2023;39(8):e3742.



Received: 24 October 2022 | Revised: 22 April 2023 | Accepted: 1 June 2023
DOI: 10.1002/cnm.3742

APPLIED RESEARCH

WILEY

Influence of needle design and irrigation depth in the presence of vapor lock: A computational fluid dynamics analysis in human oval roots with apical ramification

G. Loroño¹ | J. M. R. Zaldívar² | A. Arias² | S. Dorado³ |
J. R. Jimenez-Octavio⁴

¹Departamento de Endodencia, Universidad Europea de Madrid, Madrid, Spain

²Departamento de Odontología Conservadora, Facultad (Estomatología II) de Odontología, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, Spain

³Departamento de Ingeniería Mecánica, Escuela Técnica Superior de Ingeniería-ICAI, Universidad Pontificia Comillas, Madrid, Spain

⁴MOBIOS Lab, Instituto de Investigación Tecnológica, Universidad Pontificia Comillas, Madrid, Spain

Correspondence

J. R. Jimenez-Octavio, Universidad Pontificia Comillas, c/Alberto Aguilera 25, 28015, Madrid, Spain.
Email: joctavio@comillas.edu

Abstract

This paper aims to study the removal of a vapor lock located in the apical ramification of an oval distal root of a human mandibular molar, simulating different needles and irrigation depths with computational fluid dynamic. A geometric reconstruction of the micro-CT of the molar shaped up to a WaveOne Gold Medium instrument was used. A vapor lock located in the apical 2 mm was incorporated. Geometries with positive pressure needles (side-vented [SV], flat or front-vented [FV] and notched [N]) and the EndoVac microcannula (MiC) were created to run the simulations. Irrigation key parameters (flow pattern, irrigant velocity, apical pressure, wall shear stress) and vapor lock removal were compared among the different simulations. Each needle behaved differently that is, FV removed the vapor lock from one ramification and had the highest apical pressure and shear stress values; SV removed the vapor lock in the main root canal but not in the ramification and reached the lowest apical pressure from the positive pressure needles; N was not able to completely remove the vapor lock and showed low apical pressure and shear stress; MiC removed the vapor lock from one ramification, had negative apical pressure and the lowest maximum shear stress. The main conclusion is that none of the needles showed complete removal of vapor lock. MiC, N, and FV were able to partially remove the vapor lock from one out of the three ramifications. However, SV needle was the only simulation that showed high shear stress with low apical pressure.

KEYWORDS

apical delta, computational fluid dynamics, microCT, negative pressure irrigation, positive pressure irrigation, vapor lock

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/), which permits use and distribution in any medium, provided the original work is properly cited, the use is non-commercial and no modifications or adaptations are made.
© 2023 The Authors. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* published by John Wiley & Sons Ltd.

1 | INTRODUCTION

The penetration of irrigants in the full extent of the root canal system is advisable for a complete mechanical and chemical efficacy of endodontic solutions. The main purposes of irrigation are to reduce the microbial load and to eliminate organic tissue and detritus that might be infected.^{1–3} Sodium hypochlorite (NaOCl) is currently the most used irrigating solution due to its tissue-dissolving and antimicrobial properties.^{4,5} However, its capacity to reach the whole anatomy of an imbricated root canal system with anatomical irregularities (such as lateral or apical ramifications, isthmuses, and deltas) without risk of extrusion continues being a challenge.⁶ Particularly, apical ramifications have been related to endodontic treatment failure when they are large enough to harbor significant numbers of bacteria.^{7,8} In fact, 79% of molars have lateral or accessory foramina with diameters ranging from 10 to 200 μm ⁹; and more specifically, distal roots of mandibular first molars contain an average of 3.36 portals of exit in the apical 0.5 mm.¹⁰

Apart from the anatomic irregularities, other factors also affect the capacity of NaOCl to reach the last apical millimeters of the root canal system: the presence of organic tissue or dentinal debris, irrigant properties (such as surface tension, viscosity and density),¹¹ the delivery mode (irrigant flow rate and needle design),^{12–14} the maintenance of apical patency¹⁵ the use of agitation systems (sonic and ultrasonic activation among others),^{5,16} the occurrence of procedural errors (e.g. incorrect shaping or ledges), the diameter of the canal instrumentation,¹⁷ and physical phenomena such as vapor lock.^{18,19} In fact, the presence of gas bubbles, (the so-called vapor lock) in the apical portion of the root canal blocking the penetration of the irrigant has been an important concern for a decade^{18–25} and it is still a challenge.

Vapor lock has classically been attributed to a physical and a chemical phenomenon. Physically, an entrapment of air bubbles occurs when the irrigant is delivered and advances in a dry root canal with a close-end system.^{16,24} Chemically, a coalescence of gas bubbles is produced when NaOCl reacts with organic tissue.^{16,26} As a result, the irrigating solution is unable to completely reach the internal anatomy jeopardizing the satisfactory cleaning of the complete root canal system.

On one hand, Boutsoukakis et al.¹⁹ suggested that vapor lock could be easily prevented or removed with syringe irrigation by increasing the apical size, using open-ended flat needles, positioning the needle closer to working length (WL) and delivering the irrigant at higher flow rates. However, these conclusions were reached in simple artificial geometries and the risk of extrusion was not addressed. On the other hand, when using real anatomies, Tay et al.¹⁸ demonstrated that the presence of vapor lock negatively affected the debridement capacity of the irrigants. Moreover, flat needles were associated to high apical pressure (P_a) values.¹³ In fact, irrigation efficacy should be balanced with the risk of extrusion, and to date there is very limited information about P_a values and extrusion risk in the presence of vapor lock.

Several devices have been designed to avoid the extrusion of irrigants to the periapical tissues, among them the EndoVac system (Discus Dental, Culver City, CA). The device includes a microcannula (MiC), that placed at WL allow the penetration of the irrigant up to WL with low risk of extrusion.^{27,28} This cannula has demonstrated to be more effective than syringe-needle irrigation and sonic or passive ultrasonic activation reaching the WL.²⁹ However, the efficacy of syringe-needle irrigation and MiC for removing vapor lock from apical ramifications has not been studied yet.

Computational fluid dynamic (CFD) is a non-invasive validated method to observe the behavior of irrigants and irrigation key magnitudes (wall shear stress (τ_w), flow velocity, irrigant replacement and P_a) in the root canal system.^{30–32} It allows the standardization of samples and reduce human errors. Thus, the aim of this study was to analyze the influence of needle design and irrigation depth in the removal of a simulated vapor lock and to assess CFD key irrigation magnitudes during syringe and MiC irrigation in the apical ramification of an oval distal root of a human mandibular molar when a vapor lock is present.

2 | MATERIALS AND METHODS

This study was performed with the approval of the Ethics Committee (CIPI/19/164) and developed based on a previously published model.¹⁴ In brief, the geometric reconstruction (Geomagic 3D Systems software [Rock Hill, SC, United States]) of a micro-CT (isotropic voxel size of 30 μm /1001 cross-sectional slice images [TIFF format]) of a mandibular molar with an oval distal root canal with an apical ramification was used. The root canal was shaped up to a WaveOne Gold Medium instrument (nominal size #35/ taper 0.06v; Dentsply Sirona endodontics, Ballaigues, Switzerland), but the instrument only entered the first branch of the ramification.

Four different types of needles were used in the study, two closed-ended and two open-ended. The two closed-ended needles were a side-vented needle (SV) and multivented (EndoVac Microcannula [MiC]). The two open-ended needles were flat or front-vented (FV) and notched needle (N). The geometry of SV, FV and N was modeled following international

standard ISO 9626:2016 specifications for irrigation needles with an external diameter of 0.30 mm and internal diameter of 0.19 mm. The SV was modeled reproducing the geometry of the Max-i-Probe needle (Dentsply/Tulsa Dental, York, PA, USA) which is designed with a 0.5 mm side-vent located 1 mm from the tip. The N needle was modeled as a Monoject needle (Covidien, Dublin, Ireland) with a notch-vent of 2.5 mm in the latest millimeters. The design of the MiC was based in previous studies.²⁷ Different geometries were created with each positive pressure needle (SV1, SV3, FV1, FV3, N1, N3); two different irrigation positions, 1 and 3 mm from WL, were chosen for each of them due to the influence of needle working length on irrigation results³²; and the MiC placed at WL following manufacturer's direction for use.

The main difference with the previous study¹⁴ was the incorporation of a vapor lock located in the apical 2 mm of a real root canal with an apical ramification, see Figure 1. The spatial discretization of the fluid domain was performed with ANSYS 18.2 (Fluent Inc., Lebanon, NH, USA). A two-phase flow (gas and liquid) was represented in the root canal. The gas, ambient air, in the apical 2 mm simulated the vapor lock and the liquid simulated the irrigant in the rest of the root canal.

A summary of the characteristics related to the material properties, boundary conditions and numerical modeling are detailed in Table 1. The numerical simulation was run with the CFD extension of ANSYS 18.2 (ANSYS Fluent, Canonsburg, PA, USA).

The $k-\omega$ shear stress transport (SST) turbulence model is a popular two-equation model used for predicting turbulent flows first presented by Menter.³³ It combines the benefits of both the k -epsilon and k -omega models, overcoming their limitations in different regions of the flow. The model uses the turbulence kinetic energy (k) and the specific dissipation rate (ω) as primary variables. The k equation models the transport of turbulent kinetic energy and its dissipation (Equation 1), while the ω equation models the transport of the specific dissipation rate (Equation 2). The model employs two different formulations for the turbulent viscosity in the near-wall and outer regions. In the near-wall region, it reduces to a low-Reynolds number version of the k -omega model, while in the outer region, it behaves like the k -epsilon model.

The $k-\omega$ SST model equations are as follows:

$$\partial(\rho k)/\partial t + \partial/(\partial x_i)(\rho k U_i) = P_k - \beta^* \rho \omega k + \partial/(\partial x_j)[(\mu + \mu_t \sigma_k) \partial k/(\partial x_j)], \quad (1)$$

$$\partial(\rho \omega)/\partial t + \partial/(\partial x_i)(\rho \omega U_i) = (\gamma P_k)/\nu_t - \beta \rho \omega^2 + \partial/(\partial x_j)[(\mu + \mu_t \sigma_\omega) \partial \omega/(\partial x_j)], \quad (2)$$

where k is the turbulence kinetic energy, ω is the specific dissipation rate, u is the velocity vector, P_k is the production of turbulence kinetic energy, β and β^* are empirical constants, γ is a constant, ν_t is the turbulent viscosity, μ is the molecular viscosity, and ρk and $\rho \omega$ are blending functions that switch between the k -epsilon and k -omega models.

Overall, the $k-\omega$ SST turbulence model is widely applicable in many engineering fields and has been extensively validated against experimental data.

A two-phase model simulation was used to study a complex fluid system in a CFD study. The Volume of Fluid (VOF) method with an explicit formulation was employed to capture the interface between the two phases. The volume

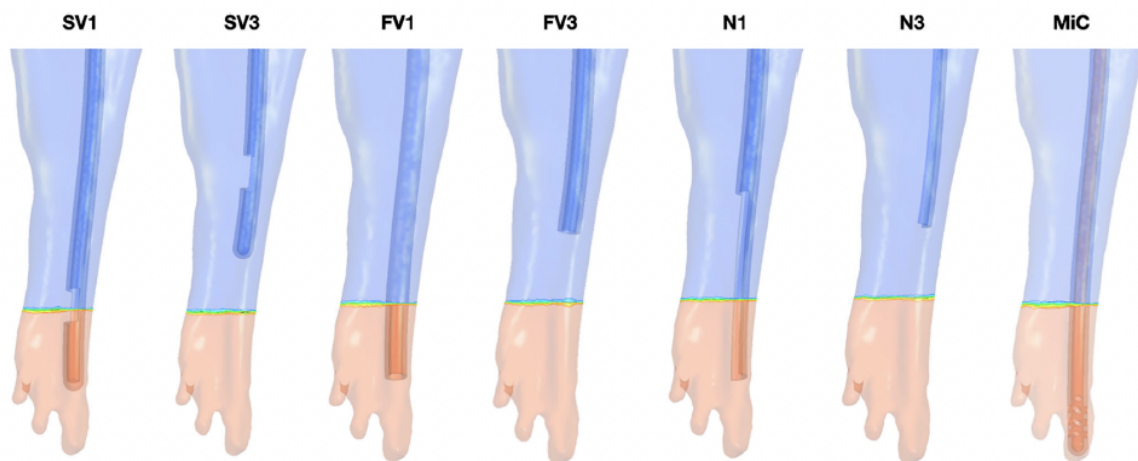


FIGURE 1 CAD models for all simulations. Notice the two-phase flow represented in the root canal: ambient air in the apical 2 mm representing the vapor lock and liquid representing the irrigant in the rest of the root canal.

TABLE 1 Summary of characteristics related to the material properties, boundary conditions and numerical modeling.

	Item	Property	Value	Description
Material properties	Irrigant	Density	998.0 kg/m ³	Incompressible, Newtonian, homogeneous, isothermal and immiscible
		Viscosity	0.986 × 10 ⁻³ Pa s	
	Vapor lock	Density	1.135 kg/m ³	
		Viscosity	1.920 × 10 ⁻⁵ Pa s	
Boundary conditions	Canal walls			Rigid, impermeable and flat
	Irrigation elements			Rigid, impermeable and flat
	Inlet	Velocity	0.1 g/s	6 mL/min in coronal direction
	Outlet	Pressure	857.5 mmHg	Atmospheric pressure in the coronal access
		Pressure	97.5 mmHg	Aspiration power of the Mic
	Gravity	Acceleration	9.8 m/s ²	
Numerical modeling	Flow	Type		Transient
	Turbulence	Model		k- Ω SST
		Backflow intensity	5%	
		Viscosity ratio	10.0	
	Time	Step	10 ⁻³ s	
		Simulation	0.6 s	
	Software			ANSYS 18.2 (ANSYS Fluent, Canonsburg, PA, USA)
	Hardware			Dell Intel Xeon® (CPU ES 2680 0 2 × 2.70 GHz, 32 GB RAM memory and a 64 Bits operative system) server

fraction cutoff was set to 1e-6, and a Courant number of 0.25 was used for numerical stability. This allowed for accurate tracking of the fluid–fluid interface and provided valuable insight into the dynamic behavior of the fluid system.

ANSYS FLUENT Meshing module was used to obtain the mesh for this model. Three different areas were defined for different mesh sizes. The volume close to the apex and constituting the needle flow had elements with a size 0.06 mm. The middle third of the tooth has elements with a size of 0.1 mm. The upper third had elements with a size of 7 mm. These sizes were decided along with the relevancy of the potential results. Main interest will be found at the apex; therefore, a more precise mesh is needed in that volume. Convergence tests were conducted on the mesh, which demonstrated that the solution was stable and accurate with respect to the mesh resolution.

Irrigation magnitudes (flow behavior and velocity, τ_w distribution and P_a values) were evaluated and compared among the simulations. Furthermore, P_a from each simulation was compared against a 25-mmHg threshold¹⁴ in order to prevent sodium hypochlorite accident, whilst τ_w was compared against a 0.75-mmHg threshold^{34,35} as likely minimum shear stress for efficient debriding. Streamlines and velocity maps were also calculated and compared.

3 | RESULTS

Each specific needle and the Mic behaved differently in the presence of vapor lock. Figure 2 illustrates streamlines, velocities, τ_w values, canal pressures and presence of vapor lock for all simulations; and Figure 3 shows maximum τ_w (A) and maximum P_a values for each simulation (B).

