

UNIVERSIDAD DE BARCELONA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

APLICACIONES DEL LASER DOPPLER EN ODONTOLOGÍA

APPLICATIONS OF LASER DOPPLER FLOWMETER IN DENTISTRY

por

SILVIA PÉREZ GARCÍA * JORDI PAREDES GARCÍA **
LEONARDO BERINI AYTÉS *** COSME GAY ESCODA ****

BARCELONA

RESUMEN: El flujómetro de láser Doppler es un método no invasivo que proporciona una medida continua del registro del flujo sanguíneo a nivel microvascular. Un haz de luz láser incidente en cualquier tejido humano, es dispersado tanto en las estructuras estáticas como por los glóbulos rojos. Los haces devueltos por los glóbulos rojos sufren una desviación en su frecuencia de acuerdo con el efecto Doppler, mientras que los dispersos por el tejido estático permanecen inalterados. Ambas fracciones de luz son captadas por un fotodetector y son procesadas para proporcionar una medida del flujo sanguíneo. Esto nos permite conocer una serie de datos hasta ahora no bien conocidos sobre los fenómenos que se producen a nivel microcirculatorio. Al tratarse de una técnica no invasiva que proporciona datos a tiempo real, ha encontrado aplicaciones en una gran variedad de disciplinas experimentales y clínicas. Destacan las aplicaciones dentro del campo de la neurocirugía, dermatología, cirugía digestiva, cirugía cardíaca, oftalmología, cirugía maxilofacial y cirugía plástica. Nosotros nos centraremos en las aplicaciones dentro del área bucal y maxilofacial, recordando los principios básicos de la circulación a nivel de los maxilares, de los dientes, ligamento periodontal y encía, los cambios que se producen durante la inflamación, las características principales de este instrumento y las consideraciones a tener en cuenta durante su utilización.

PALABRAS CLAVE: Flujómetro de láser Doppler, microcirculación, flujo sanguíneo.

ABSTRACT: The laser Doppler flowmeter is a non-invasive method that provides a continuous measure of the micro-circulatory blood flow. A sheaf of light incident laser in any human tissue is dispersed in the static structures as for red blood cells. The sheaves returned by the blood cells suffer a deviation in their frequency according to the Doppler effect, while the dispersed for the static structures remain unaffected. Both fractions of light are captured by a photodetector and they are processed to provide a measure of the microcirculatory blood flow. This allows us to know a series of data up to now as soon as acquaintances on the phenomenon that takes place to microcirculatory level. As it is a non-invasive technique that provides data on time real it has found applications in a great variety of experimental and clinical disciplines. Its applications highlight are inside the field of the neurosurgery, dermatology, digestive surgery, cardiac surgery, ophthalmology, maxillofacial surgery and plastic surgery. We will centre in the applications inside the buccal and maxillofacial area, remembering the basic principles of blood circulation on maxillaries, teeth, periodontal ligament and gingival, the changes that take place during the inflammation, the main characteristics of this method, and the considerations to keep in mind during its use.

KEY WORDS: Laser Doppler flowmeter, microcirculatory, blood flow.

1. INTRODUCCIÓN

El intercambio de la mayor parte de gases,

nutrientes y residuos se produce a nivel micro-circulatorio. Así, para entender la fisiología y la patología de los tejidos bucales, es importante conocer tanto la estructura como la función de los mismos a este nivel (1). El sistema microcirculatorio comprende las porciones terminales de los vasos sanguíneos entre las arterias y las ve-

(*) Odontóloga. Alumna del Master de Cirugía e Implantología Bucal.
(**) Médico Especialista en Estomatología. Profesor del Master de Implantología y Cirugía Bucal.
(***) Profesor Titular de Patología Quirúrgica Bucal y Maxilofacial. Profesor del Master de Cirugía e Implantología Bucal.
(****) Catedrático de Patología Quirúrgica Bucal y Maxilofacial. Cirujano Maxilofacial del Centro Médico Teknon de Barcelona.

nas (1). A través de este sistema microcirculatorio el flujo sanguíneo sufre variaciones en proporción, volumen y dirección a través de los circuitos capilares. La unidad perivascular ideal comprende una arteriola terminal, una metaarteriola, capilares arteriovenosos y una vénula (2) (figura 1).

Los factores que influyen en el flujo sanguíneo son varios, incluyendo el gradiente de presión a lo largo del vaso, la viscosidad del fluido y las dimensiones físicas de los vasos que lo contienen. Un incremento de la presión dentro del vaso, al provocar la distensión de sus paredes, tiende a incrementar el flujo sanguíneo independientemente de su efecto en la presión circulante. El tono vasomotor actúa para reducir el calibre de estos vasos y así reduce el flujo. Un aumento del hematocrito produce una disminución del flujo sanguíneo por un aumento de la densidad del fluido. Con gran diferencia, los factores más importantes en la determinación del flujo sanguíneo bajo condiciones normales son las presiones transmural y de conducción y el tono vasomotor (2).

Muchos son los métodos que se han utilizado para examinar el aporte sanguíneo de los tejidos bucales; éstos incluyen la microscopía óptica y la microscopía electrónica (2-5), la cinematografía de alta velocidad (2,3), transductores de calor (4-6), pletismografía (6), el aclaramiento de isótopos radiactivos como el Xenon-133 (4-6) y el Kriptón-85 (6) y técnicas de inyección de microesferas (de plástico o marcadas radiológicamente) (2-4). La técnica del láser Doppler mide el flujo sanguíneo en los pequeños vasos a nivel de la microcirculación (7).

Todas estas técnicas se han empleado para aclarar el papel del sistema circulatorio en los tejidos bucales, primero en relación con su ana-

tomía y posteriormente en relación con su fisiología (2).

Las arterias que proporcionan el aporte sanguíneo a los maxilares se derivan de la arteria maxilar interna (2). La arteria maxilar interna, junto con las arterias facial y lingual son las ramas más importantes de la arteria carótida externa (8). La arteria maxilar interna es una rama terminal de la arteria carótida externa que se separa de ésta a nivel del cuello del cóndilo mandibular (8).

La arteria alveolar inferior deriva de la arteria maxilar interna y proporciona pequeñas ramas para cada diente mandibular, sus ligamentos periodontales y para el hueso. En la región premolar emite una rama denominada arteria mentoniana que irriga la encía adherida y la mucosa alveolar vestibular desde los premolares hasta los incisivos y también la mucosa del labio inferior (8).

