UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS Fundada en 1551
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
E. A. P. DE ODONTOLOGÍA

ANÁLISIS COMPARATIVO IN VITRO DEL DESGASTE ABRASIVO ENTRE UNA RESINA CONDENSABLE Y UNA AMALGAMA DENTAL

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN Para optar el Título Profesional de: **CIRUJANO DENTISTA**
WILFREDO SALOMÓN GUTIÉRREZ GUERRERO
ASESORA: Dra. DORIS SALCEDO MONCADA
LIMA-PERÚ 2002

. . 1

AGRADECIMIENTOS . 3

RESUMEN . 5

SUMARY . 7

I. INTRODUCCIÓN . . 9

II. MARCO TEÓRICO . . 11

2.1 ANTECEDENTES. . 11

2.2 BASES TEÓRICAS: . . 18

2.2.1 DESGASTE: . . 19

2.2.2 DESGASTE DENTARIO(44): . . 19

2.2.3 DESGASTE DE MATERIALES DENTALES: . 20

2.2.4 LOS COMPOSITES EN ODONTOLOGÍA. . 21

2.2.5 RESINAS CONDENSABLES: . 23

2.2.6 LA RESINA CONDENSABLE SYNERGY COMPACT (COLTÉNE-WHALEDENT)(48): . 24

2.2.7 AMALGAMA DENTAL: . 25

2.2.8 LA AMALGAMA VIVALLOY HR. . 26

2.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA: . 27

2.4 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA: . 28

2.5 JUSTIFICACIÓN: . 28

2.6 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN: . . 28

2.7 HIPÓTESIS. . 28

2.8 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES. . 29

III. MATERIAL Y MÉTODOS . 31

3.1 TIPO DE ESTUDIO: . 31

3.2 POBLACIÓN: . 31

3.3 MUESTRA: . . 31

3.4 MATERIALES: . 32

3.5 MÉTODOS: . . 33

3.5.1 PROCEDIMIENTOS Y TÉCNICA. . 33

3.5.2 PRESENTACIÓN DE LOS DATOS: . 37

IV. RESULTADOS . 39

4.1 PESO DE LAS MUESTRAS. . 39

4.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS. . 42

4.3 TEST DE STUDEN. . 45

V. DISCUSIONES . 47

VI. CONCLUSIONES . . 49

VII. RECOMENDACIONES . 51

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA . . 53

ANEXOS . 57

ANEXO Nº 01. Tabla para los pesos iniciales. . . 57

ANEXO Nº 02. Tabla para los pesos finales. . 58

ANEXO Nº 03. Fotografías: . 58

DEDICATORIA. *Este trabajo esta dedicado... A Dios, por cada día de mi vida que me permite disfrutar. A mi padre Maximiliano, porque me enseñaste sobre todas las cosas el respeto a las personas. A mi madre Florinda, toda una vida de trabajo y esfuerzo para que sus hijos tengan lo que ella no tuvo. A mi hermana Edith, quien sacrificó tiempo y estudio por el bien de sus hermanos menores. A mi hermana Yvania, si hoy puedo escribir estas líneas es gracias a tu gran ayuda durante mis años de estudio. A mis hermanas menores, Rosa y Beatriz, por su apoyo incondicional para conmigo. Estoy seguro que la vida les volverá a sonreír. A la memoria de Jorge Kong, consejero y guía durante los años difíciles de mi adolescencia. Descansa en paz.*

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

AGRADECIMIENTOS

- A mi asesora, Dra. Doris Salcedo Moncada, por el todo tiempo dedicado en la elaboración de este trabajo.
- Al Dr. Carlos Campodónico Reátegui.
- Al Dr. Romel Watanabe Velásquez.
- A la Dra. Patricia Arroyo Cisneros, gerente comercial de la empresa Arman Training, representantes de Colténe/Whalednt.
- Al Ingeniero Raúl Tayedo de la facultad de Ciencias de la Universidad Nacional de Ingeniería.
- Al laboratorio de análisis físico de la Pontificia Universidad Católica del Perú.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

RESUMEN

El presente estudio comparó in vitro el desgaste abrasivo entre una amalgama dental y una resina condensable. Se realizaron preparaciones cavitarias de forma cuboidal de 2mm en 20 piezas dentales (terceras molares sanas y frescas). 10 se restauraron con la amalgama dental Vivalloy y 10 con la resina condensable Sinergy Compact. El desgaste abrasivo se realizó mediante el método del Pico Abrador con una punta diamantada roma y con una fuerza de 1,5 Kg por 5 minutos. El desgaste se midió por perdida de volumen ($cm^{\#}$). La diferencia entre el desgaste de la amalgama Vivalloy (0,002 $\pm$0,0006) y el de la resina condensable Sinergy Compact (0,043 $\pm$0,007) sí fue estadísticamente significativa ($p<0,01$). La amalgama Vivalloy presentó menor desgaste abrasivo que la resina Synergy Compact.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

SUMARY

The present study compared in vitro the abrasive waste betweenn a dental amalgam and a high density resin. Two cubic milimetre cavities were performed in 20 dental pieces (healthy and new third molars). Ten samples were rebuilt with Vivalloy dental amalgam and the other ten were rebuilt wihn Synergy Compact resin. The abrasive wear was performed by means of Drill Beat method,with has a diamond tip blunt, with power of 1,5 Kg. The wear was measured considering the lost of volumen($cm^{\#}$). The diference between the waste of the Vivalloy amalgam (0.002$\pm$ 0.0006) and the Synergy Compact resin (0,043$\pm$ 0,007) was statistically significant ($p<0,001$). The Vivalloy amalgam shows less abrasive wear than the Synergy Compact resin.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

I. INTRODUCCIÓN

Han pasado mas de 100 años desde la aparición de la amalgama dental y su uso todavía es una controversia entre los profesionales; mas aún en los últimos años donde los pacientes tienen mas acceso a la información, y la preocupación como material tóxico se ha incrementado, lo cual ha provocado disminución en su uso como material restaurador. Es así que han aparecido nuevos materiales cuyos fabricantes nos hablan de sus excelentes propiedades y ventajas; especialmente materiales restauradores para piezas dentales posteriores como reemplazo a la amalgama dental, pero el odontólogo sigue con el dilema de usar o no estos novedosos materiales.

Un punto importante a tomar en cuenta es el que la mayoría de profesionales están muy familiarizados con la amalgama y su procedimiento más que cualquier otro material de restauración. Es de esta manera que la confianza y seguridad de una técnica muy conocida no estimula a la exploración de otros materiales y más aún cuando las técnicas modernas son significativamente diferentes y requieren de mayor ensayo para dominarlas.

Las resinas compuestas condensables-llamadas también empacables, empaquetables, resinas de alta densidad(8), material restaurador estratificado(8), amalgama blanca(9), amalgam-like materials(9) [1] -de reciente introducción en el mercado eliminan la objeción mencionada anteriormente. Según los fabricantes, debido a sus propiedades físicas superiores resuelven algunos de los problemas clínicos comunes con

[1] Denominación dada según cada fabricante

las resinas compuestas para posteriores. Además se manipulan y colocan en forma muy parecida a la amalgama. La resina condensable ofrece la oportunidad de dar un mejor servicio en restauración dental, pues igualan y mejoran algunas propiedades de la amalgama dental.

Ante tanta información, crece la siguiente interrogante ¿Qué materiales usar en piezas dentales posteriores?. Se hace necesario entonces, saber más sobre las propiedades de estos nuevos materiales y comprobar si sus ventajas son ciertas o no. El presente estudio analiza el desgaste abrasivo de una resina condensable (Sinergy Compact) frente al de una amalgama dental (Vivalloy HR),buscando así dar una respuesta a la interrogante establecida y contribuir a nuevos conocimiento y futuras investigaciones en una profesión como la Odontología que cada día se llena de novedades.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

II. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES.

En el año 1971 PHILLIPS y colab.(38) publicaron las primeras evaluaciones clínicas usando resinas compuestas en dientes posteriores. Para ello utilizaron el método directo USPHS. [2] Se realizaron 124 restauraciones con la resina Adaptic y teniendo como control igual número de restauraciones de la amalgama Velvalloy. Después de un año de colocadas las restauraciones, el análisis estadístico demostró que la amalgama presentó mejor comportamiento que la resina.

En el año 1973 los mismos autores(37) presentaron los resultados de 3 años de evaluación clínica en relación a la conservación de la forma anatómica. Los resultados demostraron que solo el 14,3% de las restauraciones de Adaptic conservan la forma anatómica mientras que las restauraciones con amalgama el valor fue de 90%. Este estudio llevó a los autores a contraindicar las resinas compuestas para piezas posteriores.

En el mismo año Osborrne y colab.(35) publicaron un estudio donde comparaban el desgaste de una resina compuesta y una amalgama. Para eso prepararon 103

[2] USPHS (United Status Public Health Service)

restauraciones con la resina Concise y 103 restauraciones con la amalgama Velvalloy. La diferencia de desgaste entre los dos materiales fue altamente significante en le primer año a favor de la amalgama. Esta diferencia aumentó para el segundo año.

EAMES e colab.(15) en 1973, publicaron un estudio clínico donde compararon el desgaste de una amalgama y dos resinas compuestas en cavidades clase I y clase II. Para ello utilizaron las resinas Adaptic y Addent; la amalgama utilizada fue NeW True Dentalloy. Las restauraciones fueron evaluadas de 3 a 4 años siguiendo el método USPHS los autores concluyeron que las restauraciones, tanto clase I y II, de amalgama presentaron menor desgaste (mayor conservación de la forma anatómica).

KUSY & LEINFELDER(22) en 1977 analizaron a través del microscopio electrónico de barrido, el desgaste de resinas compuestas después de 3 años de evaluación clínica. Los autores determinaron que el desgaste fue debido a dos factores: la gran diferencia del coeficiente de expansión térmica lineal [3] , entre la carga y la matriz de la resina, y el estrés mecánico generado durante la masticación. Estos dos componentes provocaron microfisuras en la estructura de la restauración. Concluyeron que el desgaste se debe a un factor termomecánico.

En el año 1978, DRAUGHN y HARRISON(14), realizaron estudios “in vitro” de la relación entre el desgaste y la microestructura de 7 marcas comerciales de resinas compuestas y una resina activada químicamente. Para analizar el desgaste abrasivo utilizaron un dispositivo que asemejara el ciclo masticativo humano. Con 5400 ciclos y un esfuerzo de 0,25 N/ mm^2 fue posible verificar los diferentes comportamiento de los materiales. Según los autores, las diferencias fueron atribuidas al tipo, tamaño, dureza y distribución de partículas de carga, pues la matriz fue común a todos los materiales. La mayor cantidad de desgaste fue observado en la resina activada químicamente, seguida de la resina compuesta Nuva-Fil; mientras que las resinas; que tenían como material de carga partículas grandes de elevadas dureza, como Adaptic y Concise tuvieron índices bajos de desgaste.

