

UNIVERSIDAD DE BARCELONA - FACULTAD DE ODONTOLOGIA
PATOLOGIA Y TERAPEUTICA DENTAL

ENERGIA CINETICA PARA EL TALLADO DE CAVIDADES

por

*LUIS SUÑOL PERIU**

*MARTA GASENI GINE*** *SEBASTIANA ARROYO BOTE**

BARCELONA

RESUMEN: La utilización clínica de materiales compuestos con unas características físico-químicas determinadas, obliga a la realización de cavidades específicas. Este artículo analiza si la preparación de las mismas mediante energía cinética representa una alternativa válida al instrumental rotatorio.

PALABRAS CLAVE: Tallado de cavidades. Energía cinética. Óxido de aluminio.

INTRODUCCION

El instrumental rotatorio ha sido el mejor y prácticamente único método en la preparación de cavidades en operatoria dental, hasta la actualidad. El uso de un microabrasivo de óxido de aluminio bajo presión del aire, es una nueva tecnología para eliminar el tejido careoso y restauraciones preexistentes, configurando unas cavidades ideales para la restauración con materiales adhesivos, ya que conserva al máximo el tejido dental sano.

El desarrollo de los primeros aparatos para la preparación cinética de cavidades se realizó en los años 40 como alternativa al material rotatorio de baja velocidad utilizado por aquel entonces, gozó de una gran popularidad entre los pacientes por carecer de vibración, ruido y recalentamiento pero sólo durante un breve período de tiempo debido a la rápida aparición del material rotatorio de alta velocidad. A principios de los años 90 aparecen las primeras aplicaciones cinéticas avanzadas (1). No es un sistema alternativo al material rotatorio con-

vencional, pero sí ofrece una serie de ventajas como reducir al mínimo el calor, la vibración y el ruido, así como eliminar tejido careoso y disminuir notablemente la necesidad de anestesia (2, 3, 4).

Este sistema utiliza diferentes tamaños de partículas de óxido de aluminio y diferentes intensidades de presión de aire, lo cual modifica respectivamente la rugosidad de la superficie tratada y la velocidad de desgaste (5). Debemos destacar que, cuanto mayor sea la dureza de la superficie mayor será la erosión; así, la dentina reblandecida no se podrá eliminar con este sistema, necesitando la ayuda del material rotatorio convencional o de un excavador convenientemente afilado.

El KCP 2000 (Kinetic Cavity Preparation, American Dental Láser. Heidelberg. Alemania) es un sistema cinético de partículas de óxido de aluminio que apareció a finales de 1991. El término energía cinética fue descrito por LORD KELVIN y se define matemáticamente como un medio de la masa por la velocidad al cuadrado ($E_c = M \times V^2/2$). (6) El óxido de aluminio se ha utilizado durante años en la industria alimenticia y farmacéutica y como

(*) Profesor Asociado

(**) Médico-Odontólogo

componente de cementos dentales y dentífricos blanqueadores, entre otros. Es una sustancia inocua para el organismo, inerte, insoluble, fácil de obtener y de bajo coste económico. Para nuestra utilidad se presenta en partículas de dos tamaños, de 27 y 50 micras, lo que nos proporciona distintos grados de aspereza en la superficie tratada, de manera que cuanto más finas son las partículas más homogénea será la superficie (7). La velocidad de erosión se determina por la presión del aire, que es de 80, 120 y 160 psi. No hemos encontrado bibliografía hasta el momento en la que se justifique el porqué de un determinado tamaño de partículas y a una determinada presión. Generalmente se trabaja a una presión media de 120 psi y partículas de 27 micras. Cuanto mayor sea la presión del aire más rápida

será la erosión de la superficie tratada. Para conseguir la presión necesaria se utiliza un compresor con un reservorio de partículas de óxido de aluminio que se canalizan y eliminan a través de una pieza de mano parecida a las utilizadas para el material rotatorio convencional. El orificio de salida de las partículas tiene un diámetro de unos 0,4 mm y puede ser esterilizado en autoclave sin necesidad de lubricación (Fig. 1).

El objetivo de este estudio fue determinar las ventajas e inconvenientes de este nuevo método, estudiar las diferencias dentarias obtenidas en cavidades talladas con el sistema cinético y material rotatorio, así como las interfases obtenidas en las obturaciones subsiguientes cuando eran restauradas con adhesivo dentinario y composite.

MATERIAL Y METODO

Se realizaron dos tipos de ensayos, un ensayo clínico y un estudio *in vitro*.