La arteria bucal deriva también de la arteria maxilar interna e irriga la mucosa yugal, encía adherida y mucosa alveolar de los dientes maxilares y mandibulares posteriores (8). Presenta anastomosis con la arteria facial y con las arterias alveolar inferior y alveolar superior posterior (2).

A nivel del maxilar superior la arteria ptérgo-palatina (esfenopalatina) se anastomosa con la arteria palatina mayor. La arteria alveolar anterior superior irriga los dientes maxilares anteriores, pero a nivel de la pared del seno maxilar se anastomosa con la arteria alveolar superior posterior encargada de la irrigación de los dientes posteriores así como de la encía adherida y mucosa alveolar posterior. La arteria infraorbitaria es la responsable de la irrigación del labio superior y su mucosa y la encía adherida y mucosa alveolar de la parte anterior del maxilar (8).

2. MICROVASCULARIZACIÓN EN LOS TEJIDOS DENTARIOS

2.1 Pulpa dentaria

La pulpa dentaria es un tejido altamente vascularizado en el que aproximadamente un 5 % de su volumen está ocupado por vasos. El aporte sanguíneo de la pulpa es proporcionado principalmente por una o dos pequeñas arterias que pasan a través del foramen apical del diente, aunque en algunas ocasiones pueden existir foraminas accesorias y conductos radiculares laterales, incluso en la furca de los dientes multirradiculares (1).

Los vasos pulpares se dividen en una serie de arteriolas que se ramifican para abastecer el plexo capilar subodontoblastico justo por debajo

de la capa de células odontoblasticas (1,9). Los capilares se dirigen hacia los odontoblastos pero no entra en la dentina (9). También se han descrito anastomosis arteriovenosas en la pulpa. La sangre venosa deja el foramen apical (1,9) para drenar en el plexo venoso pterigoideo que pasa a la vena maxilar, vena facial posterior y finalmente a las venas yugulares interna y externa (1). La musculatura lisa de la pared de los vasos de la pulpa está inervada por fibras simpáticas, existiendo un mayor número de receptores α sobre los β -adrenérgicos. Sin embargo, no hay evidencia de inervación parasimpática de los vasos de la pulpa (1).

2.2. Ligamento periodontal y tejido gingival

El abundante aporte sanguíneo a estos tejidos proporciona en parte la gran resistencia local de la encía a la infección y al trauma (2).

Existen una serie de ramas arteriales interradiculares e intraseptales que penetran a nivel septal y radicular cerca de los ápices dentarios. Estas se dirigen coronalmente para irrigar la membrana periodontal, la encía adherida y la mucosa libre (1).

La vascularización de los tejidos gingivales es especialmente compleja, comprendiendo lechos de anastomosis capilares. El aporte sanguíneo de los tejidos gingivales deriva originariamente de los vasos arteriales suprapariostícos desde donde penetran en el hueso alveolar y constituyen el principal aporte sanguíneo del ligamento periodontal.

HOAG y PAWLAK (10) citan que la vascularización del tejido periodontal proviene de tres tipos de ramas que derivan de las arterias alveolares superior e inferior. Estos tres tipos de ramas serían:

- Arterias suprapariostícas de la superficie vestibular, lingual y palatina del hueso alveolar.
- Arterias interdentarias situadas dentro del hueso interproximal: emergen a nivel de la cresta alveolar interproximal para irrigar la encía.
- Arteriolas del ligamento periodontal (figura 2).

La vascularización de la encía consta de numerosas asas capilares que se extienden a través de la lámina propia y hacia cada una de las papilas de tejido conjuntivo (10).

Las venas y vénulas de los tejidos periodontales y gingivales discurren prácticamente paralelas al aporte arterial (1). El drenaje venoso del ligamento periodontal se anastomosa con el de la encía (2). Este modo de drenaje facilita la difusión de la infección de la encía al ligamento periodontal y al hueso adyacente (2).

Existe una débil evidencia de que la inervación parasimpática controla el diámetro de los vasos sanguíneos periodontales y gingivales, existiendo un predominio de la inervación simpática (1).

3. CAMBIOS QUE SE PRODUCEN DURANTE LA INFLAMACIÓN

La agresión de los tejidos bucales se traduce en cambios a nivel microvascular; por ejemplo, la eliminación de una caries con irrigación insuficiente produce el sobrecalentamiento del diente o la acumulación de placa dental que tiene como consecuencia la inflamación gingival.

3.1. Pulpa dentaria

A nivel pulpar la vasodilatación que se produce debido a la inflamación no está sólo asociada con un incremento de la permeabilidad, sino que la acumulación de fluido intersticial en la pulpa produce un incremento de la presión intrapulpar, colapso linfático y venoso y una necrosis pulpar. Además, la dinámica vascular de la pulpa está influenciada por el hecho de que el tejido pulpar está rodeado por una capa rígida e inextensible de dentina (1).

La reacción pulpar puede ser reversible o irreversible, dependiendo de la severidad del daño y de la capacidad reparativa de la pulpa. No es posible diagnosticar clínicamente la lesión patológica de la pulpa; esto sólo puede realizarse mediante técnicas histológicas (9).

Es posible que estos cambios patológicos se produzcan sólo en una parte de la pulpa y que el resto se mantenga normal (1,9). Desafortunadamente, a menos que se realice un tratamiento

precoz, la necrosis localizada y la inflamación conducen al daño tisular y al incremento de la vascularización en las regiones adyacentes. Así que, a menos que se elimine el agente causal, se producirán cambios necróticos en toda la pulpa (1).

3.2. Tejido gingival

Con la acumulación de placa dental y la consiguiente inflamación gingival (gingivitis) se producen un gran número de cambios en la vascularización gingival (1):

- Los vasos gingivales se dilatan y aumentan su permeabilidad.
- Las células migran a través de la pared del vaso hacia el tejido adyacente.
- Hay un marcado incremento del fluido intersticial, que origina tanto una inflamación gingival (edema) como un incremento del flujo gingival a nivel crevicular.