Mc CABE y SMITH(32) en 1981 propusieron que para los estudios de simulación de desgaste, el mecanismo debería tener un componente de fatiga y otro de abrasión. Así fue propuesto un dispositivo donde un cilindro, recubierto con una lija, era refregado contra el material restaurador a ser analizado, también fue introducido otras variables como el uso de diferentes cantidades de agua. Los resultados demostraron que la amalgama tenía menor índice de desgaste seguido por la resina compuesta, siendo la resina acrílica la que más desgaste presentó. Además, cuando se introdujo pequeñas cantidades de agua aumentó el desgaste de los materiales y grandes cantidades de agua disminuyan el desgaste.

MC LUNDIE y PATTERSON(33) analizaron en 1982, el desgaste de 12 marcas comerciales de resina compuestas y una resina acrílica in vitro utilizando un dispositivo de dos cuerpos. Las resinas con materiales de carga a base de partículas grandes de cuarzo obtuvieron los menores índice de desgaste. La resina acrílica fue el material que

[3] El coeficiente de expansión térmica lineal de un material mide su expansión por unidad de longitud cuando su temperatura aumenta en un grado(11).

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

mayor desgaste presentó. Según los autores, la resistencia al desgaste de los materiales esta ligado al tamaño y tipo de carga inpregnado.

RICE y colab(43) (1984) verificaron in vitro, el desgaste y la rugosidad de 9 marcas comerciales de resina compuestas. De éstas, 5 eran de relleno microfino y 4 convencionales. Todas fueron manipuladas siguiendo las instrucciones del fabricante, preparándose así los cuerpos de prueba, los cuales fueron almacenados en agua a 37°C por 7 días. Se procedió luego al desgaste por 36 horas, siendo aplicada una fuerza de 0,9kg/ mm^2. Los resultados mostraron que las resinas microfinas tenían menor desgaste que las convencionales.

Un estudio parecido al anterior realizó PILLIAR y colab.(40) en el mismo año, pero siguiendo metodología diferente. Analizó el desgaste in vitro de 12 marcas comerciales de resina compuestas, siendo 7 convencionales (químicamente activadas 6 y una fotoactivada) y 5 microfinas (3 fotoactivadas y 2 químicamente activadas). También fue incluida una resina acrílica químicamente activada. El método consistió en preparar cuerpos esféricos de prueba, colocándolos dentro de una cápsula con un abrasivo. El conjunto fue llevado a un triturador de amalgama en periodos pre establecidos hasta alcanzar 42 horas de desgaste. Después los cuerpos de prueba eran lavados y pesados. La perdida de peso fue el parámetro para determinar el desgaste. Los resultados arrojaron que las resinas microfinas tuvieron el mas bajo índice de desgaste, seguido de la resina acrílica y las resinas convencionales.

MITCHEM y GRONAS(34) (1985) cuantificaron el desgaste de 7 marcas comerciales de resinas compuestas después de 3 años de uso en boca. Después de 3 años de evaluación clínica las resinas Adaptic y Profile presentaron mayores desgaste (200-220 um) siendo Isosit la de menor desgaste (60 um). Los desgastes fueron cuantificados a través de un análisis en modelo de yeso por un perfilometro.

BOKSMAN y colab.(5) (1986), evaluaron clínicamente la resina compuesta Ful-Fil en 98 restauraciones; siendo 55 tipo clase II y 43 de clase I las restauraciones se construyeron en dientes premolares y molares en las mismas cantidad, las que fueron examinadas después de 1, 2 y 3 años, evidenciando cantidades decrecientes con el tiempo (1° año 57um; 2° año = 47um y 3° año = 31um). Al final del tercer año los molares presentaron desgaste acumulado de 139um y en los premolares 125 um.

BAYNE y colab.(4) en 1987 estudiaron los factores que podían afectar en las cantidades de desgaste de las resinas compuestas, independientemente del material. Los autores concluyeron que la posición del diente, así como el tamaño de las restauraciones son variables muy importante influyentes en el desgaste.

Para SWIFT Jr.(50) (1997) los problemas de las restauraciones posteriores con resina compuesta son: el desgaste y la perdida de forma anatómica. Esto se debe a factores como: la degradación química de la matriz de la resina, al estrés mecánico y térmico, aparición de microfisuras en el material debido a fuerzas oclusales y el pulimiento de las resinas, pérdida de partículas de carga y porosidades dentro del propio material.

TANI Y Colab.(51) (1987) cuantificaron el desgaste de 16 marcas comerciales de resina compuesta "in vitro", variando el tamaño de las partículas del abrasivo. Los

materiales microfinos presentaron los menores valores de desgaste, comparados con los materiales de partículas ultrafinas. Los valores de desgaste disminuyeron cuando se utilizó el abrasivo con partículas mayores. Así mismo las resinas Heliomolar y Heliomolar RO, mostraron los valores más bajo.

TEAFORD(52) en 1988 afirmó que las partículas exfoliadas de las resinas compuestas pueden influenciar significativamente en del desgaste de las propias resinas, pues estas funcionan como un abrasivo, inclusive puede desgastar al esmalte.

En el año 1989 la CLINICAL RESEARCH ASSOCIATES,(10) después de varios años de evaluación clínica, dio a conocer el estudio realizado en 21 marcas comerciales de resinas compuesta. Siendo la resina Heliomolar RO la que presentó menores índices de desgaste, inclusive menor que la amalgama Dispersalloy.

La AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (ADA) (1) publicó en 1989 nuevas normas para aprobar el uso de resinas compuestas en dientes posteriores. Una de las normas fue referente al desgaste, en la cual se menciona que para que la resina sea clasificada como de uso inestricto (material que puede sustituir a la amalgama de plata tanto para restauraciones de CLASE I como de CLASE II) no debería presentar, después de 2 años, más de 50 um de desgaste y después de 4 años, no más de 100 um.

LENFELDER y Colab.(30) en 1989 presentaron un simulador de la masticación que mostraba gran correlación con los datos clínicos de desgaste y microestructura. Para dicha prueba fueron escogidas 4 resinas compuestas de diferente tamaño de cargas. Los resultados demostraron gran correlación entre la evaluación clínica y la evaluación in vitro con el simulador propuesto.

CHANG y Colab(12) en 1989 después de evaluar 8 resinas y una amalgama, sugirieron que para aumentar la resistencia a la fatiga de las resinas se debe crear, un nuevo tipo de matriz.

Para RATANAPRIDAKUL y Colab.(12) (1989) el desgaste de la resinas posteriores depende del tamaño de las partículas de carga. Así las resinas microfinas son más resistentes al desgaste, pues contienen partícula de tamaño hasta 1um las cuales confieren un desgaste lineal a largo del tiempo. Refiere también que los instrumentos de acabado generan numerosas rayaduras en la superficie y provoca al material ser menos resistente al desgaste.

LAMBRECHTS y Colab.(23) en 1989 cuantificaron el desgaste del esmalte dental humano en áreas de contacto oclusal por un periodo de 4 años. Para ello fueron seleccionados 21 pacientes con dentición completa y oclusión normal. Los dientes estudiados eran 48 premolares y 49 molares los cuales se examinaron durante 6, 12, 18, 24, 26 y 48 meses. Lo resultados mostraron que el desgaste en los molares fue mayor que en los premolares.

En el año 1990 GLASSPOLE y ERICKSON(18) estudiaron la influencia del grado de polimerización y acabado de las resinas compuestas en relación a las cantidades de desgastes. Los resultados arrojaron que el desgaste in vitro estaba fuertemente relacionado con el grado de polimerización y el tiempo de activación. El acabado posterior también aumentó el desgaste.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

MAIR y Colab.(31) en 1990 midieron el desgaste de 3 marcas comerciales de resina compuestas (Clearfil, Oclusion y P-30) y dos de amalgama (New True Dentalloy y Solila Nova), considerando manifestaciones distintas de desgaste: atrición y abrasión. La resina Clearfil fue lo que presentó menor desgaste abrasivo. En cuanto al desgaste por atrisión fue la amalgama New True Dentalloy la que presentó menores valores, seguida de Solila Nova y posteriormente de la resina Clearfil. Una de las conclusiones a la que llegaron los autores después de este estudio fue que las resinas compuestas no deben ser usadas en dientes posteriores.

Ese mismo año DICKINSON y Colab.(13) afirmaron que la media de desgaste de las resinas, cuando son usadas en dientes posteriores, puede llegar a 10 um o un poco más, por año. Esto se debe a que los fabricantes vienen alterando químicamente la matriz de resina, aumentando la unión entre la partícula y el polimero y optimizando el tamaño de las partículas.

Para LEINFELDER(28) (1991) la resistencia al desgaste de una restauración depende también del tamaño de la cavidad a ser restaurada. Según el investigador las resinas deben ser insertadas en pequeños incrementos (máximo de 2 milímetros), cada cual polimerizado por 1 minuto. El pulido puede dañar la superficie disminuyendo la resistencia al desgate. Para el autor las fórmula de las últimas resinas presenta resistencia al desgaste más próxima al de la amalgama.

PIEPER e Colab.(39) (1991) presentaron las evaluaciones de 549 restauraciones con amalgama y 257 con resina compuesta. Las restauraciones con amalgama, el 90,3% estaban en buenas condiciones después de 4 años (integridad marginal, anatomía y lisura superficial); después de 8 años 88,5% y después de 11 años 85,3%. El 7,1% de las resinas compuestas fueron sustituidos después de 4 años; 10,8% después de 8 años y 10,5% después de 11 años.

Para JORDAN y SUSUKI (21) (1991) las ventajas de utilizar resinas compuestas en dientes posteriores en relación a la amalgama, no solo se basa en la ausencia de mercurio y la baja conductividad térmica, sino principalmente por su unión a la estructura del diente.

ROBERTS y Colab.(44) (1992) evaluaron el desempeño clínico de una resina compuesta (Herculite Condensable) y una amalgama (Dispersalloy) después de 3 años. El método de evaluación usado fueron USPHS complementado por la escala M-L [4] . En el método USPHS no hubo diferencia significativa. Pero cuando se utilizó la escala M-L fue posible observar que la resina compuesta sufre menor desgaste (78 um) que la amalgama (89 um). Este estudio constató la fuerte correlación entre el tiempo y la cantidad del desgaste. Siendo posible formar ecuaciones para preveer futuras cantidades de desgaste.

WILLENS y Colab.(55) (1992) evaluaron "in vitro" 17 marcas comerciales de resinas compuestas y una amalgama. Los resultados mostraron que 3 materiales tuvieron comportamiento semejante al esmalte humano (Heliomolar RO, Pertac híbrido y Superlux Solar).

[4] La escala M-L fue propuesta por Moffa y Lugassy en 1985 para cuantificar el desgaste de los materiales dentales “in vivo”.