Para el ensayo clínico se practicaron 92 obturaciones en 64 pacientes adultos sin antecedentes patológicos de interés, utilizando el sistema cinético de partículas de óxido de aluminio (KCP 2000, American Dental Láser). Se inició el tratamiento clínico, sin anestesia y sólo se administró en los casos solicitados por el paciente por dolor. Utilizamos gafas para protección ocular en el operador y en el paciente, adaptamos el dique de goma para aislar el campo operatorio y utilizamos la aspiración quirúrgica del equipo para eliminar el elevado polvo de óxido de aluminio residual. Es importante destacar el deterioro del instrumental, principalmente espejos debido a la erosión producida por las partículas de óxido de aluminio. Mediante un sistema digital incorporado en el equipo y unas tablas suministradas por el fabricante, graduamos el tamaño y la velocidad de las partículas según el tipo de cavidad a realizar; apuntamos la cánula de salida de las partículas de óxido de aluminio sobre tejido duro.

La técnica debe realizarse sin contacto, a una distancia aproximada de 2 a 4 mm. Debemos destacar que no se produce corte en ángulo recto al eje de su chorro, sino con una angulación de unos 45 grados. Los dientes tratados presentaban caries en esmalte y dentina; la extirpación del esmalte sin soporte dentinario se eliminó con el sistema cinético mientras que la dentina reblandecida se eliminó con un excavador e instrumental rotatorio de baja velocidad.

De las cavidades talladas *in vivo* se observó la forma de las mismas, la necesidad o no de anestesia

y la sintomatología postoperatoria a corto y a largo plazo.

Asimismo realizamos un estudio *in vitro* en el cual utilizamos 42 terceros molares, recién extraídos y conservados en una solución de suero fisiológico, confeccionando siete grupos de seis dientes seleccionados al azar.

1º grupo: 6 molares se talló una superficie en esmalte y dentina con fresa de diamante (830.016. Komet, Colonia Alemania) con instrumental rotatorio a 400.000 r.p.m. refrigerado con agua.

2º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 27 micras a 80 psi.

3º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 27 micras a 120 psi.

4º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 27 micras a 160 psi.

5º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 50 micras a 80 psi.

6º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 50 micras a 120 psi.

7º grupo: 6 molares con el KCP con partícula de 50 micras a 160 psi.

Un tercio de cada grupo no se grabó con ácido y dos tercios se grabaron con ácido ortofosfórico al 37 % (Enamel, Vivadent, Schann, Liechtenstein) durante 30 segundos, se lavaron con agua y se secaron. En la mitad de los especímenes grabados se aplicó adhesivo dentinario (Sintac Sprint, Vivadent Schaan Liechtenstein) y compositite (Tetric Ceram, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) en la superficie tratada.

Las preparaciones fueron metalizadas y observadas al microscopio electrónico de superficie (Leica-Cambridge).



Fig. 1
Sistema KCP 2000.

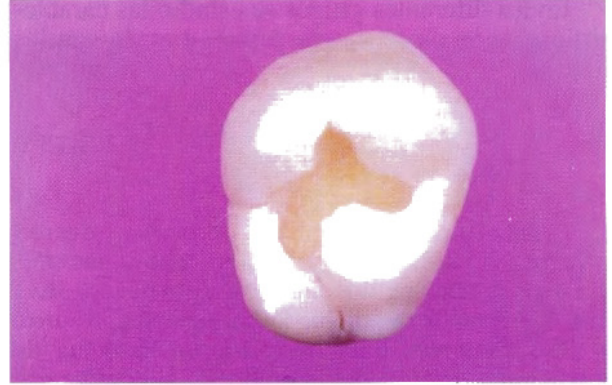


Fig. 2
Cavidad realizada con instrumental rotatorio.



Fig. 3
Cavidad realizada con energía cinética.

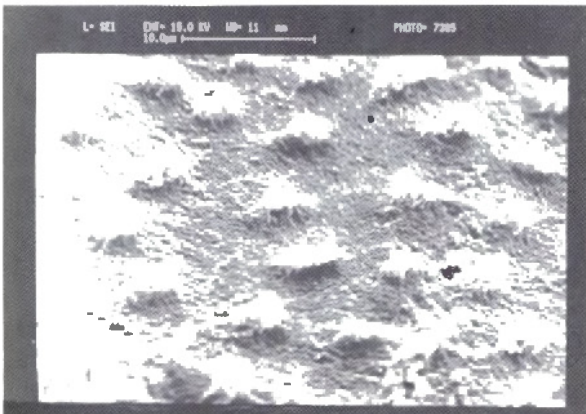


Fig. 4
Superficie dentinaria tallada con instrumental rotatorio.