Como resultado final, los tejidos gingivales se distienden, sangran fácilmente y cambian de color. Estos cambios inflamatorios se incrementan con la acumulación continua de placa dental aunque esta inflamación inicial también puede resolverse completamente con la eliminación de la placa y una correcta higiene bucal (1).

4. CARACTERÍSTICAS DEL MEDIDOR DE FLUJO DEL LÁSER DOPPLER

4.1. Definición

El principio del medidor de flujo del láser Doppler se basa en el hecho de que un haz de luz láser incidente en cualquier tejido humano, es dispersado tanto en las estructuras estáticas como por los glóbulos rojos. Los haces de luz devueltos por los glóbulos rojos sufren una desviación de la frecuencia de acuerdo con el efecto Doppler, mientras que los haces dispersos en el tejido estático permanecen inalterados en la misma (11). Tanto la fracción de la luz que ha cambiado su frecuencia, como la fracción de la luz que procede del tejido estático son captadas por un fotodetector y son procesadas para proporcionar una medida del flujo sanguíneo (7) (figura 3).

La ventaja de este instrumento respecto a otras técnicas utilizadas anteriormente en la medición del flujo sanguíneo radica principalmente en el hecho de que se trata de un método no invasivo que proporciona una medición continua.

Debido a que la profundidad de penetración de la luz en los tejidos depende de la absorción tisular y de las propiedades de dispersión, el volumen de esta dispersión varía de un tejido a otro. En tejidos relativamente transparentes, la profundidad de penetración estará incrementada lo que se traduce en la existencia de una mayor proporción de fotones que habrán sufrido un cambio Doppler y serán devueltos. Esto conduce a una señal de salida del medidor de flujo más elevada que la registrada en tejidos menos transparentes, incluso cuando los dos tejidos tengan un gradiente de perfusión idéntico (7).

Las fuentes de luz láser comúnmente empleadas en los sistemas comerciales Doppler son láseres de Helio-Neón (He-Ne) rojos y láseres cercanos al infrarrojo (láseres diodos semiconductores). Estos dos tipos de láseres son algo distintos y dependiendo de su longitud de onda pueden penetrar más o menos en los tejidos.

En la actualidad, los láseres de He-Ne están siendo reemplazados en el mercado por los láseres diodos semiconductores ya que son pequeños, baratos y generalmente más estables (12) (figura 4).

Estos instrumentos pueden utilizarse generalmente con diferentes amplitudes de banda. Cuando hablamos de ancho o amplitud de banda nos referimos a la propiedad mediante la cual puede limitarse el rango de cambios en la frecuencia procesada; por tanto, limita el rango de velocidades de los eritrocitos que puede ser monitorizado (13,14). El modo de banda estrecho suele oscilar entre 20 Hz y 4 kHz y el modo

de banda ancho entre 20 Hz y 12 kHz (12,14).

OBEID y cols. (12) recomiendan utilizar en todos los casos el ancho de banda más elevado (12 kHz). En cambio ODOR y cols. (15) recomiendan el ancho de banda de 3,1 kHz en el caso de realizar las mediciones de flujo sanguíneo en dientes, eludiendo en este caso los anchos de banda de 14,9 kHz. En un estudio realizado por AHN y cols. (16), en 1987, sobre un modelo experimental en intestino de gato, se concluyó que la única razón para usar el ancho de banda de 4 kHz era la ventaja técnica de conseguir una señal de salida más estable y que no se distorsionaba en rangos de flujo bajo, recomendando el ancho de banda de 12 kHz.

4.2. Calibración

Muchos sistemas de medición requieren ser calibrados regularmente para compararlos con un estándar y mantener de este modo la exactitud de la medición a lo largo de periodos de tiempo prolongados. Normalmente, el estándar tiene una exactitud bien especificada y estabilidad a largo plazo. Un instrumento calibrado está ajustado para proporcionar lecturas coincidiendo con el estándar (6).

Estas calibraciones no se pueden hacer con los instrumentos de láser Doppler, debido a que no existe un "verdadero estándar" para la medición del flujo sanguíneo en los diferentes tejidos corporales. Sin embargo, el láser Doppler ha sido comparado con una gran variedad de métodos (aclaramiento con Xenón, etc.) y se han realizado experimentos en órganos aislados o semiaislados perfundidos con soluciones salinas fisiológicas que contenían glóbulos rojos (6).

Para ÖBERG (6) es posible calibrar el flujómetro de láser Doppler en unidades absolutas ($\text{ml min}^{-1} 100\text{g}^{-1}$) en una preparación específica. Pero este factor de calibración no puede ser usado en otros lugares del mismo tejido ni en otros, por lo que los fabricantes han ideado "factores de calibración" basados en modelos teóricos.

Para otros autores es imposible calibrar estos instrumentos en unidades absolutas de flujo sanguíneo por unidad de volumen tisular (5,12,15,17). Una de las razones es que la sensibilidad para un determinado flujo en un vaso varía de acuerdo con la distancia del vaso al extremo de la sonda; además la distribución del flujo sanguíneo de un tejido es improbable que permanezca constante bajo diferentes condiciones (15). A esto hay que añadir la complejidad intrínseca de la microvascularización que es variable a lo largo del cuerpo humano (12,18) e

incluso a nivel de la vascularización pulpar (19), y la complejidad de la dispersión de la luz en el tejido que hace que en el flujo sanguíneo únicamente se registren los cambios relativos (16,19). Igualmente debemos tener en cuenta el hecho de que los registros entre paciente y paciente sufren también grandes variaciones debido a las diferencias en la circulación y que estas se producen todavía más en aquellos casos en los que se utilizan fármacos (por ejemplo, los anestésicos locales a los que no todos los individuos responden de igual manera) (16). Debido a esto lo que se hace es fijar la sensibilidad del instrumento, siguiendo las indicaciones del fabricante, de acuerdo con un nivel de referencia a través del movimiento Browniano de una suspensión coloidal de microesferas de poliestireno (partículas de látex) bajo condiciones estándar (12,20). Esto puede ser referido en algunos textos como "estandarización". El proporcionar un estándar físico mediante el cual puede ser calibrado el medidor de láser Doppler, facilita una comparación directa entre los instrumentos y es un paso importante para hacer la técnica más aceptable (5).