JOHNSON y Colab.(20) en 1992 analizaron clínicamente 2 marcas comerciales de resina compuesta (P-30 y Bisfil-P) y una amalgama (Dispersalloy). Los resultados de desgaste indicaron que después del primer año, había pequeña diferencia entre los materiales. Disperssallay presentó desgaste de 24 um $\pm$ 23 y Bisfil 32 um $\pm$ 25. Después del tercer año Dispersalloy presentó menor desgaste. Entre las resinas, Bisfil-P presento menor desgaste que P-30.

LEINFELDER(27) en 1993 hizo énfasis a la evolución de las resinas para posteriores, debido a los bajos índices de desgaste que se presentaban hasta ese entonces. Para el autor esto se debe a la modificaciones hechas en el material de carga. Primeramente, debido a la disminución del tamaño de las partículas de 100 um a 5 um, el desgaste disminuyó en un 50%. Otra gran avance fue mudar la carga, de Cuarzo a vidrios de bario, estroncio y silicato aluminio de litio, estos últimos provocan disipación parcial de las fuerzas de masticación, lo que no acontecía con el cuarzo. Estas innovaciones permitían que los índices de desgaste disminuyan de 150 um/año a 8um/año.

PALLAV y Colab(36) en 1993 analizaron 14 marcas comerciales de resinas compuestas y una amalgama en relación al desgaste. Los autores analizaron gráficamente apenas 5 materiales, siendo la amalgama Dispersallay la que presentó menor desgaste.

LEINFELDER(26) en 1993 afirmó que una de las mayores contraindicaciones, para que las resinas compuestas sea utilizados en dientes posteriores, es el desgaste. Para el autor el estrés generado por la acción del bolo alimenticio provoca gran desgaste. Además afirma que en composiciones modernas de las resinas, el desgaste se esta aproximando al de la amalgama (5um/año). Esta situación refuerza la esperanza de que en un futuro próximo sea posible reemplazar la amalgama por la resina compuesta.

WILLIEMS y Colab.(57) en 1993 presentaron la evaluación clínica de 12 meses de 13 restauraciones ejecutadas con la resina compuesta Z-100 de la empresa 3M. Se evaluó 5 características entre ellas el desgaste. El desgaste medio vario de 48um para las áreas de atrición, a 14 um en áreas de abrasión.

LANG y Colab(24) (1993) estudiaron "in vivo" el desgaste de 3 resinas compuestas y una amalgama. Analizaron el desgaste en 2 situaciones. En áreas de contacto oclusal y en áreas que representaban regiones de contacto oclusal. Después de 3 meses de desgaste, no hubo diferencia significativa entre la resina Heliomolar y la amalgama Tytin.

WILLEMS y Colab.(56) en 1993 Después de una evaluación de 5 resinas compuestas, afirmarían que las resinas P-30; P-30 APC y P-50 APC pueden ser consideradas como una alternativa para la amalgama, debido a su alta resistencia al desgaste.

P. E. C. CARDOSO(7) en 1994 evaluó el desgaste, rugosidad y microestructura de resinas compuestas en función de un ciclo mecánico y la fuente activadora. Fueron evaluadas 7 resinas compuestas fotoactivadas, con 2 fuentes de luz diferentes. Para comparar también se prepararon restauraciones de amalgama y una resina químicamente activada. Los resultados permitieron concluir que: una de las resinas microfinas (Heliomolar RO) sufrió los mas bajos desgaste que no fueron influenciados por el número de ciclos y fuente activadores. El desgaste de la amalgama fue despreciable y

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

el de la resina químicamente activada muy alto.

WILLIAM P. FELL(58) en 1996 realizó un trabajo donde unió las características estéticas de la resina compuesta y la estabilidad de la amalgama, resultando una mejora en la durabilidad de las restauraciones directas [5] .

En el año 1997 cuatro centros universitarios(49) (Tufts University, Université de Montreal, University of Manitoba, University of North Carolina) iniciaron la evaluación clínica a la resina condensable Surefil (Dentsply / Caulk) la evaluación fue de varios parámetros entre ellos el desgaste. A mediados del año 1998 se informó que las restauraciones, hasta la fecha, clínicamente son satisfactorias.

Así también numerosas pruebas "in vitro" muestran que la resina condensable Surefil presenta una resistencia al desgaste similar al del material más popular: la Amalgama. En una prueba de más de tres años de desgaste simulado, Surefil muestra una resistencia mayor que la amalgama Dispersalloy. (1,6 x 10-2 mm Tras 400. 000 ciclos en el caso de Surefil frente a 2,4 x 10-2mm en el caso de Dispersalloy)(49).

LAWRENCE H(25) (1998) Dio a conocer 10 años de evaluación clínica de tres resinas compuestas posteriores y dos Amalgamas. El análisis estadístico indicó que las Amalgamas New True Dentalloy, Solila Nova y la resina Clearfil-P exhibieron significativamente menos desgaste que las resinas Oclusión y P-30.

HILTON TJ. y Colab.(19) (1998) explicó los diferentes tipos de desgaste a que son sometidas las restauraciones con resina compuestas en dientes posteriores. Para ello se basó en estudios realizados por JORGESEN, WILLEN y colab., llegando a las siguientes conclusiones:

- Bajo ciertas condiciones los desgastes oclusales en resinas posteriores aun son un problema clínico a pesar de la mejorada calidad de las resinas para este fin.
- Tenemos cuatro tipos principales de desgaste (desgaste por deslizamiento, por abrasión, por fatiga y por corrosión).
- El clínico debe considerar el desgaste químico, durante el proceso de selección del material, como ciertas condiciones del paciente como lo son el alcoholismo, bulimia y diabetes.
- El uso de partículas finas tiene como resultado la disminución del espacio ínterparticular, con la cual se tendrá menor tendencia al desgaste.

CASTAÑEDA, JUAN CARLOS(9) en 1999 en su tema “Paradigmas de la Odontología Adhesiva” menciona que las resinas condensables son resinas compuestas con una alta viscosidad [6] y nada más, que no pueden comportarse como la amalgama pues es ilógico que un material orgánico se comporte como un material inorgánico y que si los profesionales desean tener éxito con estas nuevas resinas es mejor trabajarlas como si fueran resinas compuestas y no como si fueran amalgamas.

[5] Traducido del inglés al portugués por Fabiola Peixoto De Araujo-Facultad de Odontología de la UFPE.

[6] La viscosidad se debe a que estas resinas tienen mayor relleno inorgánico en su composición.

LEINFELDER KF y colob.(29) (1999) analizaron 3 resinas compuestas condensables: Solitaire (Heraus-Kulzer), Alert (Jeneric-Pentron) y Surefil (Dentsply/Caulk). Los investigadores llegaron ala conclusión de que estas resinas condensables pueden ofrecer algunas ventajas en las técnicas que las resinas compuestas convencionales pero que no hay ninguna evidencia que sus propiedades clínicas sean consistentemente mejores que estas últimas. Pueden seleccionarse a las resinas condensables como alternativa a la amalgama pero sus propiedades no mejoran a las de la amalgama. Por último mencionan que las propiedades mecánicas de las condensables si son mejores a los convencionales.

En el año 2000 la revista de la facultad de odontología de la UNIVERSIDAD DE CHILE(42) publicó un estudio comparativo in vitro en el que se evalúo la resistencia al desgaste y dureza superficial de una resina compuesta condensable (Surefil); una resina compuesta convencional (Z-100) y una aleación para amalgama (logic-plus). Los resultados demostraron que la mayor resistencia al desgaste la obtuvo Surefil y la menor Logic Plus mientras que Z-100 obtuvo un desgaste intermedio.

Una de las investigaciones que merece atención es la que se viene realizando en la UNIVERSIDAD DE MUNICH, a cargo del Dr. Michel y que por lo comentado hasta la fecha, las resinas condensables se vienen comportando de manera adecuada después de un año de estudios clínicos(47) [7] .

AUJ YAP y colab.(60) (2001) evaluaron la influencia de la presión en áreas de contacto oclusal en el desgaste de las resinas compuestas. Para ello evaluaron cuatro resinas (Z-100, Silux, Ariston y Surefil) y una amalgama (Dispersalloy). Los resultados demostraron que la amalgama tuvo mayor resistencia al desgaste en áreas de contacto oclusal que las resinas evaluadas. Entre las resinas Z-100 tuvo mayor desgaste.

AUJ YOP y colab.(59) (2001) evaluó el desgaste de resinas compuestas frente a cuerpos abrasivos. Para determinado estudio se usó 3 resinas compuestas (Silux,Tetric Ceram y Z-100) y una amalgama como control (Dispersalloy). Los resultados concluyeron que la amalgama tuvo mejor resistencia al desgaste abrasivo, aunque comparado a Z-100 no fue tan significativa la diferencia, más sí con las otras resinas.

BARKEMELER y colab.(3) (2001) compararon el desgaste de 3 resinas compuestas convencionales (Spectrum TPH-Prodigy,Z-100) y 3 resinas de alta viscosidad (Solitaire, Surefil y Alert). Los resultados de este estudio indican diferencias significativas en los proporciones de desgaste de los materiales. Pero no había tendencia clara que los resinas de alto viscosidad exhibieran características de desgaste superiores cuando se compara con las resinas convencionales.

2.2 BASES TEÓRICAS:

[7] Escrita según palabras del autor.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

2.2.1 DESGASTE:

El desgaste está definido como pérdida o deterioro del espesor(2). Existen diferentes tipos de desgaste(18):

- **Deslizamiento o desgaste adhesivo**: En dos superficies planas que no han sido alisadas y finamente terminadas se producirá el contacto solamente en pocas puntas aisladas y entonces se ejercerá una presión durante el deslizamiento y fragmentos microscópicos serán desprendidos.
- **Desgaste abrasivo**: Aquí las partículas son forzadas dentro de la superficie que sufre el desgaste durante el deslizamiento, estas partículas microscópicas crean surcos en la superficie expuesta. El desgaste abrasivo se puede dividir en desgaste de dos y tres cuerpos.
- El desgaste de dos cuerpos: Ocurre cuando las partículas causantes del desgaste están firmemente adheridas a una de las superficies deslizadas y hay una gran diferencia de dureza entre las dos superficies fraccionadas.
- El desgaste de tres cuerpos: Ocurre cuando dos superficies se mueven en diferentes direcciones con partículas abrasivas entre ellas (pasta de pulido, partículas de la comida).
- **Desgaste por fatiga**: Producida por carga cíclica, es decir cuando una cúspide presiona la superficie de la resina, el debilitamiento por fatiga puede ocurrir en estas regiones debido a la deformación plástica localizada y como el ciclo continúa, más y más, el material será prácticamente deformado.
- **Desgaste por corrosión**: Sucede cuando químicos del medio degradan la matriz del relleno o la interfase relleno-matriz, entre ellos tenemos: químicos de las bebidas, comidas, microorganismos y fluidos corporales incluyendo saliva puede fácilmente inducir el desgaste químico.
- **Tipos menores de desgaste**: La erosión es causada por grandes volúmenes de líquidos, por ejemplo el desgaste erosivo que ocurre cuando se usa el cavitrón para remover calculo y placa, o en caso de pacientes bulímicos.