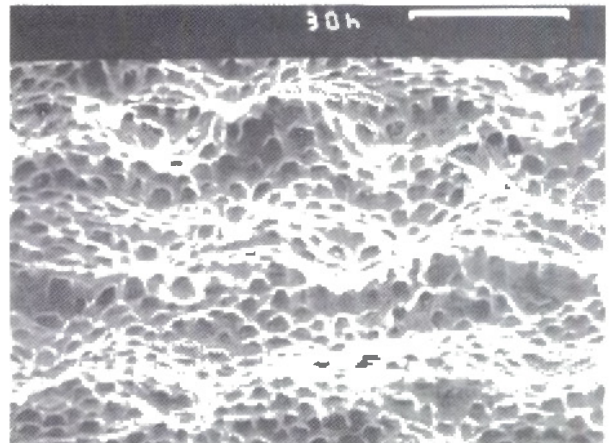


Fig. 5
Superficie dentinaria con instrumental rotatorio y grabada con ácido.

En los diferentes grupos se estudió las características de la superficie de dentina tratada con las

diferentes opciones, así como la interfase obtenida con los adhesivos y material restaurador.

RESULTADOS

Clínicamente, las ventajas observadas fueron una menor eliminación del tejido sano, unas preparaciones con ángulos internos redondeados. Las Fig. 2 y 3 muestran dichas observaciones in vitro.

Los pacientes tratados refirieron ausencia de vibración y de percepción dolorosa, al compararlo con el tratamiento con instrumental rotatorio convencional con el cual habían sido tratados anteriormente.

La anestesia fue necesaria en sólo el 16% de los pacientes, las lesiones que mayoritariamente la necesitaron eran lesiones cervicales.

Ninguno de los pacientes tratados presentó sensibilidad postoperatoria a corto o largo plazo.

Los inconvenientes fueron la necesidad de protección ocular, la erosión del instrumental, un difícil sistema de evacuación del óxido de aluminio residual, ya que la aspiración quirúrgica del equipo no fue suficiente para eliminarlo; se depositaba sobre el paciente, los operadores y las superficies del gabinete y la imposibilidad de eliminar con este sistema la dentina careosa reblandecida.

Del estudio microscópico in vitro se observó que las cavidades preparadas con material rotatorio presentaban un borde cavo superficial afilado, astillado y con pequeñas fisuras en el esmalte; en contraste, las cavidades talladas con KCP presentaban un borde cavo superficial más redondeado y uniforme.

Se observó además que las superficies dentinarias talladas con instrumental rotatorio presentaban en su superficie una capa de smear-layer que obliteraba los túbulos dentinarios (Fig. 4). Esta capa desaparecía al realizar el grabado con ácido orto-

fosfórico al 37 % de estas superficies, obteniendo una abertura tubular de alrededor de 4 micras, con porosidades en la dentina intertubular y peritubular que permitían la penetración del adhesivo dentinario (Fig. 5).

Las muestras talladas con KCP presentaban una superficie dentinaria en la cual podíamos apreciar los impactos de las partículas de óxido de aluminio, dejando una capa irregular en la cual los túbulos dentinarios se encontraban tapados y obstruidos por restos de partículas de aluminio y de barro dentinario, no apreciándose diferencias significativas referidas a las diferentes presiones y tamaños de las partículas utilizadas (Fig. 6 y 7). El posterior grabado ácido no obtenía la total eliminación del barrillo dentinario ni la desaparición de todas las partículas de aluminio, con lo cual los túbulos dentinarios permanecían parcialmente cerrados, dando una superficie abrupta sin apertura total de los mismos, que intuye la dificultad de penetración de los adhesivos dentinarios (Fig. 8 y 9).

Cuando estudiamos la interfase obtenida en estas distintas superficies entre dentina, adhesivo y composite, apreciamos que en las superficies talladas con instrumental rotatorio y grabado se obtenía una interfase sin grietas; no sucedía lo mismo en las superficies talladas con KCP, grabadas o no. En estas últimas, pudimos apreciar restos de partículas poliédricas que correspondían a aluminio en el interior de la interfase dentina-adhesivo-composite; también pudimos apreciar grietas y roturas entre la dentina y el adhesivo (Fig. 10).