La potencia de la señal de salida del láser puede variar entre instrumentos y cambiar a lo largo del tiempo; también diferentes sondas tendrán distintas señales de salida y propiedades de recogida (figura 5). Esas variaciones afectan las lecturas del instrumento; por este motivo se recomienda que las sondas sean recalibradas anualmente (20,21). Junto con el medidor de láser Doppler los diferentes fabricantes proporcionan una suspensión para calibrar las sondas (20) (figura 6).

Como no siempre es posible detener el flujo sanguíneo a través de un tejido para obtener un registro de control, se requieren métodos alternativos para marcar la señal que se correspondería con el nivel de flujo cero (17).

Según VONGSAVAN y cols. (17) idealmente se debería registrar el flujo a partir de un reflector estático en condiciones lo más parecidas posible a las que se observan en el vivo; sin embargo, el instrumento no puede ser calibrado a cero colocando la sonda contra una superficie no reflectiva.

Así pues, la gran variabilidad de la microvascularización intra e interindividual hace imposible las comparaciones de las medidas del flujo sanguíneo en unidades absolutas ya que no podemos asumir que el flujo sanguíneo de la microcirculación sea esencialmente homogéneo en todas las estructuras tisulares. Del mismo modo no se pueden realizar comparaciones directas entre las mediciones realizadas por dos instrumentos ya que son calibrados por separado a partir de la sensibilidad de cada uno de ellos.

El estudio realizado por AHN y cols. (16) se ha centrado en la evaluación de la relación que existe entre la señal de salida del medidor de flujo del láser Doppler y el fluido sanguíneo total a través de un volumen tisular conocido. Se realizó en un modelo experimental sobre gatos, en el que obtuvieron que la respuesta del medidor de flujo del láser Doppler está linealmente relacionada con el flujo sanguíneo tisular total.

Aunque los conceptos de calibración y estandarización son originariamente diferentes, muchas veces encontraremos que en la literatura se encuentran englobados bajo la denominación común de "calibración".

4.3. Factores distorsionadores de los resultados

Los instrumentos de láser Doppler son instrumentos extremadamente sensibles que precisan una serie de controles antes de realizar cualquier medición para no obtener resultados erróneos. En este sentido debemos comentar la importancia que tiene efectuar los experimentos bajo condiciones de extrema rigurosidad para que el movimiento de las sondas (4,12), la presión de las mismas sobre el tejido (4,12), la temperatura (4) y la luz ambiental (12), la humedad (4), el estrés del paciente o la respiración profunda del mismo (4) no influyan en el registro del flujo sanguíneo obtenido y en los cambios que en el mismo se producen.

A menudo los cambios en la señal del flujo sanguíneo no están relacionados con los cambios fisiológicos que se producen en el individuo. La causa más frecuente de esta distorsión puede atribuirse al movimiento de la sonda en relación con el tejido que está siendo estudiado. Cuando los movimientos de la fibra son pequeños, el instrumento encuentra dificultad en distinguir entre cambios reales del flujo sanguíneo y artefactos del movimiento (14). La señal del flujo es sensible al movimiento de las fibras de la sonda y al movimiento del extremo de la sonda en relación con la zona estudiada pero si se ejerce una presión ligera en el extremo de la sonda, las señales del flujo responderán disminuyendo hasta cero (21).

Por este motivo es imprescindible reducir al mínimo el movimiento entre el extremo de la sonda y el tejido subyacente o, de lo contrario, estructuras diferentes a las células sanguíneas generarán cambios Doppler y la señal producida será indistinguible de la originada por el flujo sanguíneo. Para ello se utilizan diferentes sistemas de fijación de la sonda (discos adhesivos, férulas de diferentes tipos, etc.) aunque el éxito de estos sistemas viene dado, en parte, por la

zona a estudiar (siempre se conseguirá una mayor estabilidad en la sonda cuando la zona a registrar sea un diente, por ejemplo, que no una zona de encía libre sujeta a importantes movimientos) (16). La mayor parte de autores utilizan impresiones de silicona (5,14,16,22-31) en la que efectúan algunos orificios por los que penetrará el extremo de la sonda; sin embargo, otros utilizan placas de acrílico (22,32-34) que a nuestro entender proporcionan una mayor estabilidad de la sonda y una menor susceptibilidad a los movimientos (figuras 7 y 8). Muchos autores destacan la importancia que tiene, en la lectura del flujo sanguíneo, la colocación de la sonda de manera exacta y estable, por lo que recomiendan el empleo de una placa estabilizadora que asegure unos registros reproducibles (14,16) (figuras 9 y 10).

En los últimos años se ha producido una evolución en la fabricación de los equipos de medidores de flujo de láser Doppler exigiéndose en la actualidad un menor diámetro de las fibras

ópticas para reducir el "ruido" del movimiento, aunque pese a esto el problema todavía persiste (15).

Como se ha comentado anteriormente otro factor que puede influir en la medición es la temperatura. BAAB y cols. comentan que la señal del medidor de flujo de láser Doppler disminuye considerablemente cuando se enfría la encía con aire a 15° C aunque no se han publicado estas observaciones (4).

La luz que proviene de bombillas o de tubos fluorescentes fluctúa en intensidad en la línea de frecuencia y puede introducir interferencias. Sin embargo, se han observado que con niveles normales de iluminación en la habitación, normalmente, no hay problemas incluso cuando se trabaja con instrumentos de alta intensidad (12). OBEID y cols. (12) creen que los problemas aparecen si se emplean altos niveles de iluminación como, por ejemplo, cuando se usa un microscopio quirúrgico para examinar el tejido bajo la sonda.

5. APLICACIONES DEL MEDIDOR DE FLUJO SANGUÍNEO DE LÁSER DOPPLER

No es sorprendente que el medidor de flujo sanguíneo de láser Doppler haya encontrado aplicaciones en una gran variedad de disciplinas experimentales y clínicas ya que diversas enfermedades, fármacos y procedimientos influyen en la perfusión tisular; además este interés se potencia debido a que se trata de una técnica no invasiva, que proporciona una medición continua del flujo microvascular obteniendo sus datos a tiempo real. Destacan las aplicaciones dentro del campo de la neurocirugía, dermatología, cirugía digestiva, cirugía cardíaca, oftalmología, cirugía maxilofacial y cirugía plástica. Nosotros nos centraremos en las aplicaciones dentro del área bucal dividiéndolas en las aplicaciones a nivel dentario y gingival.