3.1 | Side-vented needle

In general, the behavior of SV needle in removing the vapor lock varied when tested at 3 or 1 mm from WL. It also showed the lowest maximum P_a values from the three positive pressure needles tested. τ_w values higher than 1 mmHg were located in a small area near the needle outlet (Figure 2).

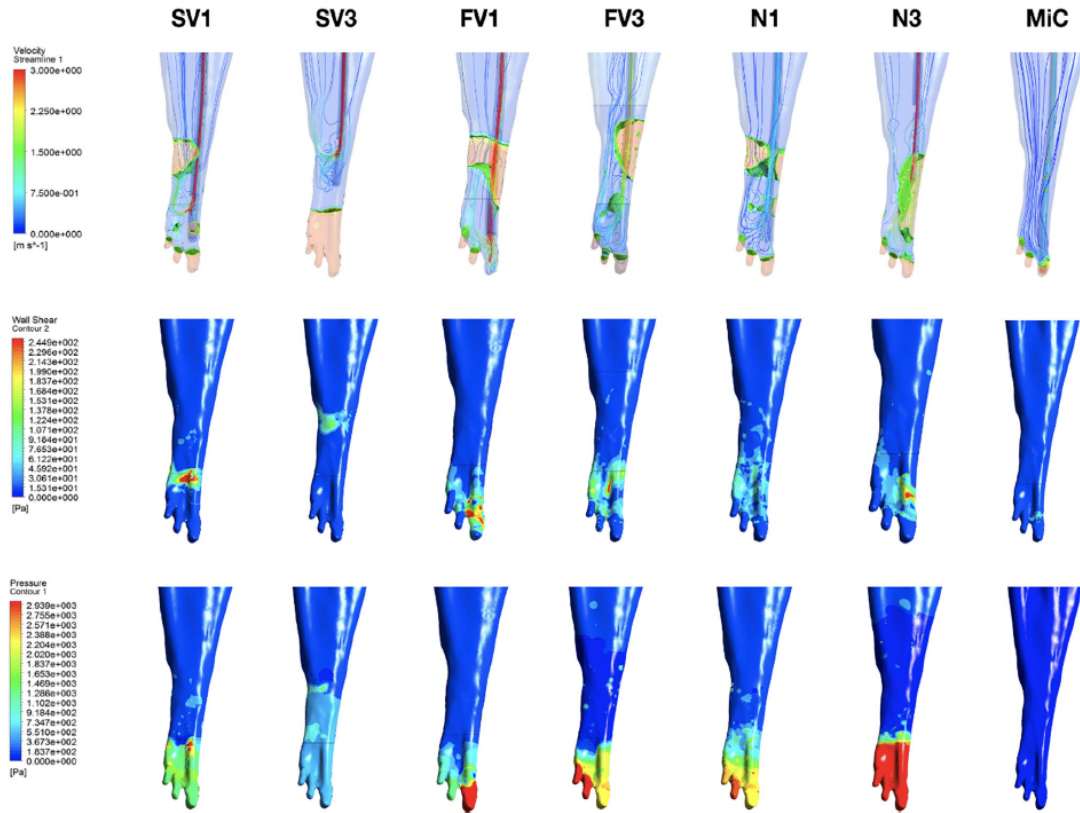


FIGURE 2 Streamlines of velocity (top), shear stress (middle) and canal pressure (down) after all simulations.

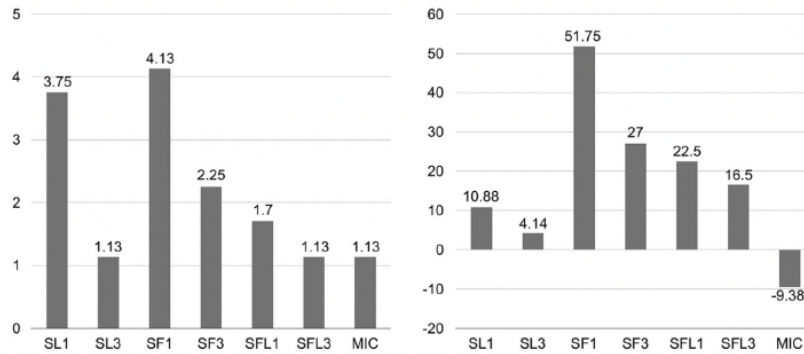


FIGURE 3 Maximum shear stress [mmHg] (left) and Maximum apical pressure [mmHg] (right) values for each simulation.

Simulation SV3 showed a practically intact vapor lock and low velocities, P_a (4.1 mmHg) and τ_w (1.1 mmHg). On the contrary, SV1 removed the vapor lock in the main root canal, although not in the ramifications. At the same time, it displayed higher P_a , velocity and τ_w values. P_a values were still far from the threshold for risk of extrusion (10.9 mmHg) and τ_w values were the second highest for all needles (3.7 mmHg).

3.2 | Flat or front-vented needle

In general, FV needle showed high τ_w and P_a values and it was not able to completely remove the vapor lock.

Simulation FV3 showed a slight penetration of irrigant into one of the three ramifications, P_a values slightly above the risk of extrusion threshold (27 mmHg) and relatively high maximum τ_w (2.3 mmHg). Furthermore, the area showing τ_w values higher than 1 mm Hg was much larger than in SV simulations. However, velocity fluid flow was only high in the main root canal and not inside the ramification.

FV1 was able to remove the vapor lock from one of the ramifications and showed the highest τ_w value (4.1 mmHg). Furthermore, it was able to generate a high velocity fluid flow in the ramification. However, the area with τ_w values higher than 1 mm Hg was significantly lower than in FV3. At the same time, this simulation showed the highest P_a values, far above the threshold considered for risk of extrusion (51.8 mmHg).

3.3 | Notched needle

N needle results were similar independently of the penetration depth. On the one hand, the insertion at 3 mm from WL did not remove the vapor lock from any of the ramifications, had low τ_w values (1.1 mmHg) and very little flow with medium velocities, although maximum P_a values were below the threshold (16.5 mmHg). On the other hand, N1 was not able to remove the vapor lock but had higher maximum τ_w values (1.7 mmHg) when compared to N3. Additionally, it generated low velocities in the main canal, but P_a was also below the risk of extrusion threshold (22.5 mmHg).

3.4 | EndoVac microcannula

MiC removed the vapor lock partially from one of the ramifications; however, it had negative P_a (−9.4 mmHg). At the same time, this simulation displayed the lowest τ_w (followed by SV3 [1.1 mmHg] with simulation N3 [1.3 mmHg]), and low velocities.

4 | DISCUSSION

This study was designed to better understand the fluid dynamics behavior in the presence of vapor lock in an oval root canal anatomy with apical irregularities. The removal of a vapor lock has been previously investigated either with methodologies that could not analyze the fluid parameters²³ or with similar methodologies to the one used in the present study but in artificial and simple geometries.¹⁹ The use of CFD has been previously validated both in the presence¹⁹ and absence of vapor lock.³⁰ Furthermore, the micro-CT of a human mandibular molar has been used to reproduce fluid dynamics in real anatomies and hence, to better extrapolate the findings to a real clinical situation. As previously reported, mandibular molars commonly have three portals of exit,¹⁰ and the presence of apical ramifications might interfere with the removal of vapor lock in comparison to regular root canals. The upward buoyant force exerted by the vapor lock, which mainly depends on the cross section of the canal ($\approx \pi r^2$), is counteracted by the surface tension that varies with the perimeter of the cross section ($\approx 2\pi r$).³⁵ This makes easier to remove a vapor lock from wide and regular geometries. This aspect is relevant because the presence of vapor lock in all or part of an apical irregularity may prevent its cleaning¹⁸ and therefore may trigger the failure of a root canal treatment.^{7,8}

Boutsoukris et al.¹⁹ analyzed the formation and removal of apical vapor lock with syringe irrigation in a combined *in vitro* and CFD study. The present study tried to further add information about magnitude parameters like τ_w and P_a , to further understand the effectiveness and safety of irrigation devices when removing a vapor lock. Although the P_a needed to generate an irrigation accident with NaOCl is unknown and subject to clinical variations³⁶ the threshold used in the present report was determined considering the following three parameters: blood pressure in the intraosseous space (30 mmHg), capillary bed (close to 25 mmHg) and interstitial pressure values (20–30 mmHg).³⁷ This allows the interpretation of results based on clinically realistic criteria and fear comparisons among simulations. On the other hand, an effort has been made to compare the τ_w among simulations, due to the τ_w needed for the removal of detritus or biofilms adhered to dentine would be sufficient in all the cases according to the threshold reported in the literature.^{35,36} Nonetheless, results should be interpreted with caution.

The design of the vapor lock is based on previous studies,¹⁹ simulating an adverse clinical situation in which the most apical 2 mm of the canal presented an air lock. Likewise, the parameters used for the physical properties for both the vapor lock and the irrigant are also based in previous studies.^{1,13,19} Furthermore, a turbulent flow was assumed based on Gao et al. and Rito Pereira.^{30,38} The irrigation velocity used is clinically realistic³⁹ and widely described.^{14,38} The use of higher velocities might be a future field of study for CFD; although based on the P_a values obtained in the present work it seems reasonable to anticipate that higher velocities may be dangerous for the use of both FV and N needles.

Three commonly used positive pressure needles and a negative pressure device have been analyzed in the present study although some other parameters such as the needle outlet direction has not been evaluated. Wang et al.⁴⁰ analyzed the influence of SV needle orientation in the τ_w and P_a produced inside the root canal. In this study, SV needle was oriented in opposite direction to the closest wall. Considering previous results,⁴⁰ higher values would have probably been obtained if the needle was oriented differently. However, the results obtained in both studies combined suggest that P_a and τ_w values are noticeably influenced by the type of needle and insertion depth and not by the orientation of the needle outlet. Moreover, two different penetration depths were analyzed in the present simulations to overcome the computational difficulty of analyzing vertical movements of needles when using two-phase flow (air and fluid) in real anatomies. Considering that the maximum values of τ_w and P_a were obtained in the first tenth of a second of the simulation (data not shown), the results probably will not vary greatly if the needle moves vertically. Although Hu et al.⁴¹ recently demonstrated that fluid flow is affected by the movement of the needle inducing lower velocity and P_a than static needles; it must be considered that the use of regular geometries for the purpose may overvalue fluid velocity and P_a through hindering of the backflow compared to real anatomies with oval canals and irregularities that may facilitate the fluid return. In fact, P_a values found in the present study are close to those using different⁴² or similar⁴⁰ methodologies but real anatomies, and far from those using regular cones.^{12,13,41,43}

To date no study has evaluated the effectiveness of the EndoVac system in the removal of vapor lock. It could be assumed that it is a suitable device for its removal based on the mechanism of action; however, the presence of the ramification hindered the removal of the vapor lock and it was only able to partially eliminate it from the ramification in which the MiC entered. In addition, τ_w values with the EndoVac were the lowest when compared to the rest of the simulations. The lowest values were also obtained in a previous study when a vapor lock was not present.¹⁴ The presence of the vapor lock increased the τ_w , but EndoVac still showed identical values to SV3. As expected, a negative P_a was obtained with EndoVac. The P_a obtained in this simulation was even lower than in the absence of a vapor lock (−9.4 mmHg vs. −3.4 mmHg obtained in the previous study) due to the physical properties of the mixture of the two different phases (liquid–gas) above the apical constriction. Bernoulli's principle (which depends on the density ρ and specific weight γ of the fluid, velocity V and pressure P , the acceleration of gravity g and elevation of the point above a reference plane z) states that the equation $\left[\frac{\rho V^2}{2g} + \frac{P}{\gamma} + z\right]$ ⁴⁴ is constant; therefore if the density of air is lower than that of NaOCl, static pressure $\left[\frac{P}{\gamma} + z\right]$ is reduced and hence, dynamic pressure $\left[\frac{\rho V^2}{2g}\right]$ increased. Consequently, the increase of velocity results into higher τ_w and lower P_a values. For this basic physic principle, a bi-phase flow is more efficiently absorbed by the MiC than the irrigant alone (monophase). Furthermore, positive pressure needle simulations presented similar or higher P_a and τ_w values in the presence of vapor lock when compared to those without vapor lock¹⁴ based on the same Bernoulli's principle. At the same time, streamlines also differed considerably in the presence of vapor lock with the most pronounced differences detected when SV needle was placed at 3 mm from WL. Streamlines reached the apical ramification in the absence of vapor lock,¹⁴ but the irrigant flow only reached 0.3 mm apically in the presence of vapor lock and maintained it completely. Similarly, in absence of vapor lock, streamlines showed that FV1 simulation penetrated in two out of the three ramifications, while when vapor lock was present only one ramification was reached and hence vapor lock was only eliminated from this ramification.

It is interesting to notice that none of the needles were able to completely remove the vapor lock from the three ramifications. Moreover, one only simulation removed completely the vapor lock from one ramification (FV1). In terms of vapor lock removal efficacy, SV needle demonstrated the poorest results; although SV1 was able to remove the vapor lock from the main canal and presented the second highest τ_w and low risk of extrusion. At the same time, both N and FV needles presented high risk of extrusion at 1 mm from WL and were not able to remove the vapor lock when situated at 3 mm from WL generating P_a values higher than the SV needle. This result differed from those reported by Boutsoukakis et al.,¹⁹ who found high vapor lock removal efficacy with delivery velocities ranging from 5 to 10 mL/min specially in simulated root canals with nominal apical size #50 and 0.04 taper preparations. The difference is very likely due to the anatomical irregularities of real root canals that were not present in previous studies.

Since none of the positive pressure needles were able to remove vapor lock in an apical ramification while avoiding the risk of extrusion; alternative techniques or devices, such as sonic or passive ultrasonic irrigation, must be evaluated in the future in search of a safe and effective irrigation method in the presence of vapor lock. In fact, clinical studies have shown that maintaining apical patency minimized the presence of gas bubbles in big canals.²³ From a practical perspective, neither N nor SV were able to remove the vapor lock from the apical ramification, and FV had P_a values above the threshold determined for risk of extrusion. Moreover, MiC seemed to be the only needle partially effective in terms of vapor lock removal below this threshold, but its cleaning capacity might be compromised due to the low velocity and τ_w . Thus, the combination of SV1 (due to the high maximum τ_w) and MiC might be a suitable clinical approach for the purpose.

Under the conditions of this study, the following can be concluded:

1. None of the needles were able to completely remove the vapor lock.
2. The microcannula and front-vented needle when placed at 1 mm from the working length were able to remove the vapor lock from one of three ramifications, while side-vented and notched needles removed it from the main canal.
3. Front-vented and notched needles obtained apical pressure values above the threshold of extrusion in the presence of vapor lock.
4. Front-vented and side-vented needles placed 1 mm from the working length presented the highest shear stress values.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors deny any conflict of interests related to this study. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

CONFLICT OF INTEREST STATEMENT

The authors declare no conflict of interest.


DATA AVAILABILITY STATEMENT

Data sharing not applicable to this article as no datasets were generated or analysed during the current study.