2.2.2 DESGASTE DENTARIO(44):

Normalmente los dientes se desgastan por su uso conduciendo a una reducción paulatina de la superficie oclusal, inicialmente del esmalte, posteriormente de la dentina, abarcando la cavidad pulpar en casos severos hasta la destrucción total de la corona.

El proceso de desgaste dental tiene dos componentes; atrición, que es el resultado del contacto directo diente contra diente y depende en medida del grado de robusticidad del aparato masticatorio y de la intensidad y duración del contacto; la abrasión, producida por el contacto con materiales extraños y depende del grado de abrasividad de los alimentos. Así el maíz u otros granos molidos en metales de piedra pequeñas partículas

desprendidas durante el proceso de molienda, con alto competente silíceo que genera un desgaste de la superficie oclusal de forma cóncava, cavitando las fosas hasta destruir cúspides. Además de los factores genéticos que condicionan el grado de dureza del esmalte, inciden el pulido durante el sueño (bruxismo), los hábitos alimenticios y las costumbres culturales (mascar tabaco, fumar pipa, destapar botellas con los dientes, preparar materiales o sostener objetos mientras se pesca, caza o trabaja). El desgaste también se produce en las superficies de contacto mesial y distal interproximales) por el contacto entre los dientes adyacentes por el movimiento durante su uso.

A pesar de que el desgaste dental ocurre durante la vida del individuo, la naturaleza de su variación ha dificultado la medición y correlación con la edad de la persona. Desde la escala de cinco grados propuesta por Broca (Alexeev, Debetz, 1964) a finales del siglo pasado, diferentes autores han tratado de medir el desgaste, correlacionándolo con patrones de cambio (Murphi, 1959; Brothwell, 1989), la función y variabilidad cultural (Molnar, 1971), técnicas de medición (Guerasimov, 1955; Zoubov, 1968; Alexeev y Debetz, 1964; Scott, 1979; Lvejoy, 1985), la enumeración de anillos en el cemento (Naylor et al., 1985) y el gradiente del grosor del esmalte (Macho and Berner, 1993).

De todas las propuestas metodológicas para la evaluación del desgaste dental y su aplicación en la estimación de la edad de un individuo o de una población, cabe subrayar que su diagnóstico constituye solamente una aproximación, y requiere del conocimiento de l contexto poblacional del grupo en cuestión con el fin de evitar el sesgo producido por distintas dietas alimenticias, prácticas culturales, diferencias a nivel de sexo y factores genéricos.

Con el fin de obtener un diagnóstico de edad más aproximado a la realidad, se recomienda aplicar la seriación y el método complejo, es decir, utilizar todas las fuentes de información de edad del individuo, promediando los resultados.

2.2.3 DESGASTE DE MATERIALES DENTALES:

- **Desgaste de los composites y la amalgama:** Si bien las resinas compuestas han tenido un progreso notable desde que en 1962 Bowen introdujo el BIS-GMA, aún persisten algunos problemas al utilizarlas, como son:
- Contracción de polimerización.
- Microfiltración.
- Desgaste.
- Dificultad en el manejo clínico.
- En la búsqueda de soluciones, en los últimos años se han propuesto la utilización de las resinas condensables. Estos materiales están caracterizados por:
- Poco desgaste: Igual o mejor que la amalgama.
- Empacabilidad: La colocación se siente como la amalgama no hay pegajosidad no adherencia al instrumento.
- Modelado anatómico: Materiales que no se colapsan y pueden ser modelados ante

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

de fotopolimerizarlos.

- Bajo encogimiento de polimerización.
- Colores naturales.

La consistencia de estos materiales destienden permanentemente las bandas matrices, permitiendo la formación de contactos interproximales estrechos. Esto disminuye la posibilidad de roturas marginales y permite la colocación de capas más gruesas dentro de la preparación.

2.2.4 LOS COMPOSITES EN ODONTOLOGÍA.

La introducción de los materiales de resina se produjo hace más de treinta años al reemplazar como material estético a los silicatos, los cuales resultaban un sistema de restauración a corto plazo debido a su solubilidad y desintegración en el entorno bucal.

Los primeros acrílicos sin relleno aparecieron hacía 1945 y fueron mejorando hasta convertirse en un material bastante utilizado en los años sesenta. Los acrílicos de este tipo eran menos solubles y no se deshidrataban, aunque los importantes cambios dimensionales que sufrían al fraguar y ante cambios de temperatura, favorecían la percoloración por la saliva de los márgenes. Además, su poca resistencia al desgaste, su escasa rigidez y los problemas de infiltración que conllevaban daban lugar a caries recidivante. Los dimetracrilatos compuestos aparecieron hacía 1960 y su empleo ha ido aumentando progresivamente a medida que se evolucionaba en su composición química.

COMPOSICIÓN QUÍMICA.

En 1972, Bowen y cols., definieron “composite” como una combinación de dos materiales químicos diferentes con una interfase que separa ambos componentes y con mas propiedades específicas que no podrían alcanzar si actuasen por separado. Este material, en concreto, está compuesto esencialmente por partículas inorgánicas de relleno distribuidas por una matriz de resina orgánica, tratadas con agentes acopladores, que permiten una buena unión química entre ambas,y por iniciadores y activadores, que favorecen la polimerización.

a. Partículas de relleno.

La edición de partículas de relleno al sistema de resinas dentales fue introducida tempranamente en 1951 por Knock y Glenn, pero no fue hasta 15 años después, cuando los composites fueron adoptados ampliamente en odontología. Los primeros rellenos tenían fibra de vidrio, cristales de sosa cálcica, fosfato cálcico sintético y sílice.

El cuarzo dominó hasta los años setenta en que debido a su índice de refracción, pulido, carencia de opacidad a los rayos X y su elevado coeficiente de expansión, fue reemplazado por cristales de silicato de litio aluminio (que le confieren mayor resistencia), sílice con bario y estroncio (aportando radioopacidad), cinc, zirconio (0.001 micras) y tetrafluoruro de yterbio (anticaries).

Actualmente, en las ofertas comerciales observamos el término “composite inteligente” aplicado a materiales que, además de poder anticariogénico que les otorga el

flúor, desprenden iones de calcio en situaciones en las que el Ph disminuye, produciendo un efecto tampón de la acidez en el medio bucal, aparte de poder recaptar los elementos fluorados aportados en la higiene bucal, una vez han perdido su capacidad inicial para cederlos.

Clásicamente, los composites dentales se vienen clasificando en función del tamaño y la distribución de las partículas de relleno.

- **Composites de Macrorelleno**: Constituidos por partículas de cuarzo (60-70% en volumen, 70-80% en peso) de un tamaño medio de 8-12 micras, con buenas propiedades mecánicas pero con un pulido deficiente y radio opacidad mínima. Los primeros composites contenían partículas de 30 a 50 micras.
- **Composites de Microrelleno**: Constituidos por partículas coloidales de sílice (50% en peso) con un tamaño medio de 0,04-0,4 micras. Poseen unas propiedades mecánicas inferiores respecto a las de macrorelleno y mayor contracción de polimerización, pero presentan un pulido bueno, ideal para restauraciones estéticas libre de carga oclusal.
- **Composites de partícula pequeña**: Constituidos por cristales que contienen metales pesados (80% en peso y 70% en volumen) con un tamaño medio de 1-5 micras. Mejoran las propiedades mecánicas de los de microrrelleno y conservan un pulido bueno.
- **Composites híbridos**: formados por diferentes combinaciones de partículas:
- macrorrelleno + microrrelleno.
- partícula pequeña + microrrelleno.
- pesadas (Heavy), formadas por compresión de algunos de los grupos anteriores, alcanzando un 80% en volumen.

Constituidos por sílice coloidal y partículas de vidrio que contienen metales pesados con un tamaño medio de 0,6-micra. Se considera que con un 15% de microrrelleno y un 85% de partícula fina conseguimos un composite híbrido óptimo. Combinan unas propiedades mecánicas y de pulido buenas, indicadas en dientes anteriores y posteriores. Actualmente, casi todos los composites pueden clasificarse como híbridos.

Hay que destacar una última tecnología que ha permitido la creación de una nueva gama de composites condensables, dirigidos a sustituir a la amalgama. Se trata de la tecnología de partículas de diferentes tamaños a partir de su condensación mecánica, confiriendo una resistencia al desgaste superior a la de otros materiales.

b. Matriz orgánica.

Se trata de moléculas complejas formadas por acrilatos, diacrilatos. Fenoles, etc., que desde los años 50 han ido dando lugar a buen número de compuestos de los cuales los oligómeros de BIS-GMA(dimetacrilato) y UDMA (dimetacrilato de uretano)son los más utilizados.

La molécula de BIS-GMA es una molécula difuncional que revolucionó el sector de los materiales odontológicos, formando dobles enlaces con los grupos metacrilatos por

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

ambos extremos. El grupo fenólico le confiere resistencia mecánica y rigidez, y los grupos hidróxidos favorecen la formación de uniones secundarias.

Este monómero, debido a su alto peso molecular y, por lo tanto, a su elevada viscosidad, acostumbra a ser mezclado con otros de menor peso como BIS-MA, EGDMA, TEGMA... produciendo ciertas mejoras en el comportamiento y manipulación de estos materiales.

Es importante que la matriz y el relleno estén íntimamente unidos. Para este fin, existen dos procedimientos:

- Unión mecánica: confiriendo al relleno una superficie irregular entre la que se introducirá la matriz.
- Unión química: Recurrir a una molécula bifuncional que por extremo sea compatible con la porción orgánica y por otro extremo con la inorgánica. Los agentes más usados son los silanos (compuestos organometálicos que contienen silicio) y el más representativo es el gamma-metacril-oxipril-trimetoxisilano. Posee grupos generalmente etoxi que reaccionan con el relleno inorgánico y otros grupos (con dobles enlaces entre dos carbonos) que reaccionan con la matriz orgánica.

c. Otros componentes.

Incluyen activadores e iniciadores de las reacciones de polimerización, inhibidores, colorantes o pigmentos, conservantes...

Los sistemas empleados para conseguir la polimerización del composite son mediante activación química y activación por luz visible. En el primer caso, la polimerización (fraguado) se induce por medio de un peróxido orgánico iniciador y una amina orgánica aceleradora. Los dos componentes se mantendrán separados hasta el momento de la restauración, por ese motivo se presentan en forma de dos pastas.

En el otro sistema, el composite es fotopolimerizable y el iniciador de la reacción será la exposición de una dicetona y una amina aceleradora a una luz durante un tiempo determinado; por ello se presentará dentro de una jeringa opaca.

2.2.5 RESINAS CONDENSABLES:

Son materiales resinosos que presentan alta viscosidad en relación a las resinas compuestas tradicionales. En el primer contacto con estos materiales queda la impresión de que ya están parcialmente polimerizados debido a su elevada consistencia.