5.1. Área diagnóstica

5.1.1. Aplicaciones a nivel dentario.- Conocer la vitalidad de un diente es importante en Odontología ya que orienta el tratamiento dentario en una dirección u otra dependiendo de los resultados obtenidos. La mayor parte de los métodos utilizados, denominados tests eléctricos o térmicos, comprueban la sensibilidad de la pulpa al estímulo usado y no la vitalidad pulpar (32). Debido a este hecho se han obtenido respuestas falsas en dientes traumatizados o de dientes con ápices abiertos (14,32,35). La vitalidad dentaria está realmente relacionada con el flujo sanguíneo pulpar y no con la actividad de

las fibras sensoriales que es evaluada con métodos eléctricos (31), por lo que podemos decir que la inervación no es esencial para la vitalidad del diente (36). El láser Doppler es un instrumento útil en el diagnóstico de la vitalidad pulpar (1-3,7,11,21,29,32,37) y de aquí que numerosos estudios se hayan centrado en su empleo como instrumento de medición del flujo sanguíneo pulpar comparando las mediciones entre dientes endodonciados, traumatizados y vitales.

La conclusión de estos estudios (35,38) es que el flujo sanguíneo pulpar puede ser detectado a través del esmalte y de la dentina intactos que cubren la pulpa. También parece ser que es posible distinguir los dientes sanos de aquellos que presentan pulpas no vitales de manera inmediata tras la agresión (838). Se ha demostrado que la señal de salida de un diente con pulpa necrótica es significativamente inferior a la de un diente vital; sin embargo, no se registra normalmente un nivel cero de flujo sanguíneo debido a que una parte de la señal registrada en la superficie del esmalte deriva del flujo sanguíneo de tejidos externos a la pulpa lo que supone cierto inconveniente en el uso de esta técnica (32).

Igualmente se ha observado un incremento del flujo sanguíneo pulpar en dientes con caries dentinaria superficial. Tras la realización del tratamiento dental adecuado el flujo sanguíneo retornó a los niveles normales lo que indicaría que se ha producido una respuesta inflamatoria de la pulpa en este tipo de lesiones así como el

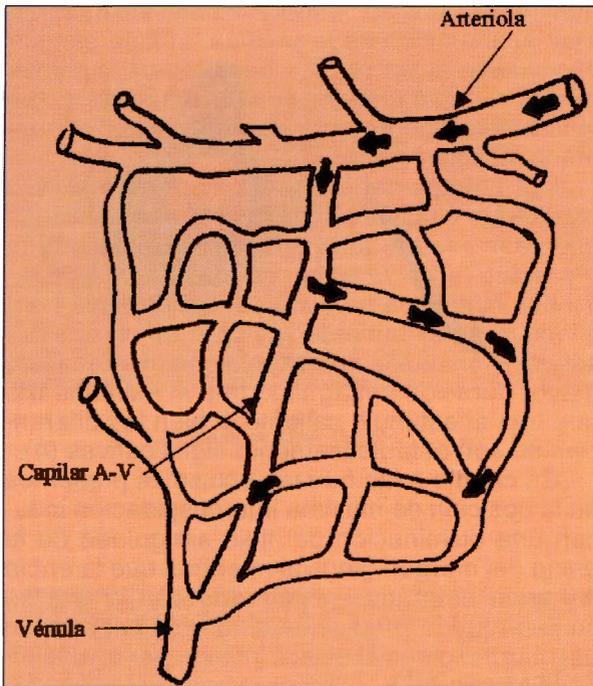


Fig. 1
La unidad microcirculatoria.

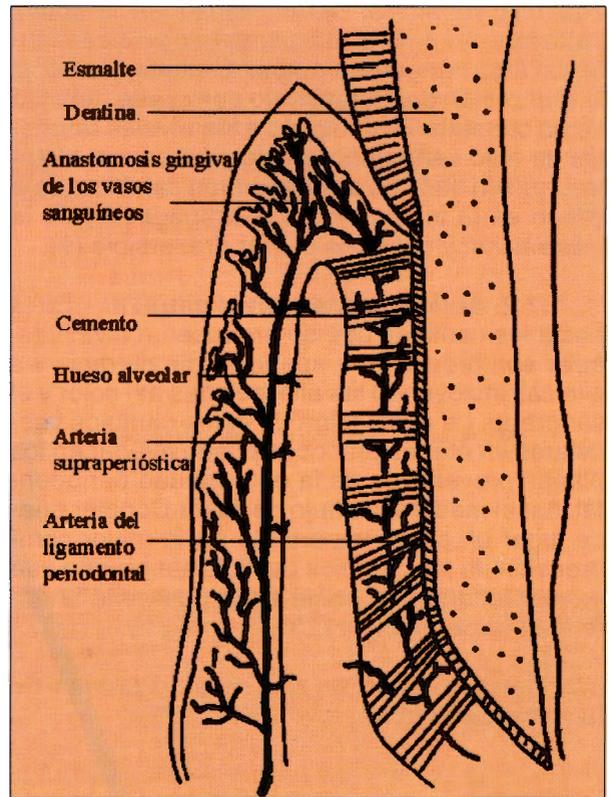


Fig. 2
Vascularización del tejido periodontal.

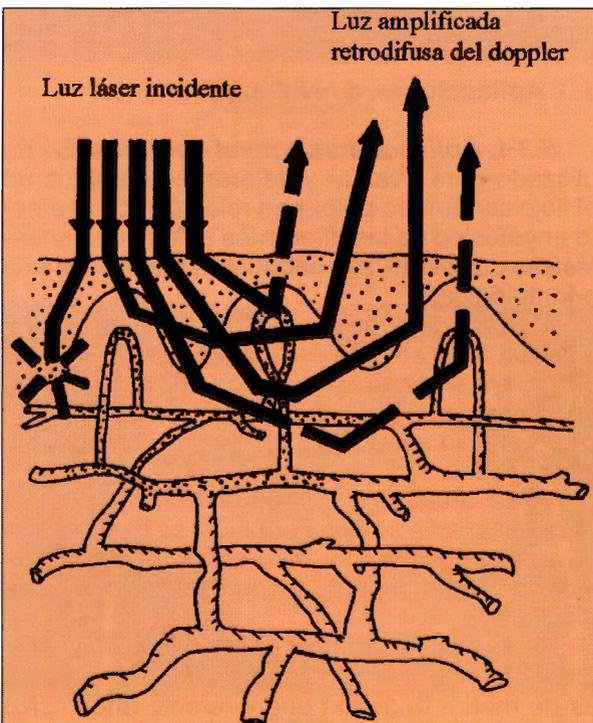


Fig. 3
Difusión de un haz de luz monocromático y colimado en el tejido.