ORCID

A. Arias  <https://orcid.org/0000-0003-2270-8096>

S. Dorado  <https://orcid.org/0000-0001-9927-6872>

J. R. Jimenez-Octavio  <https://orcid.org/0000-0002-6869-8332>

REFERENCES

1. Sjogren U, Hagglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod*. 1990;16:498-504.
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;37:672-678.
3. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endod Top*. 2005;10:77-102.
4. Conde AJ, Estevez R, Loroño G, et al. Effect of sonic and ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite and EDTA. *Int Endod J*. 2017;50:976-982.
5. Boutsoukis C, Arias-Moliz MT. Present status and future directions—irrigants and irrigation methods. *Int Endod J*. 2022;55:588-612.
6. Robberecht L, Delatte J, Meire M. Isthmus morphology influences debridement efficacy of activated irrigation: a laboratory study involving biofilm mimicking hydrogel removal and high-speed imaging. *Int Endod J*. 2023;56:118-127.
7. Ricucci D, Siqueira JF Jr. Fate of the tissue in lateral canals and apical ramifications in response to pathologic conditions and treatment procedures. *J Endod*. 2010;36:1-15.
8. Ricucci D, Siqueira JF Jr. Anatomic and microbiologic challenges to achieving success with endodontic treatment: a case report. *J Endod*. 2008;34:1249-1254.
9. Dammaschke T, Witt M, Ott K, Schafer E. Scanning electron microscopic investigation of incidence, location, and size of accessory foramina in primary and permanent molars. *Quintessence Int*. 2004;35:699-705.
10. Harris SP, Bowles WR, Fok A, McClanahan SB. An anatomic investigation of the mandibular first molar using micro-computed tomography. *J Endod*. 2013;39:1374-1378.

11. Estevez R, Conde AJ, Valencia de Pablo O, de la Torre F, Rossi-Fedele G, Cisneros R. Effect of passive ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite with or without surfactants and EDTA. *J Endod.* 2017;43:1161-1165.
12. Boutsoukis 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;42:144-155.
13. Boutsoukis C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Wesselink PR, van der Sluis LWM. Evaluation of irrigant flow in the root canal using different needle types by an unsteady computational fluid dynamics model. *J Endod.* 2010;36:875-879.
14. Loroño G, Zaldívar JR, Arias A, Dorado S, Cisneros R, Jimenez-Octavio JR. Positive and negative pressure irrigation in oval root canals with apical ramifications: a computational fluid dynamics evaluation in micro-CT scanned real teeth. *Int Endod J.* 2020;53:671-679.
15. Vera J, Arias A, Romero M. Effect of maintaining apical patency on irrigant penetration into the apical third of root canals when using passive ultrasonic irrigation: an in vivo study. *J Endod.* 2011;37:1276-1278.
16. Gu LS, Kim JR, Ling J, Choi KK, Pashley DH, Tay FR. Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *J Endod.* 2009;35:791-804.
17. Boutsoukis C, Nova PG. Syringe irrigation in minimally-shaped root canals using three endodontic needles: a computational fluid dynamics study. *J Endod.* 2021;47(9):1487-1495.
18. Tay FR, Gu LS, Schoeffel GJ, et al. Effect of vapor lock on root canal debridement by using a side-vented needle for positive-pressure irrigant delivery. *J Endod.* 2010;36:745-750.
19. Boutsoukis C, Kastrinakis E, Lambrianidis T, Verhaagen B, Versluis M, van der Sluis LWM. Formation and removal of apical vapor lock during syringe irrigation: a combined experimental and computational fluid dynamics approach. *Int Endod J.* 2014;47:191-201.
20. 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. *J Endod.* 2009;35:891-895.
21. Parente JM, Loushine RJ, Susin L, et al. Root canal debridement using manual dynamic agitation or the EndoVac for final irrigation in a closed system and an open system. *Int Endod J.* 2010;43:1001-1012.
22. Agarwal A, Deore RB, Rudagi K, Nanda Z, Baig MO, Fareez MA. Evaluation of apical vapor lock formation and comparative evaluation of its elimination using three different techniques: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18:790-794.
23. Vera J, Arias A, Romero M. 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. *J Endod.* 2012;38:200-203.
24. Peeters HH, Gutknecht N. Efficacy of laser-driven irrigation versus ultrasonic in removing an airlock from the apical third of a narrow root canal. *Aust Endod J.* 2013;40:47-53.
25. Dioguardi M, Di Gioia G, Illuzzi G, et al. Passive ultrasonic irrigation efficacy in the vapor lock removal: systematic review and meta-analysis. *Sci World J.* 2019;1:8.
26. Schoeffel GJ. The EndoVac method of endodontic irrigation, part 2-efficacy. *Dent Today.* 2008;27:86-87.
27. Desai P, Himel V. Comparative safety of various intracanal irrigation systems. *J Endod.* 2009;35:545-549.
28. Magni E, Jäggi M, Eggmann F, Weiger R, Connert T. Apical pressures generated by several canal irrigation methods: a laboratory study in a maxillary central incisor with an open apex. *Int Endod J.* 2021;54:1937-1947.
29. de Gregorio C, Estevez R, Cisneros R, Paranjpe A, Cohenca N. Efficacy of different irrigation and activation systems on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals and up to working length: an in vitro study. *J Endod.* 2010;36:1216-1221.
30. Gao Y, Haapasalo M, Shen Y, et al. Development and validation of a three-dimensional computational fluid dynamics model of root canal irrigation. *J Endod.* 2009;35:1282-1287.
31. Boutsoukis C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, van der Sluis LW. Irrigant flow in the root canal: experimental validation of an unsteady computational fluid dynamics model using high-speed imaging. *Int Endod J.* 2010;43:393-403.
32. Zhou N, Huang Z, Yu M, Deng S, Fu B, Jin H. Influence of needle working length and root canal curvature on irrigation: a computational fluid dynamics analysis based on a real tooth. *BMC Oral Health.* 2022;22(1):1-10.
33. Menter FR. Two-equation Eddy-viscosity turbulence models for engineering applications. *AIAA J.* 1994;32:1598-1605.
34. Duddridge JE, Kent CA, Laws JF. Effect of surface shear stress on the attachment of *Pseudomonas fluorescens* to stainless steel under defined flow conditions. *Biotechnol Bioeng.* 1982;24(1):153-164.
35. Yu M, Huang Z, Zhou N, Xu Z, Deng S, Jin H. Effect of inflow temperature on root canal irrigation: a computational fluid dynamics study. *Phys Fluids.* 2020;32(8):81903.
36. Kleier D, Averbach R, Mehdipour O. The sodium hypochlorite accident: experience of diplomates of the American board of endodontics. *J Endod.* 2008;34:1346-1350.
37. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology.* 11th ed. Elsevier; 2016.
38. Rito Pereira M, Silva G, Semiao V, et al. Experimental validation of a computational fluid dynamics model using micro-particle image velocimetry of the irrigation flow in confluent canals. *Int Endod J.* 2022;55:1394-1403.
39. Boutsoukis 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. *Int Endod J.* 2007;40:504-513.
40. Wang R, Shen Y, Ma J, et al. Evaluation of the effect of needle position on irrigant flow in the C-shaped root canal using a computational fluid dynamics model. *J Endod.* 2015;41:931-936.

41. Hu S, Duan L, Wan Q, Wang J. Evaluation of needle movement effect on root canal irrigation using a computational fluid dynamics model. *Biomed Eng Online*. 2019;18:52.
42. Park E, Shen Y, Khakpour M, Haapasalo M. Apical pressure and extent of irrigant flow beyond the needle tip during positive-pressure irrigation in an in vitro root canal model. *J Endod*. 2013;39:511-515.
43. Boutsioukis C, Gogos C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, van der Sluis LWM. The effect of root canal taper on the irrigant flow: evaluation using an unsteady computational fluid dynamics model. *Int Endod J*. 2010;43:909-916.
44. White FM. *Fluid Mechanics*. 4th ed. McGraw-Hill; 2017.

How to cite this article: Loroño G, Zaldivar JMR, Arias A, Dorado S, Jimenez-Octavio JR. Influence of needle design and irrigation depth in the presence of vapor lock: A computational fluid dynamics analysis in human oval roots with apical ramification. *Int J Numer Meth Biomed Engng*. 2023;39(8):e3742. doi:10.1002/cnm.3742

9. RESUMEN INDIVIDUAL DE CADA ARTÍCULO

ARTÍCULO 1. Loroño G, Zaldivar JMR, Jimenez-Octavio JR, Dorado S, Arias A, Cisneros R. CFD analysis on the effect of combining positive and negative pressure during the irrigation of artificial isthmuses. *Int J Numer Meth Biomed Engng.* 2020;36(10):e3385.

La desinfección efectiva del sistema de conductos radiculares es crucial para el éxito del tratamiento endodóntico, especialmente ante la presencia de irregularidades anatómicas, tales como istmos, que pueden complicar significativamente la limpieza y desinfección. Las técnicas convencionales de irrigación suelen presentar limitaciones importantes en la penetración en estas áreas de difícil acceso, lo que motiva la necesidad de explorar métodos alternativos más eficaces. En este contexto, se plantea la combinación de sistemas de irrigación por presión positiva y negativa como solución para mejorar la eficiencia de la irrigación en este tipo de anatomías.

El objetivo de este estudio fue evaluar mediante CFD la eficacia de combinar presión positiva y negativa durante la irrigación de conductos radiculares conectados por istmos artificiales.

Materiales y métodos:

Se diseñó un modelo tridimensional representativo de dos conductos radiculares conectados por un istmo tipo I. Se analizaron dos tipos diferentes de agujas de irrigación (con salida lateral y frontal) en el que se consideró conducto principal, y se evaluaron tanto individualmente como combinadas con una cánula de aspiración colocada en distintas posiciones (tercio medio y coronal) dentro del conducto secundario. Las simulaciones se ejecutaron con el software ANSYS Fluent 16.2, NaOCl al 1% como irrigante bajo condiciones de flujo (0,18 mL/s) y aspiración (130 kPa). Se estudiaron seis configuraciones distintas para evaluar el impacto de cada combinación sobre los patrones clave de la irrigación.

Resultados:

Las Figura 5 y 6 muestran el flujo del irrigante y los mapas de velocidad para todas las simulaciones tanto de SV como de SF. La Tabla 1 muestra los valores máximos de velocidad, tensión cortante y presión apical de las 6 simulaciones.

Las simulaciones mostraron diferencias significativas entre las configuraciones usadas. La aguja de salida lateral (SV) generó un flujo más eficaz hacia el istmo comparada con la aguja frontal (SF). El uso de cánulas incrementó notablemente el flujo del irrigante y los valores de tensión cortante dentro del istmo, especialmente cuando se posicionaron en el tercio medio. Además, se identificó un fenómeno llamado “efecto Venturi” que promovió una circulación doble del irrigante a través del istmo. Los valores de presión apical obtenidos en las simulaciones sugieren un riesgo de extrusión del irrigante muy por debajo del umbral sugerido.

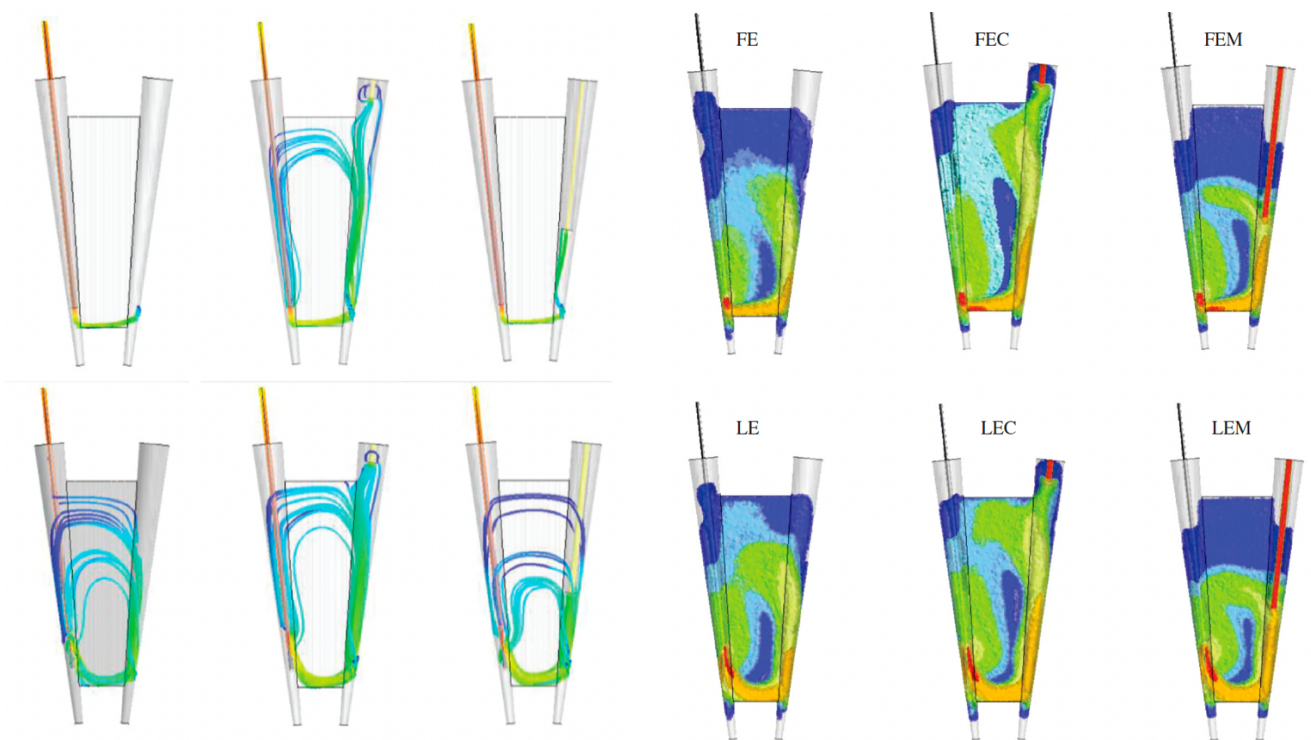


Figura 5 y 6. Flujo del irrigante y mapas de velocidad para todas las simulaciones tanto de SV como de SF.

	Maximum Velocity (m/s)	Maximum Shear Stress (Pa)	Maximum Pressure (Pa)
FE	8.44	1628.44	131 100
FEC	8.59	1256.87	168 323
FEM	8.63	1185.69	171 748
LE	8.48	1298.24	130 893
LEC	8.61	1355.24	144 932
LEM	8.61	1261.36	149 647

Tabla 1. Valores máximos de velocidad, tensión cortante y presión apical de las 6 simulaciones.

Conclusión

Las agujas con salida lateral (SV) generaron condiciones de flujo (velocidad y tensión cortante) que permitieron una mejor irrigación del istmo en comparación con las agujas con salida frontal (SF). Este comportamiento se relaciona con el efecto Venturi observado, que favoreció el paso del irrigante en dos ocasiones por el istmo. Por otro lado, el uso de una cánula de aspiración en el conducto secundario benefició el proceso de irrigación, incrementó la velocidad y la tensión cortante en el istmo.

Finalmente, en todas las simulaciones, los valores de presión apical detectados fueron bajos, por lo que el riesgo de extrusión de hipoclorito de sodio y por lo tanto el riesgo de accidentes resultó bajo.

ARTÍCULO 2. Zaldívar JM, Loroño G, Jimenez-Octavio JR, Dorado S, Arias A. *Computational fluid dynamics analysis of conventional irrigation and the combination with adjuvant suction cannulas in human molars with isthmus communication. Odontology. 2025;113(3):996-1002.*

La irrigación efectiva del sistema de conductos radiculares es esencial para el éxito en el tratamiento endodóntico, especialmente en presencia de irregularidades anatómicas como istmos. Estas áreas, difíciles de alcanzar con técnicas convencionales, pueden convertirse en reservorios de bacterias y tejido, dificultando su desinfección y comprometiendo el resultado del tratamiento. La utilización conjunta de irrigación convencional mediante presión positiva y cánulas de aspiración como adyuvantes podría mejorar la eficacia en la limpieza de estas complejidades anatómicas.