- **Denominación o terminología**(54): Actualmente existe una controversia con relación al término condensable. Muchos fabricantes prefieren usar otras denominaciones, como resinas de alta densidad material restaurador estratificado, resinas empacables o empaquetable, o incluso evitan al término resina compuesta [8], veamos la definición de los términos más usados:
- Condensable: Significa hacer una masa pequeña mediante la aplicación de presión, lo cual en el caso de las resinas no es posible.

[8] La resina Solitaire (Kulzer) es llamada por su fabricante "resina poliglass".(8).

- Packable: Palabra inglesa que entre otras acepciones significa apilar o hacer una masa compacta mediante la presión. En los países se habla inglesa se ha popularizado más este término mientras que la palabra condensable se ajusta más a nuestro idioma. Pero independientemente de la terminología, esta nueva generación de material restaurador estético presenta la posibilidad de ser acomodado en la cavidad dental ejerciendo cierta presión de condensación.
- **Composición**: Para que las resinas condensables tengan estas características los fabricantes modificaron las resinas compuestas de dos formas(8): mudando la matriz resinosa o la cantidad y el tipo de carga. Con relación a la matriz los fabricantes sustituyeron total o parcialmente la tradicional BIS-GMA/TEDGMA por otros monómeros. Es el caso de la resina Surefil (Cauk-DEntsply), P60 (3M) y Prodigy condensable (SDS Kerr). Otras marcas optaron por alterar el tipo de carga así como la matriz. Ejemplos de estas tendencias tenemos solitaires (Kuber), Alert (Leneric-Pentron), Piramid (Bisco) y Synergy Compact (Colténe-Whaledent).

2.2.6 LA RESINA CONDENSABLE SYNERGY COMPACT (COLTÉNE-WHALEDENT)(48):

Según los fabricantes el composite verdaderamente condensable su relleno está compuesto por una serie de finas partículas de estroncio y bario de vidrio. Esta perfecta distribución proporciona un perfecto acabado en comparación con otros composites. La especial atención puesta en la elaboración de Synergy le han calificado de unas estupendas propiedades de manipulación. Ni se pega al instrumental, ni gotea, permitiendo una aplicación rápida y sencilla.

Su alta resistencia a la luz artificial como natural, le permite más tiempo para la manipulación. Las equilibradas propiedades físicas de este material superfino y microhíbrido le proporcionaron unos excelentes resultados clínicos.

Posee una mayor estética como fluorescencia bajo luz ultravioleta la cual le permite brillo superior y apariencia natural bajo cualquier tipo de luz.

Otras propiedades que resaltar es que se mantiene condensable a la temperatura de la boca, más de 27% de menor contracción a la polimerización que el resto de productos comparables. Posee (según estudios publicados por la Universidad de Zurich)(48) mayor resistencia que el amalgama y similar resistencia al esmalte.

Todas estas espectaculares características son posibles gracias al enlace que se crea entre las moléculas de la matriz de resina HCM (Alta cohesión molecular). Todo esto permite que la resina fluya y le permite la transmisión de las fuerzas de condensación. Esta matriz tan densa combina excelentemente la resistencia a la abrasión al instrumento, proporcionando una excelente adaptación marginal y una magnifica puntos de contacto. Compact de Synergy esta disponible en las tres tonalidades:

-A2/B2

-A3/O3

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

-A3. 5/B3

La baja traslucides le hace ideal como material para restauraciones grandes y como base en la técnica por capas.

2.2.7 AMALGAMA DENTAL:

Es una aleación obtenida al combinar mercurio con una aleación de plata, estaño, cobre y a veces cinc. La producida es:

Mercurio + Aleación de plata = Amalgama dental

La aleación recién mezclada tiene una plasticidad que permite condensarla convenientemente en la cavidad.

- Mercurio: El mercurio es un metal líquido de alta densidad, muy tóxico. Si no se maneja correctamente el mercurio en el consultorio odontológico puede convertirse en un peligro para la salud; así tememos: a)Absorción sistemática del mercurio líquido a través de la piel b)Inhalación de vapores mercuriales, c)Inhalación de partículas suspendidas en el aire [9] .

- Aleaciones de plata: Las partículas presentadas en estas aleaciones pueden ser:

- Partículas conminutas (cortadas en el torno y pulverizadas). Estas partículas se encuentran.
- Partículas esféricas.
- Partículas Mixtos (esféricas y conminutas).

Las aleaciones bajos en cobre presenta tanto partículas esféricas y conminutas.

Las aleaciones ricas en cobre (las más usadas actualmente) presentan partículas esféricas, conminutas o mixtas.

Las partículas conminutas pueden llevar cinc o no.

La composición de las aleaciones de plata para amalgama dental es:

Bajos en cobre:	**- Plata**	**65-72%**
	- Estaño	**26-29%**
	- Cobre	**2-4%**
	- Cinc	**hasta 2%**
Ricos en cobre:	**- Plata**	**40-60%**
	- Estaño	27-30%
	- Cobre	13-30%

- Amalgamación. Es el nombre que recibe la reacción que se produce entre la

[9] Una forma de reducir los riesgos sanitarios del mercurio derramado consiste en fregar el suelo del consultorio con un producto químico llamado Mercury Hg Absorb (Science Related Materials, Inc., Thomas Scientific)(11)

aleación y el mercurio.

Mercurio + Aleación de plata-estaño (exceso) = fase de plata-estaño (sin reaccionar) + fase de plata-mercurio + fase de estaño-mercurio

La fase plata-estaño recibe el nombre de gamma y está formado por las partículas de aleación sin reaccionar.

La fase plata-mercurio es la fase gamma-1.

La fase estaño-mercurio es la fase gamma-2.

El endurecimiento de la amalgama se debe a dos fenómenos: solución y critalización. Cuando el mercurio entra en contacto inicialmente con la aleación de plata-estaño, el primero impregna las partículas de la segunda. El mercurio empieza a difundir hacia el interior de las partículas de aleación y forma fases de plata-mercurio y estaño-mercurio en la superficie de las partículas de aleación. Lo que endurece la amalgama es la cristalización de las fases gamma-1 y gamma-2 y su posterior crecimiento. La reacción de fraguado de las aleaciones ricas en cobre forma una fase de cobre estaño en lugar de una fase de estaño-mercurio, tal como puede verse a continuación:

mercurio + plata-estaño-cobre = Plata-mercurio+cobre-estaño + plata-estaño-cobre (aleación sin reaccionar)

Dado que la fase gamma-2 es débil y se corroe fácilmente, su supresión da lugar a restauraciones de amalgama de propiedades superiores.

2.2.8 LA AMALGAMA VIVALLOY HR.

Es una aleación que produce una amalgama sin fase gama-2.

- Composición:

- Plata 46,5%,
- Estaño 30,0%
- Cobre 23,5%

- Indicaciones: Para obturaciones en posteriores con cargas oclusales (clase I y II), cuando no estén indicados con otros materiales plásticos de obturación y no sean otras técnicas de restauración.

. Contraindicaciones:

- No deberían realizarse nuevas obturaciones de amalgama en pacientes con graves problemas renales.
- En caso de alergia a algunos de los componentes de la amalgama.
- La amalgama no está indicada en obturaciones radiculares retrogradas.
- No existe argumento para determinar ningún riesgo debido a la prersencia, obturación ó extracción de amalgamas en boca. No existe contraindicaciones para realizar ó extraer obturaciones individuales de amalgama. No obstante se aconseja

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

no realizar obturaciones de amalgama (ni especialmente extraer) durante el embarazo y lactancia.

Debido a la alta sensibilidad del mercurio no deberían realizarse tratamiento con amalgama en niños (hasta 6 años) y especialmente en los primeros tres años de vida.

- Efectos Secundarios:

Los medicamentos pueden desarrollar además de sus efectos principales, también efectos no deseados, denominados efectos secundarios.

A continuación detallamos efectos secundarios aparecido con Vivalloy HR, pero que no tiene por qué aparecer en los pacientes:

- En caso individuales se han descrito reacciones de hipersensibilidad (alergias), reacciones electroquímicas (p. ej. irritaciones de la mucosa y afectación en el sabor).
- Después de haber colocado ó retirado una obturación con amalgama sube ligeramente la concentración de mercurio en la sangre, orina y tejidos. De acuerdo a los conocimientos científicos actuales no existe una sospecha fundada que este aumento presente un riesgo para la salud que exceda una medida científica.
- En proceso electroquímicos se puede provocar irritaciones en la mucosa.

- Efectos colaterales y otros:

Algunos medicamentosa pueden verse influidos sus efectos por la simultánea utilización de otros.

Es por ello que debe comentar con su odontólogo, si utiliza de forma habitual otra medicación, si lo ha hecho hasta hace poco ó sí va a realizar algún tratamiento simultáneo después de la obturación. El odontólogo le informará si debe tomarse medidas para prevenir cualquier complicación ó tipo de tratamiento.

En contactos proximales y antagonistas con coronas, puentes ó Inlays de otras aleaciones, pueden aparecer efectos galvánico. Si se detectan reacciones electroquímicos en obturaciones con amalgama y en contacto con otras aleaciones ademas duraderas, (p. Ej. Afectación al sabor), deben sustituirse estas obturaciones de amalgama por otros materiales.

2.3 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

Una de los mayores preocupaciones en relación a la indicación de las resinas compuestas en dientes posteriores, es su resistencia al desgaste. Existe muchos estudios que demuestran que el desgaste de mayoría de las resinas condensables es bastante reducido y en algunos casos inferior al desgaste encontrado en resina compuestas hibridas.

Otras evaluaciones demuestran incluso que el desgaste de estas resinas es menor

que el de la amalgama, tal es el caso de la resina Surefil (Dentsply/ Caulk)(49) y Synergy Compact (Colténe-Whaledent)(48). Esta última, según datos publicados por la Universidad de Zurich(48), tiene un desgaste parecido al esmalte dental.

2.4 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA:

De todo lo expuesto anteriormente nos hacemos la siguiente interrogante:

¿Tiene la resina condensable menor desgaste que la amalgama dental?

2.5 JUSTIFICACIÓN:

Los escasos estudios en resina condensables, así como de las ventajas a las que refieren los fabricantes, hacen necesario comprobar si dichas ventajas de sus propiedades (entre ellas su poco desgaste) logran que estos materiales sean una alternativa adecuada para la solución de las caries en pieza posterior, a la controversia al uso de la amalgama; además que éstas mejoran la estética bucal del paciente.

2.6 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN:

Objetivo General

-Determinar si el desgaste abrasivo de la resina condensable es diferente al de la amalgama dental.

Objetivos Específicos

- Determinar el desgaste abrasivo de la resina condensable.

- Determinar el desgaste abrasivo de la amalgama dental.

-Comparar el desgaste abrasivo entre la resina condensable y la amalgama dental.