Fig. 4
Láser Doppler (pantalla principal) y análogo.

temente de la concentración de adrenalina utilizada (15,25). Se han observado diferencias en el flujo sanguíneo entre dientes (menor reducción del flujo a nivel de molares que de caninos mandibulares) lo que se ha explicado por la posible existencia de aporte sanguíneo colateral a partir de la vascularización de los músculos masticatorios o de los tejidos gingivales vestibulares cuyo flujo vascular no se ha alterado por la solución anestésica local. Otra posible explicación sería que la cantidad de adrenalina en el flujo sanguíneo pulpar es superior en el canino que tiene un único foramen apical de mayor tamaño en comparación con el molar; éste último recibe el aporte sanguíneo de varios vasos (raíz mesial con dos forámenes apicales y raíz distal con un foramen apical) por lo que el vasoconstrictor puede ser reabsorbido con mayor facilidad (25-27).

La mayoría de estudios realizados evalúan las acciones de diferentes soluciones anestésicas en el flujo sanguíneo pulpar y la capacidad del láser Doppler para medir estos cambios (27,35,40,41). Se ha observado que la felipresina no disminuye el flujo sanguíneo pulpar mostrando un modo de acción diferente a la adrenalina (27,40); por lo tanto estaría indicada en aquellas situaciones clínicas donde la infiltración de la solución anestésica con adrenalina pudiera producir alteraciones isquémicas irreversibles en la pulpa (41).

5.3.2. A nivel gingival.- Numerosos estudios (3,13,22,34,41) se han centrado en la evaluación de los efectos de los componentes del tabaco en el flujo sanguíneo gingival, sin embargo, los resultados son contradictorios en algunos puntos.

Los fumadores presentan entre 2 y 14 veces más riesgo de presentar enfermedad periodontal que los no fumadores; sin embargo, el papel exacto que tiene el tabaco en la etiología de la enfermedad periodontal no se ha establecido (3).

En la mayoría de estudios (3,22,34,42) se concluye que en los pacientes fumadores se produce una disminución del flujo sanguíneo gingival en comparación con los controles (no fumadores) que muestran un aumento del flujo sanguíneo gingival. Esta hipótesis ya fue descrita por PINDBORG en 1947 (43) indicando que la nicotina actuaría directamente sobre los vasos y causaría una reducción del flujo sanguíneo gingival; esto tendría como consecuencia una disminución del número de glóbulos rojos, del valor de oxígeno y de los nutrientes vehiculizados por la sangre que han de llegar a la encía, e igualmente reduciría la capacidad de eliminar los productos de desecho (3). Estos hechos también se han observado en modelos experimentales

comprobandose que la aplicación tópica de tabaco puede reducir significativamente tanto el volumen como la velocidad de la sangre en los tejidos bucales (42).

En cambio, en el estudio realizado en 1987 por BAAB y cols. (13) los resultados fueron opuestos. Estos autores observaron que se produce un aumento del flujo sanguíneo gingival durante la fase de fumar y que este incremento volvía a los niveles basales al cabo de 10 minutos desde el inicio de la acción de fumar. Por esto rebatieron la teoría de que en los humanos con enfermedad periodontal el tabaco reduciría el flujo sanguíneo gingival ya de por sí comprometido. Además postularon que la relación entre el tabaco y la gingivitis úlcero-necrotizante aguda debía producirse por otros mecanismos ajenos a los cambios del flujo sanguíneo gingival.

Otros autores (3) no han observado diferencias en los cambios de flujo sanguíneo cutáneo entre grandes fumadores (>20 cigarrillos / día) y no fumadores por lo que sugieren que una explicación a este hecho sería que los grandes fumadores podrían haber desarrollado una tolerancia a los efectos de la nicotina o a otros componentes del humo del tabaco (3).

Del mismo modo se han realizado trabajos en los que se informa sobre la acción de los anestésicos locales en el flujo sanguíneo gingival y dentario. La vasoconstricción ayuda a mantener la sustancia anestésica en un área localizada para prolongar sus efectos con lo que se produce una disminución del flujo sanguíneo que puede conducir a la isquemia de la pulpa y de los tejidos periodontales (24,44). Cualquier anestésico local con vasoconstrictor produce una disminución significativa del flujo sanguíneo periférico, mientras que la administración de anestésico sin vasoconstrictor (por ejemplo, lidocaína al 2 %) muestra una tendencia al incremento del flujo sanguíneo periférico, aunque de forma no significativa (44). La reducción del flujo sanguíneo gingival se produce en menor proporción que a nivel pulpar debido a la amplia circulación colateral que presenta el tejido gingival en comparación con el tejido pulpar (24).

Además de evaluarse la respuesta de la vascularización gingival a la administración de anestésicos locales, se han comparado las respuestas entre fumadores y no fumadores (34). Se ha comprobado que tras la administración de adrenalina el flujo sanguíneo gingival en fumadores reacciona de manera similar a como lo hace en los no fumadores en cuanto a la reducción inmediata del flujo sanguíneo, pero que la respuesta es diferente en relación a la recuperación de sus valores basales. La recuperación retardada de las señales del medidor de flujo de láser Do-

ppler en fumadores puede ser debida a la liberación de sustancias vasoactivas estimulada por la nicotina (sobre todo catecolaminas) a lo que se añadiría el efecto de la adrenalina administrada junto a los anestésicos locales. Todo ello conduce a un aumento del periodo en el que los valores del flujo sanguíneo están por debajo de los valores normales (34).