El objetivo de este estudio es evaluar mediante dinámica computacional de fluidos (CFD) el efecto de la combinación de irrigación convencional con diferentes cánulas de aspiración en molares humanos con istmos.

Materiales y métodos:

Se seleccionó un molar mandibular humano con dos conductos radiculares independientes conectados por un istmo, obtenido mediante microtomografía computarizada (micro-CT). Se realizaron simulaciones utilizando una aguja de irrigación lateral (SV) situada en el conducto mesiolingual, sola y combinada con tres cánulas de aspiración diferentes (EndoVac Macro, Surgitip e iNP) colocadas en el conducto mesiobucal (Figura 7). Se desarrollaron cuatro configuraciones distintas para evaluar el patrón de flujo, velocidad del irrigante, tensión cortante en las paredes y presión apical, utilizando el software ANSYS Fluent 18.2.

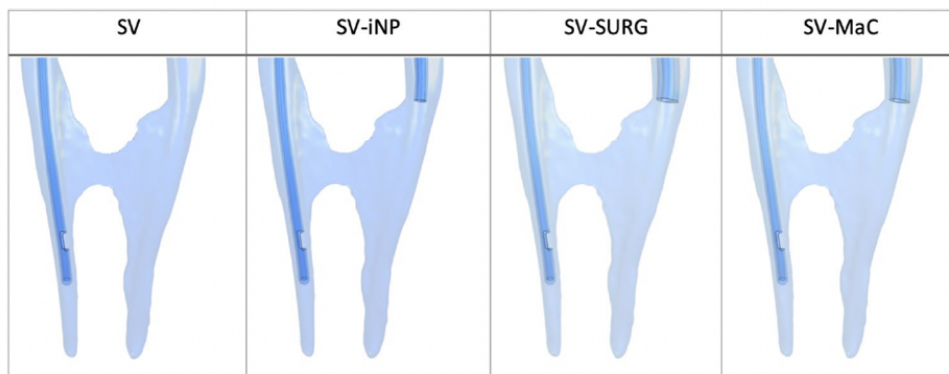


Figura 7. Configuraciones elegidas para la aguja SV y las tres cánulas.

Resultados:

La figura 8 muestra los resultados obtenidos de velocidad y flujo del irrigante, de tensión cortante y de presión apical. La tabla 2 muestra los valores máximos de tensión cortante en el istmo y en el conducto ML así como la presión apical máxima en el ML.

La irrigación convencional sin cánula de aspiración no permitió que el irrigante entrara en el istmo, mostrando valores muy bajos de tensión cortante. Al incorporar cánulas de aspiración, especialmente Surgitip y EndoVac Macro, se logró un notable aumento del flujo del irrigante dentro del istmo, incrementando la tensión cortante en esta región. La cánula iNP presentó efectos mínimos. Ninguna configuración logró que el flujo alcanzara los milímetros apicales de los conductos. Además, se observó que la presión apical disminuyó ligeramente en las configuraciones con cánulas de aspiración, manteniéndose en niveles seguros.

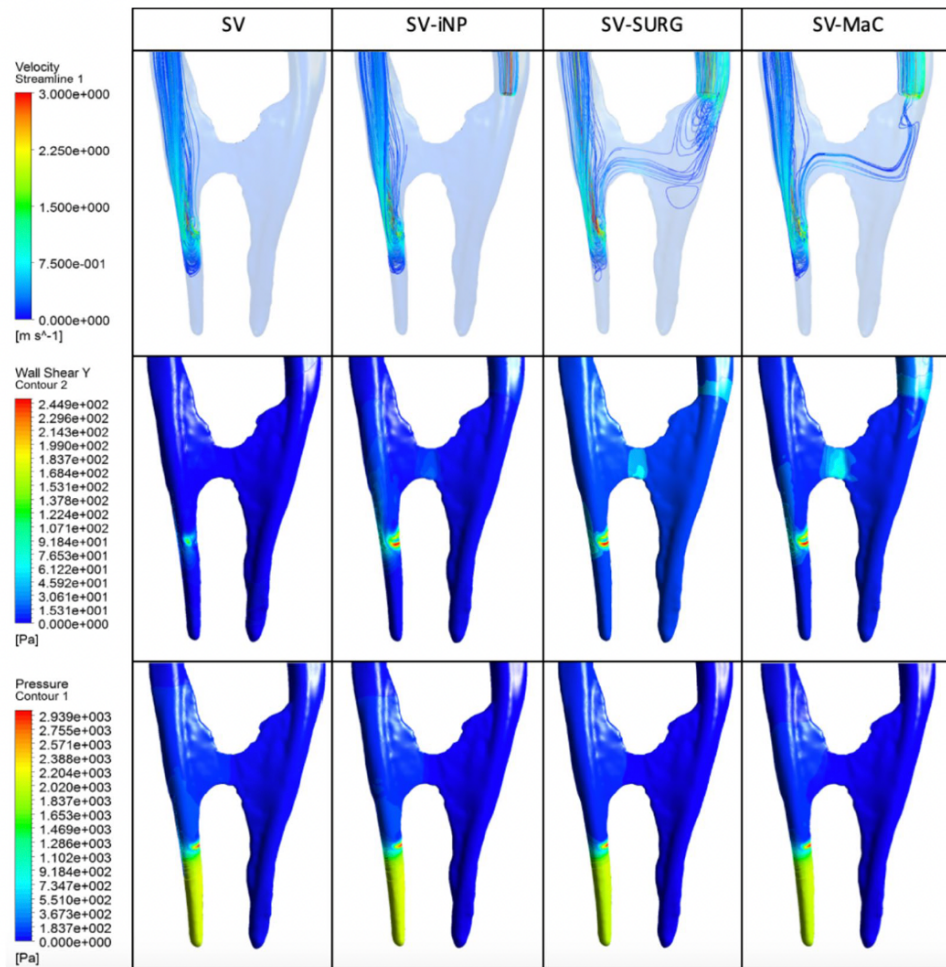


Figura 8. Resultados para la velocidad y flujo del irrigante en la primera fila, de tensión cortante en la segunda y de presión apical en la tercera.

	Isthmus	ML root canal	
	Shear stress (mmHg)	Shear stress (mmHg)	Apical pressure (mmHg)
SV	0.04	1.13	15.32
SV-iNP	0.14	2.07	15.23
SV-SURG	0.48	1.99	15.13
SV-MaC	0.56	2.00	14.87

Tabla 2. Valores máximos de tensión cortante en el istmo y en el conducto ML y de presión apical máxima en el conducto ML.

Conclusión:

La combinación de irrigación convencional con agujas de presión positiva y cánulas de aspiración aumentó la tensión cortante en las paredes del conducto radicular, así como en el istmo, mejoró el flujo del irrigante y redujo ligeramente la presión apical. En estos términos, las cánulas SURG y MaC fueron las más eficaces, mientras que la iNP mostró un rendimiento inferior.

ARTÍCULO 3. Loroño, G., Zaldívar, J. M. R., Arias, A., Dorado, S., & Jimenez-Octavio, J. R. Influence of needle design and irrigation depth in the presence of vapor lock: a computational fluid dynamics analysis in human oval roots with apical ramification. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2023;39(8):e3742.

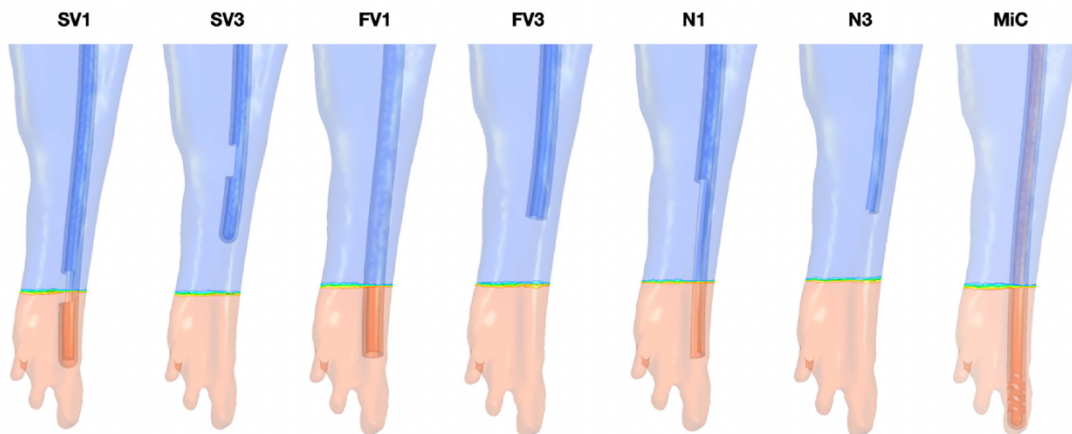
El vapor lock, caracterizado por la formación y acumulación de burbujas de aire o gases en el conducto radicular, representa un desafío durante la irrigación. Este fenómeno limita significativamente la penetración del irrigante, especialmente en conductos con anatomía compleja como las ramificaciones apicales. Por lo tanto, es indispensable evaluar estrategias efectivas para mitigar o eliminar este fenómeno y asegurar un tratamiento endodóntico exitoso.

El objetivo de este estudio es analizar, mediante CFD, la influencia del diseño de la aguja y la profundidad de irrigación en la eliminación del vapor lock en raíces ovales humanas con ramificaciones apicales.

Materiales y métodos:

Se utilizó un modelo tridimensional obtenido mediante micro-CT la raíz distal de un primer molar mandibular humano con un conducto oval que tenía ramificaciones apicales, instrumentado con WaveOne Gold. Se simularon diferentes configuraciones de irrigación con tres tipos de agujas de presión positiva (lateral, frontal y biselada) colocadas a 1 mm y 3 mm de la longitud de trabajo, además de una cánula de aspiración (microcánula de EndoVac, MiC) situada a LT. Se simuló el vapor lock en los últimos 2 mm apicales, evaluando mediante ANSYS Fluent 18.2 los parámetros clave de la irrigación. La figura 10 muestra las geometrías preparadas en ANSYS para lanzar las simulaciones. Se modelan en esta ocasión un modelo bifásico con fluido y aire dentro del conducto. La parte de aire se coloca en los 2 mm apicales simulando el *vapor lock*.

Figura 10. Geometrías preparadas en ANSYS con la posición de las agujas y Mic.



Resultados:

La figura 11 muestra los resultados obtenidos para velocidades y flujo del irrigante y la figura 12 los valores máximos de tensión cortante y de presión apical.

Ninguna de las configuraciones evaluadas consiguió eliminar completamente el vapor lock. La aguja SF colocada a 1 mm de la longitud de trabajo logró eliminar parcialmente el vapor lock en una de las tres ramificaciones, generando los niveles más altos tanto de tensión cortante como de presión apical, con un alto riesgo de extrusión del irrigante. La aguja SV ubicada a 1 mm fue capaz de eliminar parcialmente el vapor lock en el conducto principal, con valores más bajos de presión apical en comparación a la simulación con SF. Por otro lado, la aguja N mostró una eficacia muy limitada y no logró eliminar el vapor lock. Por último, cuando se usó la MiC se consiguió eliminar parcialmente el vapor lock de una ramificación, mostrando valores negativos en cuando a presión apical y valores más bajos aún de tensión cortante.

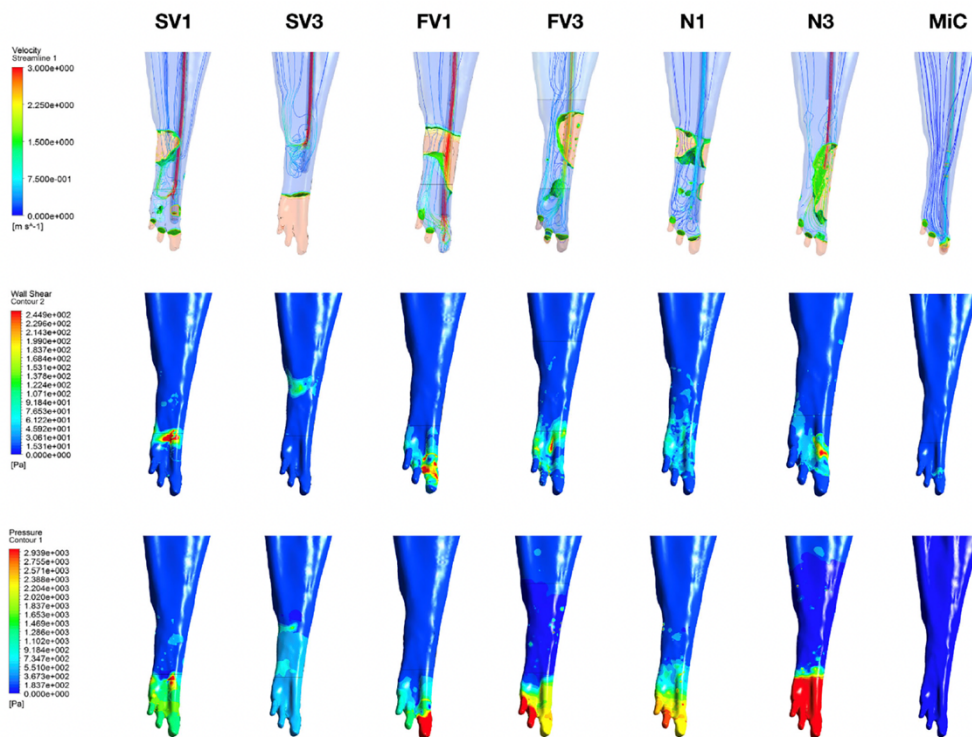


Figura 11. Representación de velocidades, flujo del irrigante, tensión cortante y presión apical.

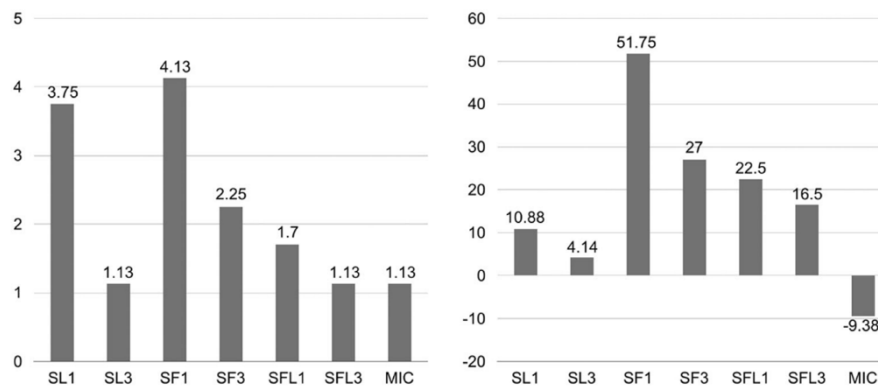


Figura 12. Valores máximos de tensión cortante (izda.) y valores máximos de presión apical (derecha).

A la vista de las figuras que se presentan en este artículo, se observó que los valores más altos de presión apical y tensión cortante los tuvo la aguja de salida frontal. Incluso, el umbral que no se debe superar para evitar el accidente por NaOCl, se superó en las dos simulaciones de SF, a 1 y a 3 mm.

Conclusión:

No fue posible eliminar completamente el *vapor lock* en conductos ovaes y ramificaciones apicales, aunque la aguja con salida lateral ofrece la mejor combinación tensión cortante-presión apical, mientras que la MiC logró una eliminación parcial del vapor lock sin generar valores muy altos de presión apical, pero con la tensión cortante más baja de todas las simulaciones.