DISCUSION

Según KIM A LAURELL (7,8), KEEN DS (9), DOTY WD (10), EAKLE WS (11), SIMONSEN RS (12), ROEDER RA (13) la fuerza de adhesión resina esmalte y dentina en dientes tratados con KCP y con material rotatorio de alta velocidad, parece ser similar. Sin embargo, las imágenes obtenidas en nuestro estudio no cumplen los criterios establecidos actualmente para la correcta adhesión.

Clínicamente pudimos observar un buen comportamiento de las obturaciones siendo totalmente asintomáticas.

Las superficies dentinarias talladas con sistema

cinético fueron más resistentes a la acción del grabado ácido que las obtenidas del tallado con instrumental rotatorio; el barrillo dentinario es más denso por la presión y la inclusión de partículas de óxido de aluminio que dejaba penetrar poco el ácido grabador.

Las superficies talladas con KCP y grabadas con ácido dieron una abertura tubular muy irregular dejando una dentina muy poco porosa que difícilmente daba lugar a la capa híbrida. Esta superficie irregular observada en la dentina tras el tratamiento con KCP podría favorecer la fuerza de adhesión de

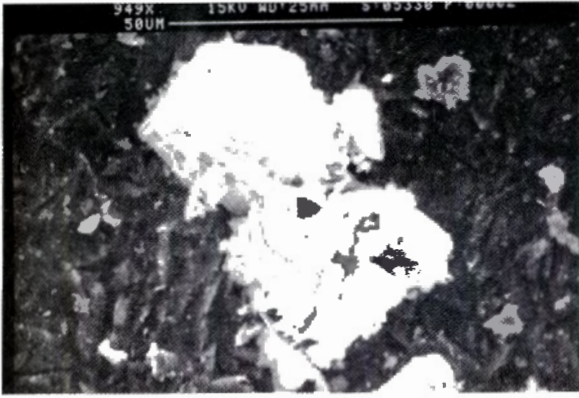


Fig. 6

Superficie dentinaria tallada con energía cinética. Partícula de óxido de aluminio.

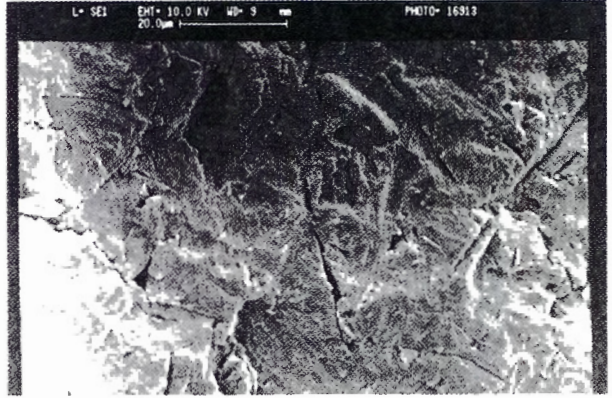


Fig. 7

Superficie dentinaria tallada con energía cinética (1000 aumentos).

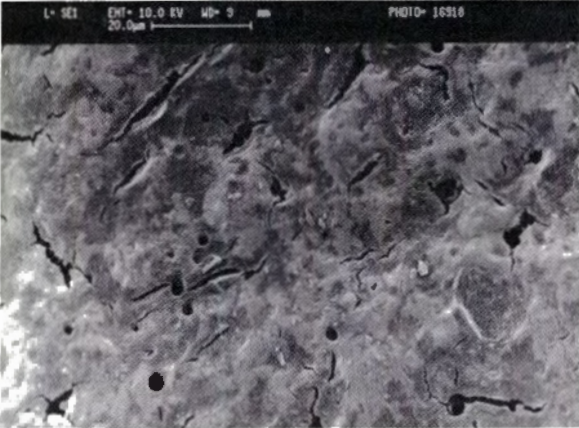


Fig. 8

Superficie dentinaria tallada con energía cinética y grabada con ácido (1000 aumentos).

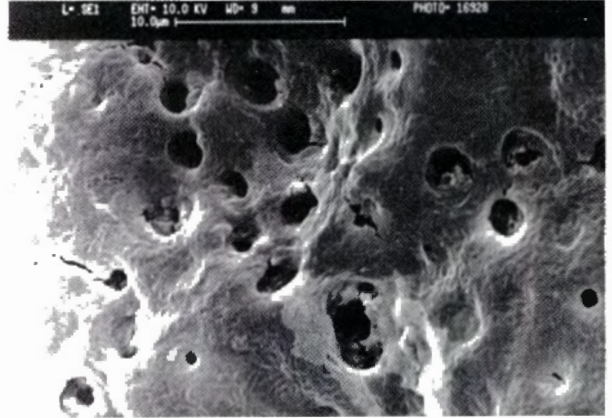


Fig. 9

Superficie dentinaria tallada con energía cinética y grabada con ácido (3000 aumentos).