2.7 HIPÓTESIS.

Hipótesis General

- El desgaste abrasivo de la resina condensable no es diferente al desgaste de la amalgama dental.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

2.8 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.

a. Variable Independiente: Material dental de obturación directa.

Dimensiones:

- Resina condensable.
- Amalgama Dental.

b. Variable Dependiente: Desgaste

- Dimensiones: Desgaste de materiales dentales.
- Indicador: volumen.
- Escala: 1, 2, 3... cm3.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

III. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 TIPO DE ESTUDIO:

- Según el tiempo de ocurrencia de los hechos y registros de información fue: Experimental, transversal
- Según análisis y alcance de los resultados fue: Analítico.

3.2 POBLACIÓN:

Piezas dentarias sanas (terceras molares superiores) que fueron extraídas y mantenidas en suero fisiológico.

3.3 MUESTRA:

Se seleccionaron en forma intencional 20 piezas dentarias de la población mencionada en la que se prepararon 20 cavidades. Los dientes se dividieron en grupos experimentales de 10 piezas cada uno.

3.4 MATERIALES:

- Infraestructura

Pontificia Universidad Católica del Perú-Laboratorio de Análisis Físicas / CTT.

- Equipos e Instrumentos
- Consultorio Dental
- Computador Samsung SyncMaster 450Nb.
- Equipo para abrasion: Pico Abrador.
- Punta abrasiva diamantada de forma roma y 1,5mm de diámetro.
- Balanza analítica de presición de 200 gr a 0.0001 gr de rango.
- Materiales e Instrumentos Odontológicos
- Piezas dentales (20 terceras molares recien extraidas).
- Turbina de alta velocidad marca Dentamérica.
- Fresas diamantadas redondas No 1014.
- Fresas diamantadas cilíndricas No 4102.
- Fresas diamantadas de fisura No 2200.
- Suero fisiológico.
- Agua destilada, jabón líquido, cepillo dental.
- Guantes, mascarilla 3M.
- Resina condensable: Synergy Compact / Colténe-Whaledent, color A2 y de presentación en cavifils.
- Ácido grabador: Etchant 15 /Colténe-Whaledent
- Sistema Adhesivo: One Coat Band / Colténe-Whaledent.
- Pistola aplicadora de resina en cavifils/ Colténe-Whaledent.
- Condensador para composite tipo oregon.
- Obturador para composite universal 1.
- Lámpara de Luz halógena Coltolux 50 / Colténe-Whaledent.
- Micromotor de baja velocidad marca MTI Precision modelo Lynx.
- Contrangulo de baja velocidad marca MTI Precision modelo Linx.
- Gomas abrasivas color plomo y verde de la marca Vivadent.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

- Copas de goma.
- Pasta pulidora marca Luster.
- Amalgama dental marca Vivalloy HR.
- Amalgamador marca Dentomat.
- Vaso dapen.
- Portamalgama.
- Condensador para amalgama dentado modelo Smith.
- Tallador para amalgama Hollenback 3S.
- Bruñidor para amalgama tipo bola 26/27S.
- Puntas de goma para pulir amalgama colores marrón, verde y azul marca D+Z.
- Piedra pomez.
- Escobilla profiláctica blanca.
- Cámara fotográfica marca Samsung modelo 1150 A.
- Papel tissue.
- Envase de vidrio para las muestras.
- Rollo fotográfico Kodak Ultra 400.

3.5 MÉTODOS:

3.5.1 PROCEDIMIENTOS Y TÉCNICA.

a. Preparación de la muestra.-Las piezas dentales fueron lavadas en agua y jabón, luego almacenadas en suero fisiológico y antes de realizar las cavidades se lavaron con agua destilada.

b. Calibración.-Se empleó un solo operador para la preparación cavitaria el que previamente fue calibrado por el asesor de la investigación.

c. Preparación cavitaria.-Se realizó una preparación cavitaria de forma cuboidal en la cara oclusal de cada diente, siguiendo los siguientes pasos:

- Se inició la cavidad con la fresa redonda Nº 1014 calibrada previamente en 2mm, siendo esta nuestra referencia.
- Con la fresa cilíndrica Nº 4102 se contorneó la cavidad.
- Finalmente se hizó los acabados en los ángulos respectivos con la fresa de fisura Nº 2200 dándole la forma cuboidal.

Se utilizó para esto una turbina de alta velocidad con refrigeración marca Dentamérica a

una presión de 28 libras.

Las fresas se renovaron cada cinco preparaciones cavitarias.

d. Diseño de la cavidad.-Las medidas de cada cavidad fueron aproximadamente:(ver figura Nº 01)

- 2 mm. En sentido mesiodistal.
- 2 mm. En sentido vestibulolingual.
- 2 mm. En sentido oclusocervical.

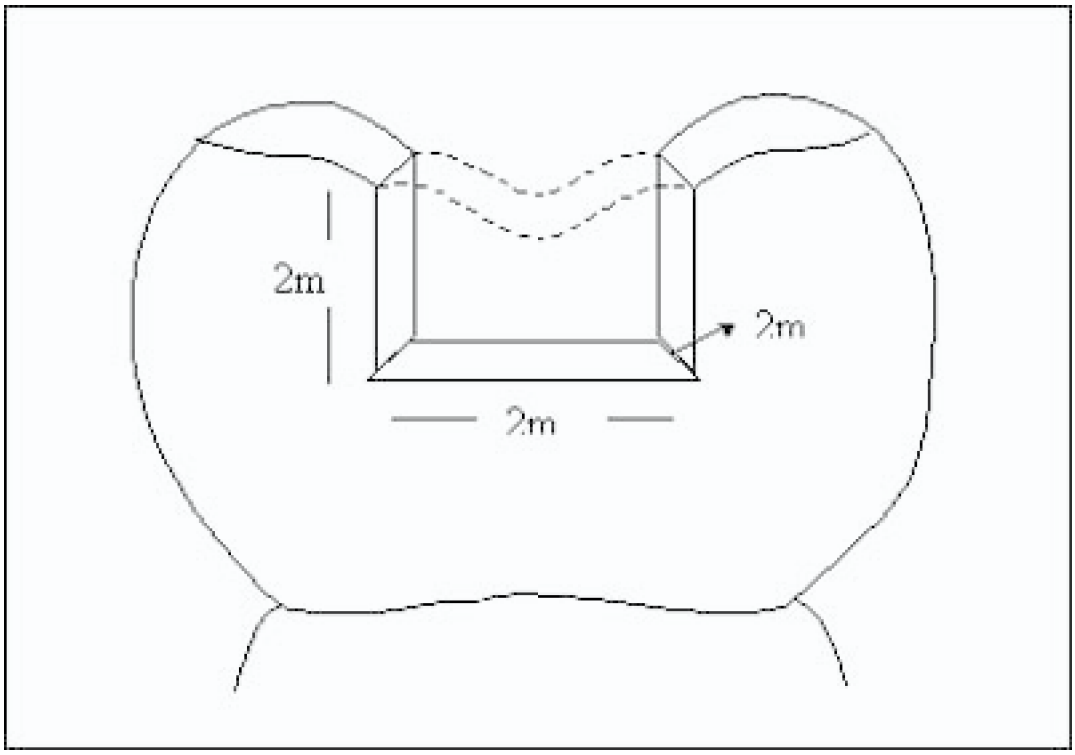


Figura N° 1

e. Restauración de las cavidades: Después de realizar las cavidades se procedió a aplicar los materiales a evaluar en dichas cavidades:

- 1er. Grupo de 10 piezas dentales.-Después del lavado respectivo con agua destilada, se secó con aire seco a presión y se procedió a colocar la resina condensable Sinergy Compact siguiendo estos pasos:
- Aplicacióndel ácido grabador Etchant 15 por 15 segundos.
- Lavado con agua abundante por 15 segundos.
- Secado leve 3 segundos a 2 cm. de distancia.
- Aplicación del sistema adhesivo: One Coat Bond
- Fotocurado por 20 segundos con lampara Coltolux 50.
- Colocación en una sola capa de la resina condensable color A2 en presentación de cavifils utilizando para ello su respectivo aplicador.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

- Condensación de la obturación con el condensador oregon.
- Modelado y contorneado de la obturación con el obturador universal 1.
- Fotocurado por 40 segundos con lámpara Coltolux con una potencia aproximada de 600 mmWatts / cm^2. Los primeros 10 se segundos se fotocuró a 1cm de distancia de la restauración y los otros 30 segundos se acercó lo más próximo al material restaurador.
- El pulido de hizo a baja velocidad con las gomas abrasivas color plomo y verde de la marca Vivadent. Primero se utilizó la goma de color plomo y luego la verde; para finalmente usar las copas de goma con la pasta pulidora Luster. El pulido se realizó seguidamente de terminar la restauración.
- 2do. Grupo de 10 piezas dentales.-Después del lavado respectivo con agua destilada se secaron con aire seco a presión y se procedió a colocar la amalgama dental Vivalloy HR, siguiendo estos pasos:
- Preparación de la amalgama en el amalgamador marca Dentomat de la clínica No 01 de la Facultad de Odontología de la UNMSM, el cual fue previamente calibrado.
- Aplicación de la amalgama dental marca Vivalloy HR con el portamalgama.
- Condensación con el condensador dentado Smith.
- Tallado con el tallador Hollenback 3S.
- Bruñido de la obturación con el bruñidor tipo bola 26/27S.
- El pulido se realizó a baja velocidad con puntas de goma marca D+Z, primero se utilizó la punta de color marrón, luego el color verde y posteriormente el color azul. El pulido se hizo después de 24 horas de terminada la restauración.