10. DISCUSIÓN

La discusión será dividida en dos apartados: discusión del método y discusión de los resultados.

10.1. Discusión del método

Aunque en los últimos años se han realizado numerosos estudios de dinámica de fluidos aplicada a la irrigación, la mayoría de ellos han recurrido a modelos artificiales de geometría regular que no reflejan las complejidades anatómicas que con frecuencia condicionan el éxito clínico del tratamiento endodóntico (125, 140, 142). En algunos casos se han comenzado a utilizar anatomías reales (127, 136), pero aún no se ha abordado suficientemente anatomías complejas con irregularidades anatómicas como las que encontramos en el diente que más tratamientos de conductos recibe según la literatura (13), el primer molar inferior.

Por tanto, esta tesis intenta avanzar hacia un modelo metodológico más realista y clínicamente aplicable. Mediante el uso combinado de micro-CT, modelado computacional tridimensional y simulaciones CFD con enfoque monofásico y bifásico, se han explorado variables fundamentales de la irrigación como la presión apical, la tensión cortante y la velocidad del irrigante en escenarios anatómicamente complejos. Todo ello con el objetivo final de generar conocimiento aplicable a la mejora de los protocolos de desinfección en endodoncia.

La discusión de la metodología se centrará en 4 aspectos fundamentales: la elección del método de estudio frente a otros, de las anatomías incluidas y de las agujas y cánulas de aspiración, así como la incorporación de micro-CT y flujos bifase en los modelos de estudio.

10.1.1. Elección del método de estudio

Como ya se explicó antes, los estudios mediante CFD presentan la ventaja de poder analizar al mismo tiempo parámetros fundamentales de la irrigación como la presión apical, la tensión cortante, la trayectoria del flujo y fenómenos físicos complejos como el vapor lock, superando así las limitaciones de los enfoques metodológicos tradicionales en endodoncia.

Los estudios clásicos se han clasificado en tres grandes grupos: *in vitro*, *ex vivo* e *in vivo*. Los estudios *in vitro*, desarrollados en condiciones controladas fuera del organismo, han permitido analizar aspectos fundamentales como la capacidad de disolución y antimicrobiana de los irrigantes, así como su interacción con surfactantes o activadores. Ejemplos clásicos incluyen el estudio de Chow (120), que evaluó la irrigación en modelos artificiales o los trabajos posteriores de Lee y cols. en 2004 (33) y de Gregorio y cols. en 2009 (133) que emplearon modelos simulados para valorar la penetración del irrigante en conductos laterales. No obstante, este tipo de estudios ofrece una visión estática y no permite entender el comportamiento del flujo del irrigante. Los estudios *ex vivo* utilizan dientes humanos extraídos, permitiendo análisis histológicos detallados que estudian la eficacia del desbridamiento o la penetración del irrigante (67,80). Sin embargo, presentan limitaciones como la imposibilidad de controlar variables físicas durante la irrigación y la elevada variabilidad morfológica entre muestras, dificultando la estandarización. Los estudios *in vivo*, a pesar de su valor clínico, sólo permiten observar resultados indirectos, como la reducción bacteriana (125) o el dolor postoperatorio (35), sin posibilidad de medir el comportamiento dinámico del irrigante dentro del conducto.

Aunque los estudios *in vitro* han sido claves para el desarrollo del conocimiento en endodoncia, su aplicación está limitada por condicionantes éticos y logísticos que restringen tanto la estandarización de las condiciones experimentales como la reproducibilidad de los resultados. En este contexto, la simulación por CFD se presenta como una alternativa metodológica de alta precisión, que permite definir, controlar y reproducir con exactitud los parámetros del irrigante.

En esta tesis, el uso de CFD ha permitido entender y analizar parámetros clave como el flujo del irrigante, la tensión cortante y la presión apical de la irrigación combinando métodos de presión positiva y negativa. Se utilizaron agujas y cánulas modeladas digitalmente según las especificaciones ISO 9626:2016, caudales clínicamente realistas (6 mL/min), y se estableció un umbral fisiológico de 25 mmHg como criterio de seguridad para evitar extrusión, tal como se describe en la literatura médica (36).

Con todo ello, se analizó el comportamiento del irrigante en distintas configuraciones (tipo de aguja, profundidad de inserción, aspiración simultánea) e irregularidades anatómicas complejas, como istmos y ramificaciones apicales.

10.1.2. Elección de las anatomías

Las anatomías elegidas en los tres estudios de esta tesis fueron elegidas por su relevancia clínica y la capacidad de representar fielmente algunas de las principales complejidades que limitan el éxito de los tratamientos. Estas configuraciones permitieron modelar escenarios en los que la anatomía interna condiciona críticamente la limpieza y desinfección del sistema de conductos, siendo una causa común de fracaso y, con frecuencia, una indicación de tratamiento quirúrgico. Por ejemplo, Kim *y cols.* (14) demostraron que la presencia de un istmo en molares tratados quirúrgicamente se asoció con un riesgo seis veces mayor de fracaso posoperatorio, subrayando la importancia clínica de esta estructura y la necesidad de perfeccionar su manejo quirúrgico.

En primer lugar, se incluyeron raíces mesiales con istmos completos, dada su estrecha relación con el fracaso tanto de tratamientos ortógrados como quirúrgicos. Von Arx (27) identificó istmos en el 83 % de las raíces mesiales de primeros molares mandibulares resecaadas, ninguna de las cuales había sido adecuadamente tratada. Estos hallazgos fueron corroborados posteriormente por Mannocci *y cols.* (32) y más recientemente por Versiani *y cols.* en 2023 (134), quienes destacan el papel de los istmos como reservorios de tejido necrótico y biopelículas incluso tras protocolos de activación de la irrigación. Desde un enfoque histológico, Adcock *y cols.* (15) demostraron que los istmos pueden retener restos orgánicos incluso tras la irrigación ultrasónica continua, lo que evidencia su limitada accesibilidad y la necesidad de entender mejor la dinámica del flujo en estas zonas. Por su parte, Villas-Bôas *y cols.* (19) documentaron mediante micro-CT una notable variabilidad anatómica y volumétrica en el tercio apical de raíces mesiales, identificando istmos completos a tan solo 1 mm del ápice, lo que refuerza su selección como modelos válidos en simulaciones computacionales.

En segundo lugar, se seleccionaron raíces distales de molares inferiores debido a su elevada frecuencia de ramificaciones apicales múltiples, lo que incrementa

notablemente la complejidad de la desinfección apical. Harris y cols. (31), en un estudio con micro-CT, registraron una media de 3,36 forámenes en los últimos 0,5 mm del conducto distal. En línea con ello, Xu y cols. (34) analizaron 1400 dientes y concluyeron que el 86,5 % de los conductos accesorios se localizan en el tercio apical. Por todo lo mencionado, se justifica la inclusión de esta complejidad anatómica en modelos CFD para optimizar la irrigación en dicha zona.

En conjunto, la selección de estas anatomías permite simular escenarios clínicos de alta complejidad, fundamentales para el diseño de estrategias de irrigación más eficaces y adaptadas a las verdaderas exigencias anatómicas del sistema de conductos radiculares.

10.1.3. Elección de las agujas de irrigación y las cánulas de aspiración

Dado que las agujas de irrigación siguen siendo el sistema de dispensación más habitual en la práctica clínica (60,135) pero su uso carece aún de una estandarización clara en cuanto a diseño, profundidad de inserción y orientación, esta tesis ha abordado de forma específica la evaluación comparativa de distintos tipos y posiciones de aguja bajo condiciones controladas, evaluando su impacto sobre los parámetros claves de la irrigación.

Asimismo, mientras que Wang y cols. (127) centraron su análisis en la influencia de la orientación angular de una aguja SV en un sistema en C, evaluando parámetros como la velocidad del flujo, la tensión cortante y la presión apical, su estudio se limitó a una única geometría y a un solo tipo de aguja. En contraste, la presente tesis ha abordado de forma sistemática la comparación entre distintos diseños de agujas (SF, SV), profundidades de inserción (1 y 3 mm respecto a LT) y el uso de cánulas de aspiración, analizando su impacto sobre variables hidrodinámicas críticas en modelos clínicamente relevantes.

En comparación con el estudio de Boutsoukis y cols. (136), que se limitó al uso de tres agujas (una abierta de 30G y dos cerradas: una de 30G y otra de 31G), todas evaluadas en posiciones fijas y sin variaciones en orientación ni combinaciones con aspiración, la presente tesis incorpora una exploración más amplia del diseño y la inserción de agujas. Se evaluaron agujas de salida frontal, lateral y biselada, además de

microcánulas de aspiración negativa, todas modeladas digitalmente conforme a la norma ISO 9626:2016 y probadas a profundidades distintas.

Al mismo tiempo, el análisis de estrategias basadas en la irrigación con aspiración coadyuvante constituye uno de los ejes metodológicos centrales de esta tesis. Este enfoque encuentra su origen en el trabajo de Thomas *y cols.* (137), cuyo protocolo modificado de EndoVac combinaba la irrigación activa en un conducto con la aspiración simultánea en el conducto secundario, generando un flujo transversal a través del istmo y evidenciando una mejora significativa en la limpieza de estas regiones anatómicamente complejas, superando a técnicas convencionales, al uso exclusivo de EndoVac y a la activación ultrasónica pasiva.

Tanto en el modelo artificial como en el real en que dos conductos estaban conectados por un istmo completo, se observaron mejoras claras en la distribución del flujo, aumento de la tensión cortante y una ligera reducción de la presión apical cuando se combinó la irrigación positiva en un conducto con aspiración coadyuvante de forma simultánea en el secundario.

Se evaluaron tres dispositivos de aspiración (iNP, MaC y SURG), cuyas dimensiones internas y externas determinan directamente el caudal aspirado y la orientación del flujo. Un aspecto metodológico relevante, poco abordado en la literatura, es que la profundidad efectiva de inserción de estas cánulas depende del calibre real del conducto. En los modelos con istmos reales, esta limitación anatómica restringió con frecuencia su posicionamiento. A pesar de ello, las simulaciones mostraron que, incluso desde más alejadas del ápice, la aspiración coadyuvante logró modificar favorablemente el comportamiento del flujo, mejorando su dirección y aumentando la tensión cortante en el interior del istmo.

Así, los modelos CFD desarrollados en esta tesis permiten corroborar los resultados de Thomas *y cols.* (137), apoyando los beneficios de la aspiración coadyuvante. Esto puede ayudar a optimizar el diseño de mejores protocolos de irrigación, sobre todo en anatomías complejas como los istmos en raíces mesiales de molares inferiores, donde las técnicas convencionales han demostrado ser insuficientes.

10.1.4. Incorporación de micro-CT en los modelos de estudio

La resolución de las imágenes obtenidas mediante micro-CT resulta determinante para garantizar la fidelidad de las geometrías tridimensionales empleadas en las simulaciones. En este estudio, se trabajó con un escaneo de hasta 20 μm de resolución isotrópica, lo que permitió capturar con notable precisión la morfología interna del sistema de conductos, incluyendo las estructuras anatómicas que teníamos como objeto de estudio como los istmos completos y ramificaciones apicales. Esta representación detallada de la anatomía, inalcanzable mediante técnicas de modelado convencionales, constituye un requisito fundamental para aproximar las condiciones de simulación a la realidad clínica.

Aunque muchos de los estudios pioneros en endodoncia con CFD han recurrido a geometrías artificiales, como conductos cónicos (125, 140), en los últimos años ha incrementado el uso de anatomías reales obtenidas mediante técnicas de imagen. No obstante, en algunos casos presentan limitaciones importantes, ya sea por una resolución insuficiente o por la representación parcial del sistema radicular.

En dos de los 3 artículos de esta tesis se han empleado modelos tridimensionales generados a partir de micro-CT en dos de los estudios que la componen con una resolución isotrópica de hasta 20 μm , lo que proporciona un marco de simulación más realista, pudiendo reproducir complejidades anatómicas como istmos completos y ramificaciones apicales dentro de un mismo primer molar inferior humano.

Así en un nivel de traslación clínica ascendente, pasamos de un istmo diseñado artificialmente en el primer artículo, a una raíz mesial humana real con istmo reconstruida mediante micro-CT en el segundo artículo y una raíz distal con un conducto oval y ramificaciones apicales donde además se simuló *vapor lock* mediante flujo bifásico en el tercer artículo.

La resolución empleada para las anatomías reales incluidas en esta tesis doctoral es equivalente a la utilizada por Gao y cols. en 2009 (126), aunque en su caso aplicada a un conducto artificial, y supera a la usada por Wang y cols. en 2015, cuyo modelo real se construyó a partir de un micro-CT cuya resolución era de 30 μm (127). La diferencia es aún mayor respecto a trabajos que utilizaron CBCT, como el de Wu y cols. (138), con resoluciones del orden de 180 μm . No obstante, aunque la resolución alcanzada en los

dos estudios de esta tesis es inferior a la utilizada por Boutsoukis y cols. en 2021 (136), quienes obtuvieron 10 μm de resolución, nuestra metodología incorpora anatomías complejas (istmos y ramificaciones) que no habían sido exploradas mediante CFD hasta ahora. Esta metodología proporciona una representación más fiel de las anatomías a la que nos enfrentamos, ampliando el alcance y la aplicabilidad de los modelos computacionales en endodoncia.

10.1.5. Incorporación de flujos bifase en los modelos de estudio

Como se ha descrito previamente, el fenómeno del vapor lock, originado por la presencia de una burbuja gaseosa en el tercio apical del conducto puede impedir que el irrigante alcance esta región crítica, obstaculizando su alcance. Tay y cols. en 2010 (77) alertaron sobre esta limitación clínica al observar que la retención de gas en sistemas cerrados dificultaba la penetración del irrigante. Más adelante, Boutsoukis y cols. (30) realizaron una contribución pionera al aplicar CFD con un modelo bifásico que permitió simular tanto la formación como la eliminación del vapor lock durante la irrigación con jeringa en conductos artificiales estandarizados. Su estudio demostró que el atrapamiento de aire podía reproducirse con gran precisión, y que variables como la posición de la aguja, su diseño y el caudal influían de manera determinante en este fenómeno.

El tercer estudio incluido en esta tesis (139) aplica un modelo bifásico *Volume of Fluid* (VOF) en una anatomía humana real reconstruida a partir de microtomografía computarizada. En esta simulación se incorporó una burbuja de aire en los últimos 2 mm del conducto distal de un molar inferior, reproduciendo el fenómeno del vapor lock en un entorno tridimensional con ramificaciones apicales auténticas. A diferencia de estudios previos basados en geometrías artificiales, esta aproximación permitió analizar con mayor fidelidad la interacción entre el irrigante y el gas atrapado, evaluando estrategias de eliminación con una aplicabilidad clínica más directa. Así, tanto el trabajo de Boutsoukis y cols. (79) como el presente estudio ofrecen perspectivas complementarias que enriquecen la comprensión del vapor lock y orientan el desarrollo de protocolos más eficaces para su resolución.

Para esta simulación se implementó una malla altamente refinada en la región apical, con celdas de hasta 0,06 mm, lo que permitió reconstruir con precisión la interfaz aire-líquido y minimizar la difusión numérica, siguiendo las recomendaciones actuales para el modelado de burbujas en medios confinados. Se definieron también con exactitud las propiedades fisicoquímicas del gas y del irrigante, aspecto clave para reproducir fielmente la dinámica del flujo en presencia de vapor lock.