5.4. Indicaciones terapéuticas

DODSON y cols. (33) han realizado una serie de experimentos utilizando el medidor de flujo de láser Doppler con el fin de proporcionar al cirujano un instrumento con el que se pueda detectar y prevenir las complicaciones causadas por una perfusión sanguínea maxilar deficiente sea durante la misma intervención quirúrgica o en el período postoperatorio. La necrosis maxilar es una complicación rara pero grave de la osteotomía de Le Fort I. La severidad de las complicaciones postoperatorias atribuibles a la necrosis tras la osteotomía de Le Fort I está relacionada con la disminución drástica del aporte vascular ya sea por la ligadura de un vaso importante (en este caso la arteria maxilar interna), ya sea por su lesión —advertida o no— y por la hemorragia subsiguiente. Las secuelas incluyen infección, alteraciones periodontales, cambios pulpares y pérdida parcial o completa del maxilar superior. Un mejor conocimiento de los fenómenos vasculares que ocurren durante la intervención quirúrgica permitirá al cirujano anticiparse a estas complicaciones (33).

La arteria maxilar interna ha sido identificada como la principal fuente de hemorragia postoperatoria tras la osteotomía de Le Fort I. Existe controversia respecto al valor de la preservación de dicha arteria durante la osteotomía de Le Fort I. Los autores de este estudio (33) ligan rutinariamente la arteria maxilar interna sin que puedan atribuir a este hecho complicaciones postoperatorias. Por ello escogieron como objetivo medir el efecto de la ligadura de esta arteria en el flujo sanguíneo intraoperatorio de la encía del maxilar superior. Los resultados sugieren que la ligadura de la arteria maxilar interna no se asocia a un cambio en el flujo sanguíneo del maxilar superior durante la osteotomía de Le Fort I, con lo que sugieren que es recomendable realizarla ya que la preservación de dicho vaso no optimiza la perfusión pero puede incrementar el riesgo

de hemorragia postoperatoria, alarga el tiempo de la intervención y reduce la reposición anterior del maxilar superior (33).

Otros autores (45,46) han evaluado el efecto de la osteotomía de Lefort I en el flujo sanguíneo pulpar de los dientes maxilares con el uso del láser Doppler. Observaron una disminución del flujo sanguíneo pulpar a corto y largo plazo tras la realización de dicha osteotomía. En cambio, BUCKLEY y cols. (47) encontraron un aumento del flujo sanguíneo pulpar en el postoperatorio inmediato pero después de 6 meses de la cirugía se produjo una reducción del flujo sanguíneo significativa respecto a la lectura prequirúrgica. Estos mismos autores (47) comentan que esto puede conducir a la pérdida de vitalidad de los dientes en aquellos pacientes en los que el flujo sanguíneo ya estaba comprometido previamente a la cirugía.

También se ha utilizado esta técnica Doppler con el fin de investigar el papel de las alteraciones vasculares en el desarrollo de lesiones crónicas osteomielíticas en los maxilares (comparando el lado enfermo con el lado sano contralateral). Para obtener los registros del flujo sanguíneo del hueso en primer lugar se realiza la medición del flujo sanguíneo colocando la sonda contra la superficie de la mucosa hasta producir isquemia en la vecindad del punto de aplicación. Una presión mayor no produce cambio en la señal de flujo. Se observa una reducción del flujo de aproximadamente el 95 % en comparación con la mucosa no comprimida con lo que asumieron que el 5 % del flujo total procede del hueso maxilar. La disminución de la perfusión se mantiene en pacientes que han pasado estadios activos de la enfermedad y apoya la hipótesis de que una inflamación ósea crónica produce un deterioro progresivo en el aporte de nutrientes.

Así, el medidor de flujo del láser Doppler ha demostrado ser útil en la evaluación de diferencias en el flujo sanguíneo entre el hueso afectado por osteomielitis y el hueso sano. Con un mayor desarrollo de esta técnica podrá convertirse en un instrumento clínico valioso para diagnosticar las lesiones óseas y evaluar los efectos de las diferentes pautas terapéuticas (48).