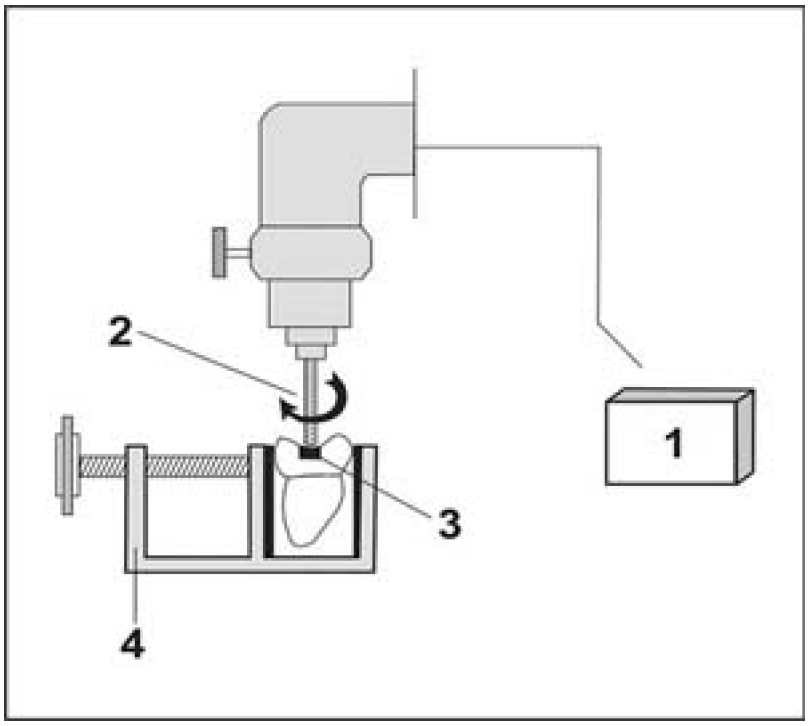
f. Desgaste Abrasivo: Existen varios métodos para provocar y medir el desgaste abrasivo, ya sea cualitativa o cuantitativamente. El método por pérdida de peso es uno de los más sencillos, económicos y precisos. Para ello se debe contar con un instrumento para provocar el desgaste y otro para el pesaje, el cual debe ser versátil y exacto; además las muestras deben estar libres de impurezas para que no altere el pesaje. En el presente estudio medimos el desgaste abrasivo por pérdida de peso y para cuantificarlo se utilizó una balanza analítica de precisión cuyo rango de 200 a 0. 0001 gr. El instrumento con el cual provocamos el desgaste se denomina PICO ABRADOR. El tipo de desgaste que causa este aparato se conoce como desgaste abrasivo de dos cuerpos. El Pico Abrador consta de las siguientes partes: (ver figura Nº 02)

- Panel de control.-Permite controlar la fuerza aplicada, las revoluciones, así como también el tiempo empleado en el proceso.
- Parte activa.-Esta conformada por la punta abrasiva diamantada.
- Base estabilizadora.-Sirve para sujetar las muestras durante el proceso de abrasión.

Para el proceso de desgaste se siguieron los siguiente pasos:

1. Se secaron las muestras son papel tissue.
2. Se pesó cada muestra en la balanza analítica de presición, siendo colocados los

respectivos pesos en una tabla hecha para este fin (ver tabla Nº 01)



Esquematización del Pico Abrador: (1) Panel de control; (2) punta diamantada roma; (3) pieza dentaria con muestra del material restaurador; (4) Base estabilizadora.

3. Proceso de desgaste abrasivo.-La muestra fue fijada en la base estabilizadora del dispositivo de tal forma que la cara oclusal se encontró paralela al plano horizontal y mirando hacia arriba. Se colocó la punta abrasiva en forma perpendicular a la cara oclusal y sobre el material restaurador. La punta utilizada fue diamantada de forma roma, de 1,5 mm de diámetro y con rotación de 50 rpm. Se aplicó una fuerza de 1,5 Kg por 5 minutos durante el cual se visualizó desgaste del material.

4. Terminado el proceso de desgaste se lavaron las muestras con abundante agua, para luego ser secadas con papel tissue.

5. Se volvió a pesar cada muestra en la balanza analítica de presición, colocando los respectivos pesos en una tabla hecha para este fin. (ver tabla Nº 02).

g. Cuantificación del desgaste: teniendo los pesos de cada muestra antes y después del proceso de desgaste, obtenemos la pérdida de peso. Esta pérdida de peso la dividimos por la densidad respectiva de cada material, obteniendo el volumen perdido en cm^3.

$$\text{Densidad} = \frac{\text{Masa}}{\text{Volumen}} \rightarrow \text{volumen perdido de la restauración} = \frac{\text{masa perdida de la restauración}}{\text{Densidad del material}}$$

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

3.5.2 PRESENTACIÓN DE LOS DATOS:

Procesamiento de datos: Se confeccionaron dos tablas para colocar los pesos de las muestras (antes y después del proceso de desgaste), los cuales fueron nuestro instrumento para recolectar los datos y también nos sirvieron para realizar las pruebas estadísticas. (Ver anexos Nº 01 y 02).

Análisis de Datos: El análisis estadístico fue evaluado por las pruebas estadísticas respectivas (media, error estandar de la media, mediana, moda, desviación estandar y) las cuales nos sirvieron para realizar el TEST DE STUDENT,y obtener así la significancia de la prueba. Para ello se utilizó el paquete estadístico SPSS-PC 10.0.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

IV. RESULTADOS

4.1 PESO DE LAS MUESTRAS.

Antes de realizar el desgaste con el Pico Abrador se pesaron las muestras en una balanza analítica de presición, siendo los pesos los siguientes: (tabla Nº 01)

TABLA Nº 01. Tabla del peso de las muestras antes del desgaste.

RESULTADOS	MUESTRA M1	PESO INICIAL	MUESTRA M2	PESO INICIAL
PESAJE	CON AMALGAMA	(g +-0.0001)	CON RESINA CONDENSABLE	(g +-0.0001)
Nº MUESTRA	M1-1	**1.3589**	M2-1	**2.1995**
	M1-2	**1.9443**	M2-2	**1.7824**
	M1-3	**1.7997**	M2-3	**2.1149**
	M1-4	**1.9601**	M2-4	**1.7155**
	M1-5	**1.5056**	M2-5	**2.2508**
	M1-6	**2.2784**	M2-6	**1.6378**
	M1-7	**1.5216**	M2-7	**2.0987**
	M1-8	**1.7338**	M2-8	**1.7639**
	M1-9	**2.1525**	M2-9	**2.1866**
	M1-10	**1.4062**	M2-10	**1.5265**

Luego de proceso de desgaste se volvió a pesar cada muestra, cuyos valores fueron colocados en la tabla Nº 02.

TABLA Nº 02. Tabla del peso de las muestras después del desgaste.

RESULTADOS	MUESTRA M1	PESO FINAL	MUESTRA M2	PESO FINAL
PESAJE	CON AMALGAMA	(g +-0.0001)	CON RESINA CONDENSABLE	(g +-0.0001)
Nº MUESTRA	M1-1	1.3575	M2-1	2.1357
	M1-2	1.9381	M2-2	1.7756
	M1-3	1.7971	M2-3	1.9946
	M1-4	1.9252	M2-4	1.6277
	M1-5	1.4549	M2-5	2.1916
	M1-6	2.2538	M2-6	1.5621
	M1-7	1.4916	M2-7	2.0548
	M1-8	1.6710	M2-8	1.7249
	M1-9	2.1456	M2-9	2.1472
	M1-10	1.3843	M2-10	1.4978

Para poder obtener la pérdida de peso le restamos el peso de las muestras después de desgaste al peso las mismas antes del desgaste, la cual podemos ver en la tabla Nº 03.

TABLA Nº 03. Tabla de pérdida de peso de las muestras expresada en gramos.

PRUEBA DE DESGASTE ABRASIVO		
MUESTRAS	M1 (sobre amalgama)	M2 (sobre resina condensable)
	pérdida de peso +-0.0001 gr	pérdida de peso +-0.0001 gr

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

PRUEBA DE DESGASTE ABRASIVO		
1	0.0013	0.0637
2	0.0062	0.0067
3	0.0025	0.1203
4	0.0348	0.0878
5	0.0507	0.0591
6	0.0246	0.0756
7	0.0299	0.0438
8	0.0068	0.0398
9	0.0068	0.0393
10	0.0219	0.0286

Con los resultados de la pérdida de peso en gramos, se obtuvo la pérdida de volumen, para ello dividimos cada valor por la densidad del material respectivo, así tenemos:

$$\text{Volumen perdido de la restauración} = \frac{\text{Peso perdido de la restauración}}{\text{Densidad del material}}$$

- Densidad del la amalgama: aproximadamente 11gr/cm3.
- Densidad de la resina condensable: aproximadamente 1,4gr/cm3.

TABLA Nº 04. Tabla de pérdida de volumen.

PRUEBA DE DESGASTE ABRASIVO		
MUESTRAS	**M1 (sobre amalgama)**	**M2 (sobre resina condensable)**
	pérdida de volumen cm3	pérdida de volumen cm3
1	0.0001	0.0490
2	0.0006	0.0051
3	0.0002	0.0925
4	0.0030	0.0675
5	0.0050	0.0454
6	0.0020	0.0581
7	0.0030	0.0336
8	0.0006	0.0306
9	0.0060	0.0302
10	0.0020	0.0220

Con los valores obtenidos de la pérdida de volumen se procedió a realizar las pruebas estadísticas respectivas.

4.2 PRUEBAS ESTADÍSTICAS.

Las pruebas estadísticas realizadas fueron: la media, error estandar de la media, mediana, desviación estandar y frecuencia. Luego se realizó el test de Studen.

Los resultados de las pruebas estadísticas de la media y su respectiva desviación estandar fue: para la amalgama dental Vivalloy 0,002 ±0,0006 y para la resina condensable Sinergy Compact 0,043 ±0,007. (Ver tabla Nº 05)

La diferencia de las dos medias fue de aproximadamente de 0,040.

ESTADÍSTICAS DE MUESTRAS RELACIONADAS

	M1	M2
Número de muestras	10	10
Media	0,0020	0,0430
Error estándar de la media	0,0006	0,007
Desviación estándar	0,0020	0,024
Mínimo	0,0001	0,0051
Máximo	0,0060	0,0925

AMALGAMA DENTAL

	Frecuencia	Por ciento valido
Valido 0,0001	**1**	**10,0**
0,0002	**1**	**10,0**
0,0006	**2**	**20,0**
0,002	**2**	**20,0**
0,003	**2**	**0,0**
0,005	**1**	**10,0**
0,006	**1**	**10,0**
total	**10**	**100,0**