La resolución espacial y la precisión en el seguimiento de la interfaz suponen una mejora significativa respecto a estudios previos, permitiendo cuantificar con rigor variables clave como la distribución del flujo, la presión apical y la tensión cortante, lo que resulta inalcanzable mediante modelos monofásicos.

En cuanto al modelado de la turbulencia, se empleó el esquema $k-\omega$ SST, validado extensamente en flujos complejos. Este modelo híbrido combina la sensibilidad del $k-\omega$ en zonas próximas a la pared con la estabilidad del $k-\epsilon$ en regiones más alejadas, lo que lo hace especialmente adecuado para conductos radiculares. El modelo $k-\epsilon$, basado en la resolución conjunta de la energía cinética turbulenta (k) y su tasa de disipación (ϵ), es además uno de los más utilizados en ingeniería por su robustez y eficiencia computacional.

10.2. Discusión de los resultados

A continuación, se discutirán los resultados obtenidos en los tres estudios que componen esta tesis doctoral en comparación con estudios previos. Para ello, se discutirán los parámetros clave de la irrigación (tensión cortante, la presión apical, la velocidad y la trayectoria del flujo) para cada una de las configuraciones evaluadas.

El flujo del irrigante y la **tensión cortante** dependió de tres factores: el tipo de aguja, la profundidad de inserción y la posible incorporación de aspiración coadyuvante. En el primer estudio, el uso de una aguja lateral SV combinada con aspiración mediante una cánula colocada en el conducto adyacente generó un efecto Venturi observable, provocando una duplicación del paso de irrigante a través del istmo y una mayor tensión

sobre las paredes internas. Este hallazgo es coherente con las predicciones previas de Boutsoukis y cols. (140).

En relación con la **presión apical**, para su correcta interpretación hay que tener en cuenta un enfoque fisiológico. Se ha propuesto que el umbral a partir del cual la presión apical podría inducir extrusión hacia los tejidos periapicales se sitúa en torno a los 25 mmHg, basado en los valores medios de presión capilar del ser humano con el fin de analizar el riesgo de extrusión (141). Este umbral ha sido utilizado como referencia en estudios para estimar el punto crítico a partir del cual el irrigante podría acceder al sistema vascular periapical, aunque podrían no reflejar de forma exacta la variabilidad anatómica ni las condiciones clínicas individuales de los pacientes.

Específicamente, en las simulaciones incluidas en esta tesis doctoral, todas las configuraciones que incorporaron aspiración coadyuvante (SL-iNP, SL-SURG, SL-MaC) mantuvieron la presión apical por debajo de los 15,5 mmHg, lo que representa un perfil de seguridad muy favorable. Estos resultados coinciden con los resultados clínicos de *Özdemir y cols.* (75), quienes reportaron una tasa de extrusión de hipoclorito inferior al 1 % en procedimientos realizados con agujas abiertas. En contraposición, nuestras simulaciones revelaron que las configuraciones con la aguja situada a 1 mm de la LT generaron los valores más elevados, especialmente en presencia de agujas abiertas. Por el contrario, aquellas en las que la aguja SV se colocó a 2,5 mm de la LT, y más aún cuando la irrigación fue combinada con aspiración coadyuvante (SURG, MaC o MiC), permitieron mantener la presión apical por debajo de los umbrales clínicamente aceptables sin comprometer la tensión cortante. Esta interacción es coherente con lo señalado por *Sedgley y cols.* (123), quienes demostraron que una menor profundidad de inserción de la aguja reduce significativamente el riesgo de extrusión, aunque también puede limitar la eficacia mecánica de la irrigación.

Cuando se comparan estos resultados con los obtenidos en otros estudios CFD que utilizaron anatomías reales, las diferencias se hacen aún más evidentes. Por ejemplo, *Boutsoukis y Gutiérrez Nova* (136) simulaban irrigación con agujas de 30G abiertas y 31G cerradas en conductos reales instrumentados hasta 30/.06, observando presiones apicales superiores a 15 kPa (equivalentes a más de 110 mmHg) al emplear caudales de 0,15 mL/s, lo que excede ampliamente el umbral fisiológico y podría

implicar un mayor riesgo de extrusión. En este contexto, en las configuraciones evaluadas en esta tesis se mantuvieron por debajo de ese umbral incluso en condiciones de flujo vigoroso. Igualmente, en el estudio de *Wang y cols.* (127), basado también en una anatomía real (conducto en C con conducto lateral), se obtuvieron presiones apicales entre 109 y 167 Pa (aproximadamente 0,8–1,3 mmHg), más bajas que las observadas en geometrías artificiales. Esta disminución se debió posiblemente a la presencia de un istmo amplio y un conducto lateral que facilita la evacuación del irrigante, diluyendo las presiones. Cabe esperar que los resultados de esta tesis también estén influidos por las anatomías con irregularidades anatómicas empleadas.

En cuanto al flujo del irrigante, los resultados obtenidos en esta tesis muestran que la trayectoria del irrigante en el conducto radicular varía de forma significativa según el diseño de la aguja, su orientación, la profundidad de inserción y, especialmente, la presencia o ausencia de aspiración coadyuvante. En el modelo con istmo real, solo las configuraciones que combinaron una aguja SV con una cánula de aspiración coadyuvante (SURG o MaC) consiguieron dirigir el flujo a través del istmo de forma sostenida. Esto contrasta con el de configuraciones con agujas SV o SF, donde el flujo se mantuvo en el conducto principal, sin alcanzar el istmo, incluso con presiones apicales elevadas.

Estos hallazgos replican parcialmente lo observado por *Wang y cols.* (127) en un modelo CFD sobre un molar con conducto en C, donde el flujo se dirigía preferentemente hacia la salida del conducto sin alcanzar ramificaciones, y donde la orientación de la aguja era determinante para modificar el patrón del chorro. Sin embargo, esta tesis introduce una morfología aún más compleja, con istmo y ramificaciones reales, y permite observar la modificación del flujo cuando se incorporan sistemas de aspiración en la irrigación lo que parece generar un gradiente de presión que favorece el desvío del irrigante hacia zonas laterales.

Los resultados también encuentran paralelismos con los modelos artificiales de *Pereira et al.* (142), donde se evaluó la trayectoria del flujo y la eliminación de la biopelícula en un istmo simulado. En su estudio, la remoción efectiva solo se produjo cuando el caudal era alto (0,166 mL/s) y la velocidad en el istmo superaba un umbral de 0,004 m/s. En cambio, en nuestra simulación, con un caudal clínicamente realista (0,1

g/s), ese umbral solo se superó dentro del istmo cuando se emplearon sistemas de aspiración coadyuvante. Esto sugiere que, en modelos anatómicos reales, el simple aumento de caudal no es suficiente, y que se requiere una intervención activa sobre la trayectoria del flujo para lograr irrigación efectiva de zonas críticas.

Respecto al diseño de la aguja, nuestras observaciones coinciden con lo descrito por *Boutsioukis et al.* (61), quien demostró que las agujas de salida frontal y biselada generan flujos dirigidos de forma predominante hacia el ápice, con mayor capacidad de avance en línea recta dentro del conducto radicular lo que favorece el recambio del irrigante en el eje principal, pero a costa de generar presiones apicales más elevadas. En nuestras simulaciones, este comportamiento se manifestó con la aguja FV, que logró penetración hasta el ápice, pero sin desviar el flujo hacia el istmo. Por otro lado, las agujas laterales sin ayuda de cánulas de aspiración generaron flujos tangenciales más suaves, pero insuficientes por sí solas para irrigar zonas laterales.

Además, los resultados de esta tesis sobre la profundidad de inserción confirman y amplían los de *Boutsioukis y cols.* (140), quien demostró que solo al posicionar la aguja SV a 1 mm de la longitud de trabajo se alcanzaba el reemplazo efectivo del irrigante. En cambio, agujas abiertas como la de salida frontal mantenían buena eficacia incluso a 2–3 mm. En nuestro modelo, todas las agujas fueron colocadas a 2,5 mm de LT; sin embargo, este posicionamiento fue insuficiente para irrigar el istmo salvo cuando se utilizó aspiración coadyuvante.

Por tanto, la presente tesis demuestra que, en anatomías reales complejas, ni el tipo de aguja ni la profundidad de inserción bastan para controlar la trayectoria del irrigante. Solo la combinación estratégica de diseño, posicionamiento y ayuda mediante un sistema de aspiración activa logra modificar el patrón de flujo de forma funcional, permitiendo alcanzar regiones como istmos y ramificaciones, y generando tensión cortante efectiva en sus superficies.

En conjunto, combinando todos los factores previos, los resultados de esta tesis muestran como con determinadas configuraciones de irrigación no solo se optimiza el flujo del irrigante, sino que también se minimiza el riesgo de extrusión, proporcionando un equilibrio adecuado entre eficacia y seguridad en anatomías con sistemas complejos de conductos radiculares.

El tercer estudio de esta tesis examinó el comportamiento del irrigante en presencia de vapor lock en una anatomía humana real con ramificaciones apicales. Ninguna de las configuraciones evaluadas logró eliminar por completo el gas atrapado, aunque el empleo de agujas de salida lateral o MiC consiguieron desplazarlo parcialmente, generando presiones apicales por debajo del umbral clínico de seguridad (10,9 mmHg), pero en el caso de MiC con niveles de tensión cortante poco adecuados para permitir la función de arrastre del irrigante.

Estos resultados amplían las observaciones de Tay y cols. (77) y Vera y cols. (78), quienes documentaron el fenómeno del vapor lock en modelos experimentales cerrados, aunque sin cuantificar las fuerzas del flujo implicadas. Asimismo, se complementan con el trabajo de Boutsoukis y cols. en 2014 (79), que empleó un modelo CFD bifásico en geometrías artificiales y demostró que el caudal, el diseño de la aguja y la profundidad de inserción influyen en la eliminación del vapor lock. No obstante, mientras en ese estudio fue posible eliminar el gas en la mayoría de las condiciones simuladas, en nuestro modelo con morfología anatómica real persistió, lo que pone de manifiesto la complejidad adicional que impone la anatomía clínica en comparación con los modelos artificiales.

Si combinamos los 3 estudios que incluye esta tesis doctoral en función del tipo de anatomía y del sistema de irrigación empleado.

A continuación, analizamos de forma separada cada una de las configuraciones empleadas en esta tesis doctoral considerando la tendencia ascendente en cuanto a complejidad que se siguen en cada uno de los artículos que la componen:

Configuración 1: Istmos artificiales y combinación de presión positiva con aspiración coadyuvante

Este primer artículo, aunque con una geometría artificial simplificada, demostró que la combinación SV + SURG o MaC incrementaba de forma notable la tensión cortante dentro del istmo, sin incrementar la presión apical.

Chen y cols. en 2014 (98), por su parte, evaluaron mediante CFD una geometría artificial con conducto recto y analizaron presión positiva, negativa y activación ultrasónica. Encontraron que EndoVac era más seguro (baja presión) pero menos eficaz. Nuestros datos confirman esa dicotomía, pero además muestran cómo la combinación

simultánea de ambos enfoques permite alcanzar valores de tensión comparables a los de irrigación activa, sin superar umbrales de presión apical.

Pereira y cols. (142) añadieron evidencia experimental al mostrar que, en un modelo artificial con istmo, la remoción de la biopelícula dependía más del caudal que de la concentración del irrigante, y que velocidades superiores a 0,004 m/s eran necesarias. En las simulaciones incluidas en el primer artículo de esta tesis doctoral, configuraciones como SV+SURG superaron este umbral ampliamente dentro del istmo.

Configuración 2: Istmos reales en raíces mesiales de molares inferiores

El segundo artículo emplea una configuración real con un istmo completo entre dos conductos mesiales de un molar inferior, que se corresponde con una de las situaciones más críticas en la clínica, como ya han demostrado estudios de Mannoçi y cols. (2005) (32), Versiani y cols. (2016) (69) y Plotino y cols. (2023) (88), quienes observaron grandes cantidades de tejido remanente en istmos incluso tras emplear activación ultrasónica del irrigante. Igualmente, este segundo estudio de la tesis doctoral permitió observar que la irrigación convencional con SV no permite la llegada del irrigante al istmo, pero que al añadir SURG o MaC como aspiración coadyuvante en el conducto adyacente, se genera una tracción del irrigante a través del istmo. Esto no sólo modifica la trayectoria del flujo, sino que además mejora la tensión cortante en su interior, generando lo que hemos denominado efecto Venturi, con circulación doble del irrigante por el istmo.

Wang y cols. (127) muestran, en anatomías también reales de un conducto en forma de C, como cambios mínimos en la orientación de la aguja podían modificar sustancialmente la presión apical y la distribución del irrigante; sin embargo, este estudio no incorpora sistemas de aspiración, no estudia trayectorias de flujo a través de istmos ni cuantifica tensión cortante en zonas críticas.

Configuración 3: Ramificaciones apicales con *vapor lock* en raíz distal con conducto oval y ramificación apical.

En este modelo incorpora la presencia de *vapor lock* mediante simulación bifásica con el método VOF, algo que hasta ahora sólo había sido realizado por

Boutsioukis y cols. (2014) (79) en geometrías artificiales, comprobando que las agujas abiertas posicionadas cerca de la longitud de trabajo, y con un caudal superior a 0.260 mL/s, eran capaces de eliminar el gas. No obstante, sus modelos tenían conicidades ideales simuladas de forma artificial sin ramificaciones.

En conjunto, y a modo de resumen, los resultados de esta tesis son aplicables clínicamente a aquellos casos con anatomías complejas como istmos, deltas apicales o ramificaciones laterales, donde la irrigación convencional presenta limitaciones relevantes. Los resultados obtenidos sugieren que la combinación simultánea de presión positiva con aspiración coadyuvante mejora la penetración del irrigante en zonas de difícil acceso y reduce los valores de presión apical, disminuyendo así el riesgo de extrusión en el tratamiento de conductos unidos por istmos. Se respalda así el uso clínico de dispositivos como EndoVac, Surgitip o cánulas de aspiración intraconducto, no como sustitutos, sino como complementos eficaces a la irrigación con aguja. Además, la posición de la aguja y de la cánula es un factor determinante. La colocación de la aguja a 1 mm de la longitud de trabajo incrementa la tensión cortante sobre las paredes del conducto, pero también eleva los valores de presión apical. En cambio, una posición más conservadora, como a 2,5 mm, combinada con aspiración coadyuvante en el conducto adyacente, permite mantener una irrigación eficaz con un perfil de seguridad más favorable. Aun así, es importante adaptar los protocolos de irrigación a las características anatómicas de cada caso.

No obstante, los resultados de esta tesis deben interpretarse con cautela debido a limitaciones inherentes al diseño del estudio. Además de que la elevada demanda computacional para ese tipo de estudios ha hecho que esta tesis doctoral se centre en anatomías muy concretas, la limitación principal de esta tesis doctoral es que las simulaciones mediante CFD no pueden replicar por completo las condiciones clínicas *in vivo*, como la presencia de tejido orgánico remanente, detritus o fluctuaciones de temperatura que podrían influir en el comportamiento del irrigante.

Por último, la simulación de la mezcla bifásica aire-líquido que representa el vapor lock se basó en parámetros físicos estandarizados, pero no contempló variables

clínicas como la formación progresiva de burbujas por reacción con tejido orgánico o su desplazamiento mecánico durante el uso de instrumentos rotatorios.