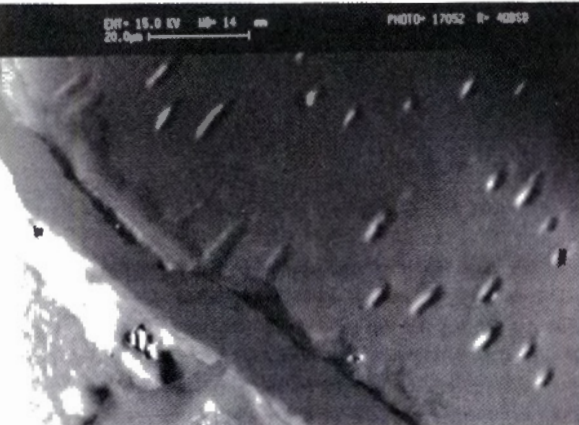


Fig. 10

Interfase dentina-adhesivo-composite en diente preparado mediante energía cinética y grabado ácido.



Fig. 11

Cavidad redondeada tallada con energía cinética.

las resinas compuestas.

CHARBENEAU GP (14) afirmaba que las cavidades redondeadas conseguidas con el KCP forman la superficie ideal para la retención de restauraciones de resinas compuestas, lo cual pudimos observar en los dientes tallados para este estudio (Fig. 11).

La ausencia de vibración de este sistema cinético parece ser el responsable de la disminución del astillado de borde cavo superficial, disminuyendo así el riesgo de caries secundaria por filtración; conserva además mayor estructura dentaria y aporta una mayor comodidad al paciente (4, 5).

CONCLUSIONES

— La disminución de la vibración durante el tallado y la percepción dolorosa per y post operatoria en los dientes tallados con sistema cinético fue corroborada por todos los paciente tratados.

— Las cavidades talladas con sistema cinético presentan ángulos internos redondeados.

— El tallado de cavidades con KCP deja una superficie dentinaria con túbulos obliterados, con restos de aluminio incrustados en la misma, a pesar de realizar el lavado intenso de estas cavidades e

incluso después del grabado ácido.

— Los túbulos dentinarios obliterados no permiten la buena penetración de los adhesivos dentinarios, lo que ocasiona una ausencia de tags de resina en dientes tallados con sistema cinético y no grabados con ácido ortofosfórico y una mínima aparición de los mismos en los dientes grabados con ácido.

Correspondencia
Dr. Luis Suñol Peris
Borrell, 96
08015 Barcelona

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a los Prof. Esteban Brau y Carlos Canalda, la revisión efectuada de este trabajo.

BIBLIOGRAFIA

1. RONALD E GOLDSTEIN ET AL. Using air-abrasive technology to diagnose and restore pit and fissure caries. JADA; 126:761-66. 1995.
2. BLACK RB. Application and reevaluation of air-abrasive technique. JADA; 50(4): 408-14. 1995.
3. MYERS EE. The air abrasive technique: a report. Dent J; 97(11): 291-5. 1954.
4. PEYTON FA. The effect of high speed burs, diamond instruments and air abrasive in cutting tooth tissue. JADA; 49(4): 426-35. 1954.
5. MORRISON AH. Evaluation of the Airdent Unit: preliminary report. JADA; 46(3): 298-303. 1953.
6. BURCHACH G. Micro invasive cavity preparation with and air abrasive unit. GP; JADA; 2(4): 55-8. 1993.
7. KIM A LAURELL. Scanning electron micrographic effects of air-abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. Quintessence Int; 1:26: 139-44. 1995.
8. KIM A LAURELL. Kinetic cavity preparation effects on bonding to enamel and dentin. J Dent Res; 72:283. 1993.
9. KEEN DS. Air abrasive «etching» bond strength. J. Dent Res; 73:131. 1994.
10. DOTY WD. KCP 2000 enamel etching abilities tested. J. Dent Res; 73:411. 1994.
11. EAKLE WS. Effect of microabrasion on dentin permeability and bond strength. J. Dent Res; 73:131. 1994.
12. SIMONSEN RS. New materials on the horizon. JADA; 122(8): 25-31. 1991.
13. ROEDER RA. Bond strength of composite to air abraded enamel and dentin. J Dent Res; 73:131. 1994.
14. CHABERNEAU GP. Principles and practices of operative dentistry. Philadelphia: Lea and Febinger; 276-9. 1988.