Correspondencia:
Dr. Cosme Gay Escoda
Ganduxer, 140
08022 Barcelona

BIBLIOGRAFÍA

1. LAVELLE CLB. Applied oral physiology. 2ª editions. Bristol: Wright, 1998: 63-73.
2. LAVELLE CLB. Applied physiology of the mouth. Bristol: Wright, 1975: 269-85.
3. MEEKIN TN, WILSON RF, SCOTT DA, IDE M, PALMER RM. Laser Doppler flowmeter measurement of relative gingival forehead skin blood flow in light and heavy smokers during and after smoking. *J Clin Periodontol* 2000; 27: 236-42.
4. BAAB DA, ÖBERG PA, HOLLOWAY GA. Gingival blood flow measured with a laser Doppler flowmeter. *J Periodont Res* 1986; 21: 73-85.
5. FAIRS SLE. Communication: Observations of a laser Doppler flowmeter output made using a calibration standard. *Med Biol Eng Comput* 1988; 26: 404-6.
6. ÖBERG PA. Laser-Doppler flowmetry. *CRC Crit Rev Biomed Eng* 1990; 18: 125-63.
7. NILSSON GE. A survey of the laser Doppler technique for measurement of tissue perfusion. *Laser Therapy* 1989; 1: 175-82.
8. BRAND RW, ISSELHARD DE. Anatomía de las estructuras orofaciales. 6ª edición. Madrid: hardcourt Brace, 1999: 196-205.
9. ROWE AHR, PITT FORD R. The assessment of pulpal vitality. *Int Endod J* 1990; 23: 77-83.
10. HOAG PM, PAWLAK EA. Fundamentos de periodoncia. 4ª edición. Barcelona: Mosby 1992: 9-10.
11. NILSSON GE, TENLAND T, ÖBERG PA. Evaluation of a laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow. *IEEE Trans Biomed Eng* 1980; BME-27: 597-604.
12. OBEID AN, BARNET NJ, DOUGHERTY G, WARD G. A critical review of laser Doppler flowmetry. *J ed Eng & Tech* 1999; 14: 178-81.
13. BAAD DA, ÖBERG PA. The effect of cigarette smoking on gingival blood flow in humans. *J Clin Periodontol* 1987; 14: 418-24.
14. MESAROS S, TROPE M, MAIXNER W, BURKES EJ. Comparison of two laser Doppler systems on the measurement of blood flow of premolar teeth under different pulpal conditions. *Int Endod J* 1997; 30: 167-74.
15. ODOR TM, PITT FORD TR, Mc DONALD F. Effect of probe design and bandwidth on laser Doppler readings from vital and root-filled teeth. *Med Eng Phys* 1996; 18: 359-64.
16. AHN H, JOHANSSON K, LUNDGREN O, NILSSON GE. In vivo evaluation of signal processors for laser Doppler tissue flowmeters. *Med Biol Eng Comput* 1987; 25: 207-11.
17. VONGSAVAN N, MATTHEWS B. Review article. Some aspects of the use of laser Doppler flowmeters for recording tissue blood flow. *Exp Phys* 1993; 78: 1-14.
18. SASANO T, NAKAJIMA I, SHOJI N ET AL. Possible application of transmitted laser light for the assessment of human pulpal vitality. *Endod Dent Traumatol* 1997; 13: 88-91.
19. RAMSAY DS, ARTUN J, MARTINEN SS. Reliability of pulpal blood-flow measurements utilizing laser Doppler flowmetry. *J Dent Res* 1991; 70: 1427-30.
20. HERLOFSON BB, BRODIN P, AARS H. Increased human gingival blood flow induced by sodium lauryl sulfate. *J Clin Periodontol* 1996; 23: 1004-7.
21. Moor Instruments DRT4 Laser Doppler blood flow monitor User Manual Version 4.1. England, 1999.
22. SCHROEDER KL, BAILEY JH, SAUVINSKY JA. Laser Doppler evaluation of smokeless tobacco users' gingival blood flow. *J Dent Res* 1989; 68: 291.
23. PERRY DA, McDOWELL J, GOODIS HE. Gingival microcirculation response to tooth brushing measured by laser Doppler flowmetry. *J Periodontol* 1997; 68: 990-4.
24. AHN J, PROGREL MA. The effect of 2% lidocaine with 1:100.000 epinephrine on pulpal and gingival blood flow. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 197-202.
25. ODOR TM, PITT FORD TR, McDONALD F. Adrenaline in local anaesthesia: the effect of concentration on dental pulpal circulation and anaesthesia. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10: 167-73.
26. ODOR TM, PITT FORD TR, McDONALD F. Effect of inferior alveolar nerve block anaesthesia on the lower teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10: 144-8.
27. CHNG HS, PITT FORD TR, McDONALD F. Effects of prilocaine local anaesthetic solutions on pulpal blood flow in maxillary canines. *Endod Dent Traumatol* 1996; 12: 89-95.
28. AARS H, GAZELIUS B, EDWALL L, OLGART L. Effects of autonomic reflexes on tooth pulp blood flow in man. *J Physiol Scand* 1992; 146: 423-9.
29. INGÓLFSSON AER, TRONSTAD L, RIVA CE. Reliability of laser Doppler flowmetry in testing vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10: 185-7.
30. ANDERSEN E, AARS H, BRODIN P. Effects of cooling and heating of the tooth on pulpal blood flow in man. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10: 256-9.
31. GAZELIUS B, LINDH-STRÖMBERG U, PETERSSON H, ÖBERG A. Laser Doppler technique: a future diagnostic tool for tooth pulp vitality. *Int End J* 1993; 23: 8-9.
32. SASANO T, SHOJI N, KURIWADA S, SANJO D. Calibration of laser Doppler flowmetry for measurement of gingival blood flow. *J Periodont Res* 1995; 30: 298-301.
33. DODSON TM, BAYS RA, NEUENSCHWANDER HC. Maxillary perfusion during Le Fort I osteotomy after ligation of the descending palatine artery. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55: 51-5.
34. KETABI M, HIRSCH RS. The effects of local anaesthetic containing adrenaline on gingival blood flow in smokers and no-smokers. *J Clin Periodontol* 1997; 24: 888-92.
35. INGÓLFSSON AER, TRONSTAD L, HERSH E, RIVA CE. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth. *Endod Dent Traumatol* 1994; 10: 83-7.
36. MUSSELWHITE JM, KLITZMAN B, MAIXMER W, BURKES EJ. Laser Doppler flowmetry. A clinical test of pulpal vitality. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997; 84: 411-9.
37. BOUTAULT F, CADENAT H, HIBERT PJ. Evaluation of gingival microcirculation by a laser Doppler flowmeter. Preliminary results. *J Cranio Max Fac Surg* 1989; 17: 105-9.
38. GAZELIUS B, OLGART L, EDWALL L. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol* 1986; 2: 219-21.
39. VÁG J, CSEMPESZ F, KERÉMI B, GYÖRFI A, FAZEKAS A. Human gingival blood flow as measured by laser Doppler flowmetry. *J Dent Res* 1998; 77: 766.
40. OLGART L, GAZELIUS B. Effects of adrenaline and felypressin (octapressin) on blood flow and sensory nerve activity in the tooth. *Acta Odont Scand* 1977; 35: 69-75.
41. PITT FORD TR, SEARE MA, McDONALD F. Action of adrenaline on the effect of dental local anaesthetic solutions. *Endod Dent Traumatol* 1993; 9: 31-5.
42. MILO A, SCHROEDER KL, NICOLAY O. Topically applied smokeless tobacco effects on rat gingival blood flow. *J Dent Res* 1989; 68: 291.
43. PINDBORG JJ. Tobacco and gingivitis I. Statistical examination of the significance of tobacco in the development of ulceromembranous gingivitis and the formation of calculus. *J Dent Res* 1947; 26: 261-5.
44. SUZUKI T, SANO K, KANRI T. The influence of various local anaesthetics on peripheral blood flow in human gingival. *Anesth Prog* 1989; 36: 183.
45. EMSHOFF R, KRANEWITTER R, NORER B. Effect of Le Fort I osteotomy on maxillary tooth-type-related pulpal blood-flow characteristics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod* 2000; 89: 88-90.
46. EMSHOFF R, KRANEWITTER R, GERHARD S ET AL. Effect of segmental Le Fort I osteotomy on maxillary tooth-type-related pulpal blood-flow characteristics. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 749-52.
47. BUCKLEY JG, JONES ML, HILL M ET AL. An evaluation of the changes in maxillary pulpal blood flow associated with orthognatic surgery. *BJO* 1999; 26: 39-45.
48. WANNFORS K, GAZELIUS B. Blood flow in jaw bones affected by chronic osteomyelitis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1991; 29: 147-53.