Asimismo, como continuación de esta tesis doctoral, se proponen nuevos estudios mediante el desarrollo de modelos computacionales que incorporen movimientos dinámicos de las agujas y cánulas durante la irrigación, pudiendo incorporar otro tipo de configuraciones anatómicas, lo cual reflejaría mejor la realidad clínica y permitiría evaluar su influencia sobre el comportamiento del irrigante.

Igualmente sería interesante conseguir integrar en los modelos CFD variables térmicas y reacciones químicas reales, como la liberación de oxígeno por la acción del hipoclorito sódico sobre restos orgánicos, lo que permitiría simular con mayor precisión la interacción entre el irrigante y el sistema de conductos.

Todas estas sugerencias podrían aumentar el conocimiento teórico de la irrigación, pero sin ensayos clínicos controlados en que se comparen diferentes técnicas, no podrá demostrarse si los resultados obtenidos se traducen en una mejora en la tasa de éxito del tratamiento de conductos convencional.

11. CONCLUSIONES

11.1. Conclusiones generales de la tesis

Las simulaciones mediante CFD han permitido analizar parámetros clave como velocidad del flujo, presión apical y tensión cortante, y diferenciar la influencia de la geometría del conducto y la profundidad de inserción de las agujas en los parámetros claves de la irrigación. En modelos con istmos, la combinación de sistemas de presión positiva y negativa mejoró la distribución del irrigante y aumentó la tensión cortante sin elevar la presión apical. En presencia de vapor lock, ningún sistema logró eliminar completamente la burbuja gaseosa, aunque la aguja de salida lateral ofreció el mejor equilibrio entre eficacia e inocuidad.

11.2. Conclusiones específicas de los artículos

Artículo 1: Las agujas con salida lateral generaron condiciones de flujo (velocidad y tensión cortante) que permitieron una mejor irrigación del istmo en comparación con las agujas con salida frontal. La combinación de agujas de salida lateral y cánulas de aspiración incrementa la tensión cortante y el flujo del irrigante en istmos artificiales, optimizando la distribución del irrigante.

Artículo 2: En anatomías reales con conductos independientes conectados con istmos completos, el uso exclusivo de presión positiva no logró que el irrigante atravesara por completo el istmo, mientras que su combinación con cánulas SURG o MaC generó un mayor flujo del irrigante a través del istmo, aumentando la tensión cortante sin incrementar la presión apical. En todas las simulaciones, tanto la velocidad del flujo del irrigante como la tensión cortante disminuyeron de forma progresiva hacia los milímetros apicales.

Artículo 3: No es posible eliminar completamente el *vapor lock* en conductos ovales y ramificaciones apicales, aunque la aguja con salida lateral ofrece la mejor combinación tensión cortante-presión apical, mientras que la MiC logró una eliminación parcial del vapor lock sin generar valores muy altos de presión apical, pero con la tensión cortante más baja de todas las simulaciones.

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. *International endodontic journal*. 2004; 37(9):672-8.
3. Miller. An introduction in the study of the bacteriopathology of the dental pulp. *Dental Cosmos*. 1894;36:505-27.
4. Nair PNR. On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *International endodontic journal*. 2006;39(4):249-81.
5. Siqueira JF, Rôças IN. Present status and future directions: Microbiology of endodontic infections. *International endodontic journal*. 2022;55 Suppl 3:512-30.
6. Peters OA, Schönenberger K, Laib & A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International endodontic journal*. 2001;34(3):221-30.
7. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. *Endodontic Topics*. 2005;10:77-102.
8. Gu L sha, Kim JR, Ling J, Choi KK, Pashley DH, Tay FR. Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. *Journal of endodontics*. 2009;35(6):791-804.
9. Moser JB, Heuer MA. Forces and efficacy in endodontic irrigation systems. *Oral surgery, oral medicine and oral pathology*. 1982;53(4):425-28.
10. Skidmore AE, Bjorndal AI. Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral surgery, oral medicine and oral pathology*. 1971;32(5):778-84.
11. Gulabivala K, Ng YL. Factors that affect the outcomes of root canal treatment and retreatment—A reframing of the principles. *International endodontic journal*. 2023;56 Suppl 2:82-115.
12. Carr GB, Schwartz RS, Schaudinn C, Gorur A, Costerton JW. Ultrastructural Examination of Failed Molar Retreatments with Secondary Apical Periodontitis: An Examination of Endodontic Biofilms in an Endodontic Retreatment Failure. *Journal of endodontics*. 2009;35(9):1303–9.
13. Siqueira JF, Rôças IN. Clinical Implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *Journal of endodontics*. 2008;34(11):1291-1301.e3.
14. Kim S, Jung H, Kim S, Shin SJ, Kim E. The influence of an isthmus on the outcomes of surgically treated molars: A retrospective study. *Journal of endodontics*. 2016;42(7):1029–34.
15. Adcock JM, Sidow SJ, Looney SW, Liu Y, McNally K, Lindsey K, et al. Histologic evaluation of canal and isthmus debridement efficacies of two different irrigant delivery techniques in a closed system. *Journal of endodontics*. 2011;37(4):544–8.
16. Karabucak B, Setzer FC. Conventional and Surgical Retreatment of Complex Periradicular Lesions With Periodontal Involvement. *Journal of endodontics*. 2009;35(9):1310–5.

17. Hess W. Formation of root canals in human teeth. *Journal of the National Dental Association*. 1921;8:704–34.
18. Verma P, Love RM. A Micro CT study of the mesiobuccal root canal morphology of the maxillary first molar tooth. *International endodontic journal*. 2011;44(3):210–7.
19. Villas-Bôas MH, Bernardineli N, Cavenago BC, et al. Micro-computed tomography study of the internal anatomy of mesial root canals of mandibular molars. *Journal of endodontics*. 2011;37(12):1682–1686.
20. Leoni GB, Versiani MA, Pécora JD, Damião De Sousa-Neto M. Micro-computed tomographic analysis of the root canal morphology of mandibular incisors. *Journal of endodontics*. 2014;40(5):710–6.
21. Friedman S. Treatment outcome and prognosis of endodontic therapy. *Endodontic topics*. 2002;2:59-98.
22. Gulabivala K, Aung TH, Alavi A, Ng YL. Root and canal morphology of Burmese mandibular molars. *International endodontic journal*. 2001;34 (5):359-370.
23. Sert S, Şahinkesen G, Topçu FT, Eroğlu ŞE, Oktay EA. Root canal configurations of third molar teeth. A comparison with first and second molars in the Turkish population. *Australian endodontic journal*. 2011;37(3):109–17.
24. Prati C, Selighini M, Ferrieri P, Mongiorgi R. Scanning electron microscopic evaluation of different endodontic procedures on dentin morphology of human teeth. *Journal of endodontics*. 1994;20(4):174-179.
25. Eaton JA, Clement DJ, Lloyd A, Marchesan MA. Micro-computed tomographic evaluation of the influence of root canal system landmarks on access outline forms and canal curvatures in mandibular molars. *Journal of endodontics*. 2015;41(11):1888–1891.
26. Estrela C, Rabelo LEG, De Souza JB, Alencar AHG, Estrela CRA, Sousa Neto MD, 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.
27. von Arx T. Frequency and type of canal isthmuses in first molars detected by endoscopic inspection during periradicular surgery. *International endodontic journal*. 2005;38(3):160-8.
28. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H, Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. *Oral surgery, oral medicine and oral pathology*. 1969;28(3):419-425.
29. Pineda F, Kuttler Y, Mexico DF. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. *Oral surgery, oral medicine and oral pathology*. 1972;33(1):101-110.
30. Vertucci. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral surgery, oral medicine and oral pathology*. 1984;58(5):589-599.
31. Harris SP, Bowles WR, Fok A, McClanahan SB. An anatomic investigation of the mandibular first molar using micro-computed tomography. *Journal of endodontics*. 2013 Nov;39(11):1374–8.
32. 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. *International endodontic journal*. 2005;38(8):558–63.

33. Gao X, Tay FR, Gutmann JL, Fan W, Xu T, Fan B. Micro-CT evaluation of apical delta morphologies in human teeth. *Sci Rep.* 2016;6:36501.
34. Xu T, Fan W, Tay FR, Fan B. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Prevalence, Distribution, and Morphologic Features of Accessory Canals in Chinese Permanent Teeth. *Journal of endodontics.* 2019;45(8):994–9.
35. Ahmed HMA, Neelakantan P, Dummer PMH. A new system for classifying accessory canal morphology. *International Endodontic Journal.* 2018;51(2):164-176.
36. Yousuf W, Khan M, Mehdi H. Endodontic procedural errors: Frequency, type of error, and the most frequently treated tooth. *International journal of dentistry.* 2015;2015:673914.
37. De Pablo ÓV, Estevez R, Péix Sánchez M, Heilborn C, Cohenca N. Root anatomy and canal configuration of the permanent mandibular first molar: A systematic review. *Journal of Endodontics.* 2010;36(12):1919-1931.
38. 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;36(11):1866–9.
39. Gu L, Wei X, Ling J, Huang X. A Microcomputed Tomographic Study of Canal Isthmuses in the Mesial Root of Mandibular First Molars in a Chinese Population. *Journal of endodontics.* 2009 Mar;35(3):353–6.
40. Calberson FL, De Moor RJ, Deroose CA. The Radix Entomolaris and Paramolaris: Clinical Approach in Endodontics. *Journal of endodontics.* 2007;33(1):58–63.
41. Martins JNR, Marques D, Mata A, Caramês J. Root and root canal morphology of the permanent dentition in a Caucasian population: a cone-beam computed tomography study. *International endodontic journal.* 2017;50(11):1013–26.
42. Garg AK, Tewari RK, Agrawal N. Prevalence of three-rooted mandibular first molars among Indians using SCT. *International journal of dentistry.* 2013;2013:183869.
43. Song M, Kim HC, Lee W, Kim E. Analysis of the cause of failure in nonsurgical endodontic treatment by microscopic inspection during endodontic microsurgery. *Journal of endodontics.* 2011;37(11):1516–9.
44. Weller RN, Niemczyk SP, Kim S. Incidence and position of the canal isthmus. Part 1. Mesiobuccal root of the maxillary first molar. *Journal of endodontics.* 1995;21(7):380-383.
45. Connert T, Weiger R, Krastl G. Present status and future directions – Guided endodontics. *International endodontic journal.* 2022;55 Suppl 4(Suppl 4):995-1002.
46. Rödiger T, Koberg C, Baxter S, Konietzschke F, Wiegand A, Rizk M. Micro-CT evaluation of sonically and ultrasonically activated irrigation on the removal of hard-tissue debris from isthmus-containing mesial root canal systems of mandibular molars. *International endodontic journal.* 2019;52(8):1173–81.
47. Iandolo A, Amato M, Abdellatif D, Barbosa AFA, Pantaleo G, Blasi A, et al. Effect of different final irrigation protocols on pulp tissue dissolution from an isthmus model. *Australian endodontic journal.* 2021;47(3):538–43.
48. Wada M, Takase T, Nakanuma K, Arisue K, Nagahama F, Yamazaki M. Clinical study of refractory apical periodontitis treated by apicectomy. Part 1. Root canal

- morphology of resected apex. *International endodontic journal*. 1998;31(1):53-56.
49. Arnold M, Ricucci D, Siqueira JF. Infection in a complex network of apical ramifications as the cause of persistent apical periodontitis: A case report. *Journal of endodontics*. 2013;39(9):1179–84.
 50. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *Journal of endodontics*. 2006;32(5): 389–98.
 51. Grawehr M, Sener B, Waltimo T, Zehnder & M. Interactions of ethylenediamine tetraacetic acid with sodium hypochlorite in aqueous solutions. *International endodontic journal*. 2003;36(6):411-417.
 52. Clegg MS, Vertucci FJ, Walker C, Belanger M, Britto LR. The Effect of Exposure to Irrigant Solutions on Apical Dentin Biofilms In Vitro. *Journal of endodontics*. 2006;32(5):434–7.
 53. Cullen JKT, Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Yaccino JM. The effect of 8.25% sodium hypochlorite on dental pulp dissolution and dentin flexural strength and modulus. *Journal of endodontics*. 2015;41(6):920–4.
 54. Stojicic S, Zivkovic S, Qian W, Zhang H, Haapasalo M. Tissue dissolution by sodium hypochlorite: Effect of concentration, temperature, agitation, and surfactant. *Journal of endodontics*. 2010;36(9):1558–62.
 55. Boutsioukis C, Arias-Moliz MT. Present status and future directions – irrigants and irrigation methods. *International endodontic journal*. 2022;55 Suppl 3(supple3): 588–612.
 56. Liu H, Nio S, Shen Y. Sodium hypochlorite against *Enterococcus faecalis* biofilm in dentinal tubules: effect of concentration, temperature, and exposure time. *Odontology*. 2024;112(2):390–8.
 57. De Hemptinne F, Slaus G, Vandendael M, Jacquet W, De Moor RJ, Bottenberg P. In Vivo Intracanal Temperature Evolution during Endodontic Treatment after the Injection of Room Temperature or Preheated Sodium Hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2015;41(7):1112–5.
 58. Estevez R, Conde AJ, Valencia de Pablo O, de la Torre F, Rossi-Fedele G, Cisneros R. 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.
 59. 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.
 60. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *Journal of endodontics*. 2004;30(8):559-567.
 61. Boutsioukis C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Wesselink PR, van der Sluis LWM. 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):875–9.
 62. Boutsioukis C, Van der Sluis LWM. Fluid dynamics of syringe-based irrigation to optimise anti-biofilm efficacy in root-canal disinfection. *ROOTS*. 2012;4:22–31.
 63. Boutsioukis C, van der Sluis LWM. Syringe Irrigation: Blending Endodontics and Fluid Dynamics. *Endodontic Irrigation: Chemical Disinfection of the Root Canal System*. Springer International Publishing. 2015. p. 45–64.

64. Desai P, Himel V. Comparative Safety of Various Intracanal Irrigation Systems. *Journal of endodontics*. 2009;35(4):545–9.
65. Fukumoto Y, Kikuchi I, Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H. An ex vivo evaluation of a new root canal irrigation technique with intracanal aspiration. *International endodontic journal*. 2006;39(2):93-99.
66. Schoeffel GJ. The EndoVac method of endodontic irrigation, part 2--efficacy. *Dent Today*. 2008;27(1):82–7.
67. Jamleh A, Fukumoto Y, Takatomo Y, Kobayashi C, Suda H, Adorno CG. A comparison between two negative pressure irrigation techniques in simulated immature tooth: an ex vivo study. *Clinical oral investigation*. 2016;20(1):125–31.
68. Konstantinidi E, Psimma Z, Chávez de Paz LE, Boutsoukis C. Apical negative pressure irrigation versus syringe irrigation: a systematic review of cleaning and disinfection of the root canal system. *International endodontic journal*. 2017;50(11):1034-1054.
69. Versiani MA, Alves FRF, Andrade-Junior C V., Marceliano-Alves MF, Provenzano JC, Rôças IN, et al. Micro-CT evaluation of the efficacy of hard-tissue removal from the root canal and isthmus area by positive and negative pressure irrigation systems. *International endodontic journal*. 2016;49(11):1079–87.
70. Lin S, Moreinos D, Wisblech D, Rotstein I. Regenerative endodontic therapy for external inflammatory lateral resorption following traumatic dental injuries: Evidence assessment of best practices. *International endodontic journal*. 2022;55(11):1165-1176.
71. Duncan HF, Kirkevang LL, Peters OA, El-Karim I, Krastl G, Del Fabbro M, et al. Treatment of pulpal and apical disease: The European Society of Endodontology (ESE) S3-level clinical practice guideline. *International endodontic journal*. 2023;56(S3):238–95.
72. Guivarc'h M, Ordioni U, Ahmed HMA, Cohen S, Catherine JH, Bukiet F. Sodium Hypochlorite Accident: A Systematic Review. *Journal of endodontics*. 2017;43(1):16-24.
73. Motta M V., Chaves-Mendonca MAL, Stirton CG, Cardozo HF. Accidental injection with sodium hypochlorite: Report of a case. *International endodontic journal*. 2009;42(2):175–82.
74. Witton R, Brennan PA. Severe tissue damage and neurological deficit following extravasation of sodium hypochlorite solution during routine endodontic treatment. *British dental journal*. 2005;198(12):749–50.
75. Özdemir O, Hazar E, Koçak S, Sağlam BC, Koçak MM. The frequency of sodium hypochlorite extrusion during root canal treatment: an observational clinical study. *Australian dental journal*. 2022;67 supply 1:S57–S64.
76. Behrents KT, Speer ML, Noujeim M. Sodium hypochlorite accident with evaluation by cone beam computed tomography. *International endodontic journal*. 2012;45(5):492–8.
77. Tay FR, Gu L sha, Schoeffel GJ, Wimmer C, Susin L, Zhang K, et al. Effect of Vapor Lock on Root Canal Debridement by Using a Side-vented Needle for Positive-pressure Irrigant Delivery. *Journal of endodontics*. 2010;36(4):745–50.
78. Vera J, Arias A, Romero M. 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*. 2012;38(2):200–3.
79. Boutsoukis C, Kastrinakis E, Lambrianidis T, Verhaagen B, Versluis M, van der Sluis LWM. Formation and removal of apical vapor lock during syringe irrigation: A combined experimental and Computational Fluid Dynamics approach. *International endodontic journal*. 2014;47(2):191–201.
 80. De Gregorio C, Estevez R, Cisneros R, Paranjpe A, Cohenca N. Efficacy of different irrigation and activation systems on the penetration of sodium hypochlorite into simulated lateral canals and up to working length: An in vitro study. *Journal of endodontics*. 2010;36(7):1216–21.
 81. De Gregorio C, Arias A, Navarrete N, Del Rio V, Oltra E, Cohenca N. Effect of apical size and taper on volume of irrigant delivered at working length with apical negative pressure at different root curvatures. *Journal of endodontics*. 2013;39(1):119–124.
 82. Machtou P. *Irrigation investigation in endodontics*. [Paris]: Paris VII University; 1980.
 83. Huang TY, Gulabivala K, Ng YL. A bio-molecular film ex-vivo model to evaluate the influence of canal dimensions and irrigation variables on the efficacy of irrigation. *International endodontic journal*. 2008;41(1):60–71.
 84. Andrabi SM, ukhtar UN, Kumar A, Zia A, Iftekhar H, Alam S, Siddiqui S. Effect of passive ultrasonic irrigation and manual dynamic irrigation on smear layer removal from root canals in a closed apex in vitro model. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2014 ;5(3):188–93.
 85. Virdee SS, Farnell DJJ, Silva MA, Camilleri J, Cooper PR, Tomson PL. The influence of irrigant activation, concentration and contact time on sodium hypochlorite penetration into root dentine: an ex vivo experiment. *International endodontic journal*. 2020;53(7):986–97.
 86. Tronstad L, Barnett F, Frasca P. Effectiveness and safety of a sonic vibratory endodontic instrument. *Endodontics & dental traumatology*. 1985;1(2):69-76.
 87. Jiang LM, Verhaagen B, Versluis M, van der Sluis LWM. Evaluation of a Sonic Device Designed to Activate Irrigant in the Root Canal. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):143–6.
 88. Plotino G, Özyürek T, Gündoğar M, Uslu G, Pedullà E, Careddu R, et al. Efficacy of different irrigant activation devices in removing dentin debris from an artificial isthmus connecting curved canals. *Australian endodontic journal*. 2023;49(S1):353–8.
 89. Sowmya MR, Teja KV, Solete P, Choudhari S, Antony SDP, Mustafa M. Efficacy of sonic and ultrasonic activation on irrigant penetration in different tapered preparations: An in vitro study. *Endodontology*. 2024;36(4):370-5.
 90. Castelo-Baz P, Martín-Biedma B, Cantatore G, Ruíz-Piñón M, Bahillo J, Rivas-Mundiña B, et al. In vitro comparison of passive and continuous ultrasonic irrigation in simulated lateral canals of extracted teeth. *Journal of endodontics*. 2012;38(5):688–91.
 91. Hoedke D, Kaulika N, Dommisch H, Schlafer S, Shemesh H, Bitter K. Reduction of dual-species biofilm after sonic- or ultrasonic-activated irrigation protocols: A laboratory study. *International endodontic journal*. 2021;54(12):2219–28.

92. Ng WNI, Marruganti C, Grandini S, Neelakantan P. Root canal debridement by negative pressure irrigation, ultrasonically activated irrigation and their combination. *Journal of oral science*. 2021;63(3):286–8.
93. Malki M, Verhaagen B, Jiang LM, Nehme W, Naaman A, Versluis M, et al. Irrigant flow beyond the insertion depth of an ultrasonically oscillating file in straight and curved root canals: Visualization and cleaning efficacy. *Journal of endodontics*. 2012;38(5):657–61.
94. Macedo RG, Verhaagen B, Rivas DF, Versluis M, Wesselink P, Van Der Sluis L. Cavitation measurement during sonic and ultrasonic activated irrigation. *Journal of endodontics*. 2014;40(4):580–3.
95. Căpută PE, Retsas A, Kuijk L, Chávez de Paz LE, Boutsoukis C. Ultrasonic Irrigant Activation during Root Canal Treatment: A Systematic Review. Vol. 45, *Journal of Endodontics*. 2019;45(1):31-44.e13.
96. Galler KM, Grubmüller V, Schlichting R, Widbiller M, Eidt A, Schuller C, et al. Penetration depth of irrigants into root dentine after sonic, ultrasonic and photoacoustic activation. *International endodontic journal*. 2019;52(8):1210–7.
97. Boutsoukis C, Verhaagen B, van der Sluis LWM, Versluis M. Irrigant flow in the root canal during ultrasonic activation: A numerical fluid–structure interaction model and its validation. *International endodontic journal*. 2022;55(9):938–49.
98. Chen JE, Nurbakhsh B, Layton G, Bussmann M, Kishen A. Irrigation dynamics associated with positive pressure, apical negative pressure and passive ultrasonic irrigations: A computational fluid dynamics analysis. *Australian Endodontic Journal*. 2014;40(2):54–60.
99. Conde AJ, Estevez R, Loroño G, Valencia de Pablo, Rossi-Fedele G, Cisneros R. Effect of sonic and ultrasonic activation on organic tissue dissolution from simulated grooves in root canals using sodium hypochlorite and EDTA. *International endodontic journal*. 2017;50(10):976–82.
100. Ahmad M, Pitt Ford TR, Crum LA, Walton AJ. *Ultrasonic Debridement of Root Canals: Acoustic Cavitation and Its Relevance*. Vol. 14, Printed in U.S.A. 1988.
101. Plotino G, Pameijer CH, Maria Grande N, Somma F. Ultrasonics in Endodontics: A Review of the Literature. *Journal of endodontics*. 2007;33(2):81–95.
102. Richman RJ. The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection. *Medical and Dental Journal*. 1957;12:12-8.
103. Al-Jadaa A, Paqué F, Attin T, Zehnder M. Necrotic pulp tissue dissolution by passive ultrasonic irrigation in simulated accessory canals: Impact of canal location and angulation. *International endodontic journal*. 2009;42(1):59–65.
104. Meire M, De Moor RJG. Principle and antimicrobial efficacy of laser-activated irrigation: A narrative review. *International endodontic journal*. 2024;57(7):841-860.
105. Cameron JA. The effect of a fluorocarbon surfactant on the surface tension of the endodontic irrigant, sodium hypochlorite: A preliminary report. *Australian dental journal*. 1986;31(5):364–8.
106. Clarkson RM, Kidd B, Evans GE, Moule AJ. The effect of surfactant on the dissolution of porcine pulpal tissue by sodium hypochlorite solutions. *Journal of endodontics*. 2012;38(9):1257–60.

107. Giardino L, Ambu E, Becce C, Rimondini L, Morra M. Surface Tension Comparison of Four Common Root Canal Irrigants and Two New Irrigants Containing Antibiotic. *Journal of endodontics*. 2006;32(11):1091–3.
108. Arias-Moliz MT, Ferrer-Luque CM, González-Rodríguez MP, Valderrama MJ, Baca P. Eradication of *Enterococcus faecalis* Biofilms by Cetrimide and Chlorhexidine. *Journal of endodontics*. 2010;36(1):87–90.
109. Rossi-Fedele G, Prichard JW, Steier L, de Figueiredo JAP. The effect of surface tension reduction on the clinical performance of sodium hypochlorite in endodontics. *International endodontic journal*. 2013;46(6):492–498.
110. Bukiet F, Couderc G, Camps J, Tassery H, Cuisinier F, About I, et al. Wetting properties and critical micellar concentration of benzalkonium chloride mixed in sodium hypochlorite. *Journal of endodontics*. 2012;38(11):1525–9.
111. Grbović A, Mihajlović D. Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine*. 2017;21(3):69–77.
112. Turner MJ CRMHLT. Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of Aerospace Science*. 1956;23:805–23.
113. Schievano S, Petrini L, Migliavacca F, Coats L, Nordmeyer J, Lurz P, et al. Finite element analysis of stent deployment: Understanding stent fracture in percutaneous pulmonary valve implantation. *Journal of interventional cardiology* 2007;20(6):546–54.
114. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *International endodontic journal*. 2009;42(7):593–602.
115. Kim S, Chen D, Park SY, Lee CJ, Kim HC, Kim E. Stress Analyses of Retrograde Cavity Preparation Designs for Surgical Endodontics in the Mesial Root of the Mandibular Molar: A Finite Element Analysis—Part II. *Journal of endodontics*. 2020;46(4):539–44.
116. Razavi SE, Farhangmehr V, Babaie Z. Numerical investigation of hemodynamic performance of a stent in the main branch of a coronary artery bifurcation. *BioImpacts*. 2019;9(2):97–103.
117. 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. *Journal of biomechanics*. 2009;42(10):1553–9.
118. Ryu S, Kim JH, Yu H, Jung HD, Chang SW, Park JJ, et al. Diagnosis of obstructive sleep apnea with prediction of flow characteristics according to airway morphology automatically extracted from medical images: Computational fluid dynamics and artificial intelligence approach. *Computer methods programs in biomedicine*. 2021;208:106243.
119. Luisi CA, Witter TL, Nikoubashman O, Wiesmann M, Steinseifer U, Neidlin M. Evaluating the accuracy of cerebrovascular computational fluid dynamics modeling through time-resolved experimental validation. *Scientific reports*. 2024;14(1):8194.
120. Chow TW. Mechanical Effectiveness of Root Canal Irrigation. Vol. 9. 1983.
121. Abou-Rass M, Piccinino M V. The effectiveness of four clinical irrigation methods on the removal of root canal debris. *Oral surgery*. 1982;54(3):323–8.

122. Goldman M, Kronman JH, Goldman LB, Clausen H, Grady J. New method of irrigation during endodontic treatment. *Journal of Endodontics*. 1976;2(9):257-60.
123. Sedgley CM, Nagel AC, Hall D, Applegate B. Influence of irrigant needle depth in removing bioluminescent bacteria inoculated into instrumented root canals using real-time imaging in vitro. *International endodontic journal*. 2005;38(2):97-104.
124. Hsieh YD, Gau CH, Kung Wu SF, Shen EC, Hsu PW, Fu E. Dynamic recording of irrigating fluid distribution in root canals using thermal image analysis. *International endodontic journal*. 2007;40(1):11-7.
125. Boutsoukis C, Lambrianidis T, Kastrinakis E. Irrigant flow within a prepared root canal using various flow rates: A Computational Fluid Dynamics study. *International endodontic journal*. 2009;42(2):144-55.
126. Gao Y, Haapasalo M, Shen Y, Wu H, Li B, Ruse ND, et al. Development and Validation of a Three-dimensional Computational Fluid Dynamics Model of Root Canal Irrigation. *Journal of endodontics*. 2009;35(9):1282-7.
127. Wang R, Shen Y, Ma J, Huang D, Zhou X, Gao Y, et al. 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):931-6.
128. Rito Pereira M, Silva G, Semiao V, Silverio V, Martins JNR, Pascoal-Faria P, et al. Experimental validation of a computational fluid dynamics model using micro-particle image velocimetry of the irrigation flow in confluent canals. *International endodontic journal*. 2022;55(12):1394-403.
129. Duan XY, Cheung SCP, Yeoh GH, Tu JY, Krepper E, Lucas D. Gas-liquid flows in medium and large vertical pipes. *Chemical engineering science*. 2011;66(5):872-83.
130. Colombo Riccardo Mereu Samar Bahman LP. Numerical Analysis of Stratified Two-phase Flow in Horizontal Pipes using VOF Model. 2018.
131. Ishii M, Mishima K. Two-fluid model and hydrodynamic constitutive relations. *Nuclear engineering and design*. 1984;82(2-3): 107-26.
132. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A Three-Dimensional Finite-Element Stress Analysis of an Endodontically Prepared Maxillary Central Incisor. Vol. 21. 1995.
133. 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):891-5.
134. Versiani MA, Martins JNR, Ordinola-Zapata R. Anatomical complexities affecting root canal preparation: a narrative review. Vol. 68, *Australian dental journal*. 2023;68 Suppl 1:S5-S23.
135. De Gregorio C, Arias A, Navarrete N, Cisneros R, Cohenca N. Differences in disinfection protocols for root canal treatments between general dentists and endodontists: A Web-based survey. *Journal of the American Dental Association*. 2015;146(7):536-43.
136. Boutsoukis C, Gutierrez Nova P. Syringe Irrigation in Minimally Shaped Root Canals Using 3 Endodontic Needles: A Computational Fluid Dynamics Study. *Journal of endodontics*. 2021;47(9):1487-95.

137. Thomas AR, 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.
138. Wu W, Chen Y, Tong C, Li B, Ma X. The effect of ultrasonic tip working length on fluid dynamics in the root canal during the irrigation procedure: a computational fluid dynamics study. *BMC oral health*. 2025;25(1):266.
139. Loroño G, Zaldívar JMR, Arias A, Dorado S, Jimenez-Octavio JR. Influence of needle design and irrigation depth in the presence of vapor lock: A computational fluid dynamics analysis in human oval roots with apical ramification. *International Journal for numerical methods in biomedical engineering*. 2023;39(8):33742.
140. Boutsoukis C, Lambrianidis T, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Wesselink PR, et al. The effect of needle-insertion depth on the irrigant flow in the root canal: Evaluation using an unsteady computational fluid dynamics model. *Journal of endodontics*. 2010;36(10):1664–1668.
141. Guyton AC, Hall JE, John E. *Textbook of medical physiology*. Elsevier Saunders; 2006. 1116 p.
142. Pereira TC, Boutsoukis C, Dijkstra RJB, Petridis X, Versluis M, de Andrade FB, et al. Biofilm removal from a simulated isthmus and lateral canal during syringe irrigation at various flow rates: a combined experimental and Computational Fluid Dynamics approach. *International endodontic journal*. 2021;54(3):427–438.