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

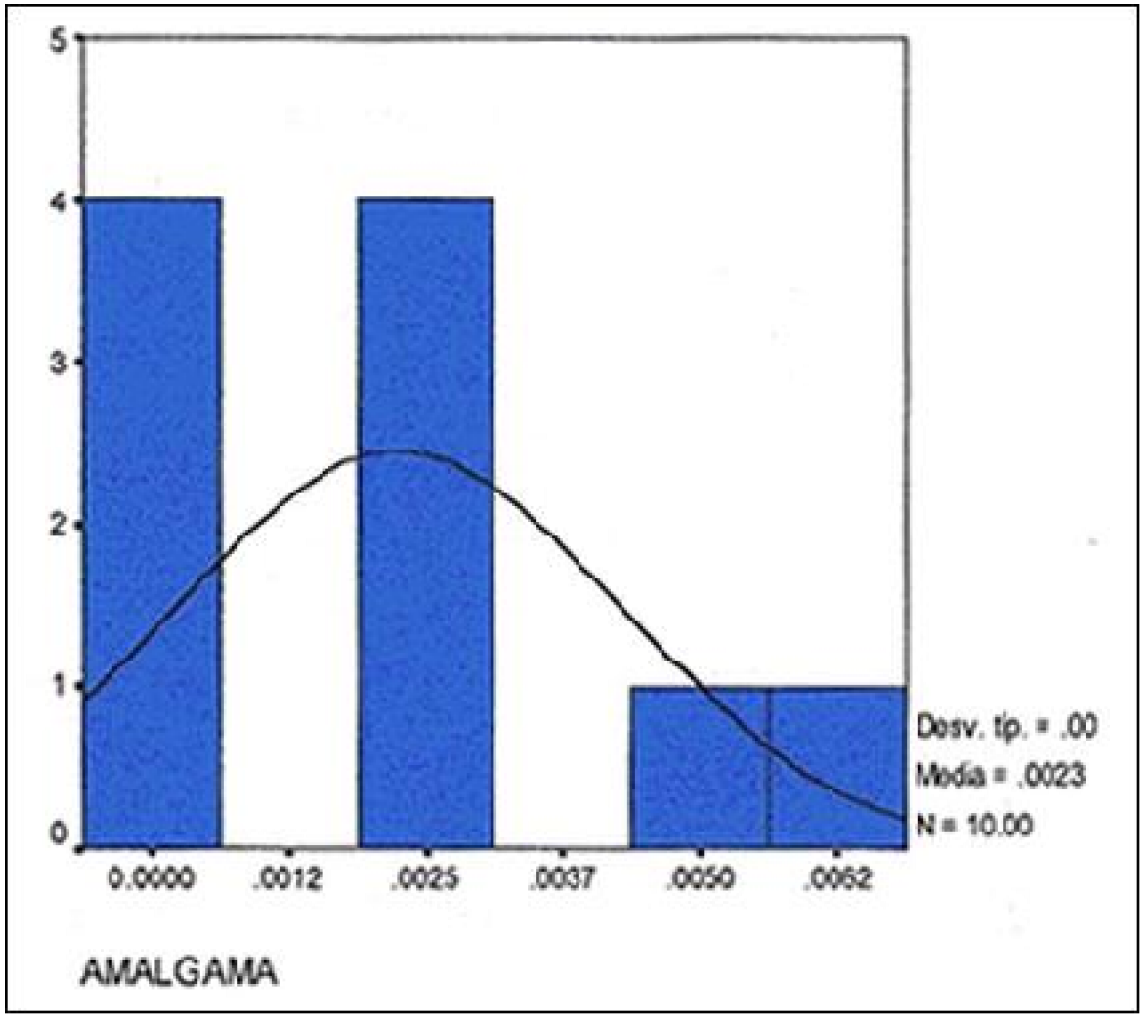


GRÁFICO Nº 01. Gráfico de frecuencia para la amalgama.

En el gráfico Nº 01 podemos notar que un 40% de las muestras con amalgama presentan un valor promedio de desgaste, mientras que un 40% de las muestras tienen menos desgaste y el otro 20%, mayor desgaste.

En la tabla de frecuencia para la resina condensable podemos notar que el 100% de las muestras alcanzan valores diferentes de desgaste.

RESINA CONDENSABLE

Válido	Frecuencia	Por ciento valido
0,0051	1	10,0
0,022	1	10,0
0,302	1	10,0
0,0306	1	10,0
0,0336	1	10,0
0,0454	1	10,0
0,0490	1	10,0
0,0581	1	10,0
0,0675	1	10,0
0,0925	1	10,0
Total	10	100,0

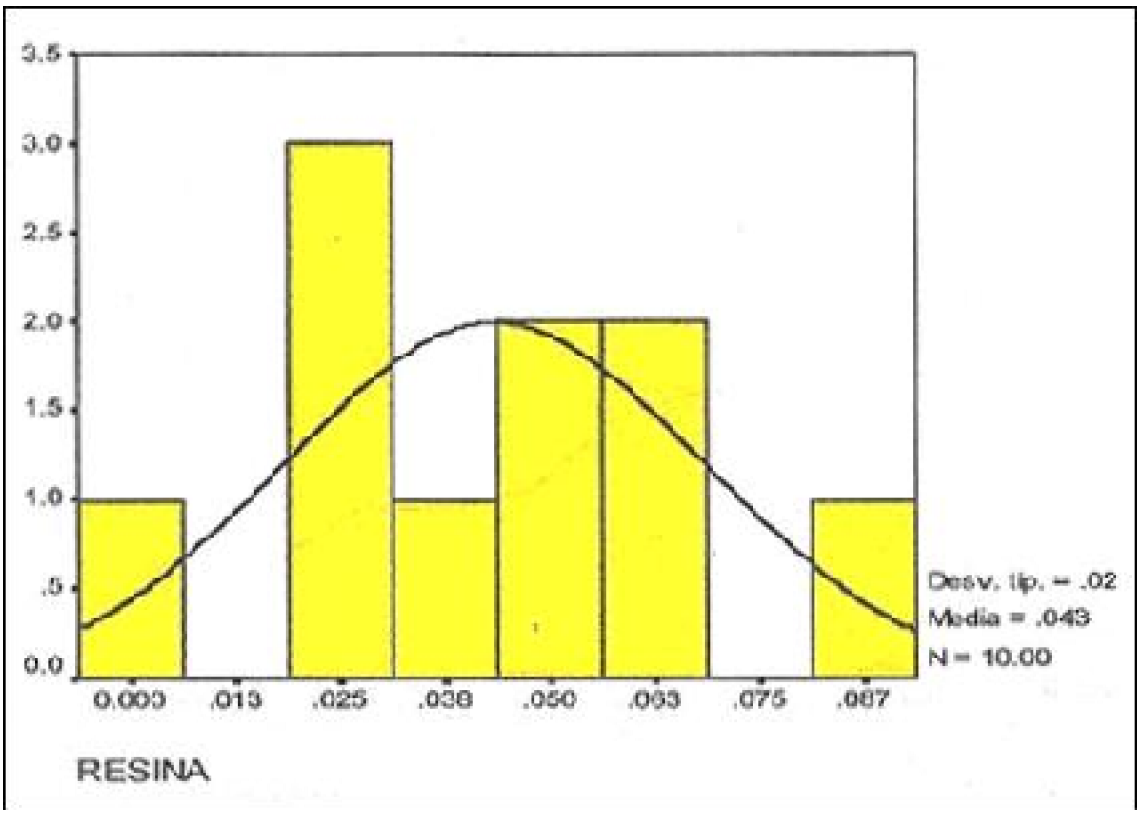
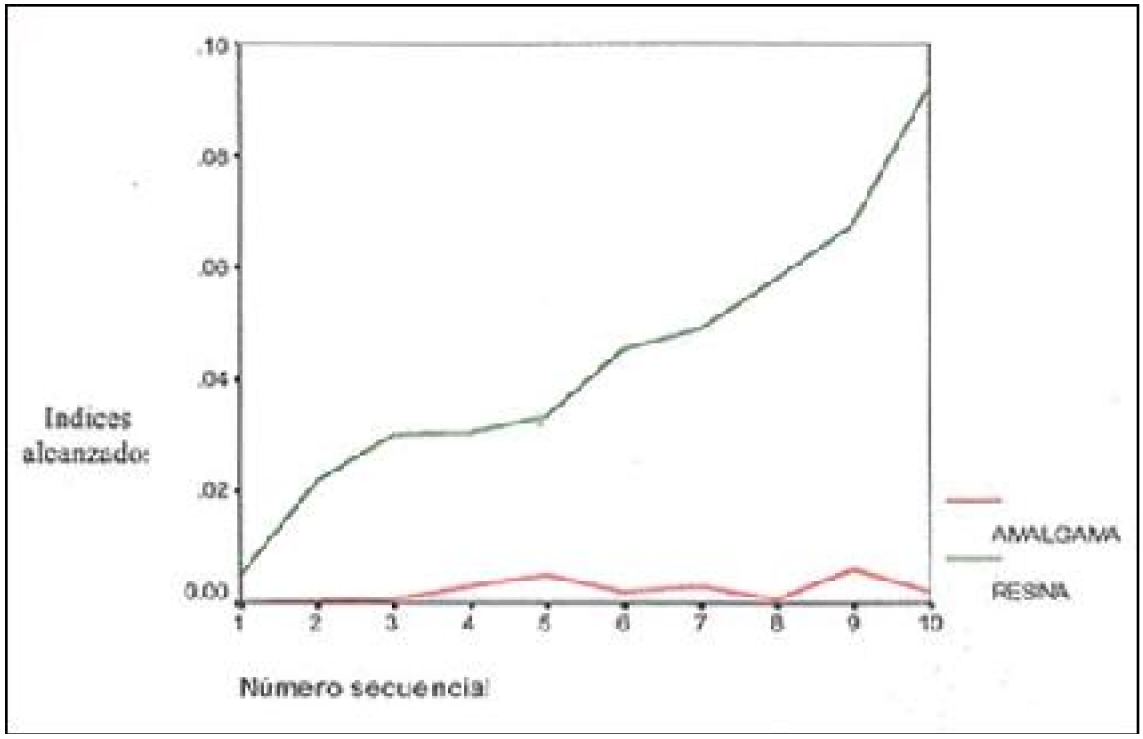


GRÁFICO Nº 02. Gráfico de frecuencia para la resina condensable.

En el gráfico Nº 02 se puede notar como el 80% de las muestras alcanzan un valor promedio de desgaste, difiriendo del 10% que presentamenor desgaste y del otro 10% que presenta mayor desgaste.

En el gráfico Nº 03 podemos notar como la amalgama dental Vivalloy alcanza resultados más estables que la resina condensable Sinergy Compact frente al desgaste.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"



4.3 TEST DE STUDEN.

Esta prueba estadística sirve para averiguar si la diferencia dos medias, obtenidas de dos grupos puestos a prueba, es significativa o no. Según las tablas estadísticas para que exista diferencia significativa, en el presente estudio, el "t" debe ser mayor que 2,8 con un $p < 0,01$; pero como el "*t*" fue 5,3 podemos concluir que sí encontramos diferencia significativa entre el desgaste abrasivo de la resina condensable Synergy Compact y el de la amalgama dental Vivalloy. (tabla Nº 08).

PRUEBA DE MUESTRAS RELACIONADAS

DIFERENCIAS RELACIONADAS						
			99% de Intervalo de confianza para la diferencia			
Par	Media	Desviación estándar	inferior	superior	t	Significancia (bilateral)
M1-M2	0,04	0,024	-0,058	-0,023	5,3	0,0004

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

V. DISCUSIONES

Si bien tenemos estudios que nos mencionan el buen comportamiento de las resinas frente a la abrasión, Auj Yap(60); Revista de la facultad de odontología de la Universidad de Chile; Lang(24), Willens(56); Roberts(44); existen otras varias investigaciones que refieren que las resinas se desgastan más que las amalgamas. Auj Yap(59); Cardoso(7); Pallav(36);Jonson(20); Pieper(39).

El gran problema de las resinas condensables, para la mayoría de, es la microfiltración, debido al estrés generado durante la polimerización, siendo necesario trabajarlas como si fueran resina compuestas convencionales. (Castañeda)(9).

Otro punto en contra de las resinas condensables es que la mayoría de ellas no tienen un estudio a distancia. Para autores debido a su poca fluidez, es necesario el uso de resinas fluidas debajo de ellas las cuales llenarían anfractuosidades y así llenar adecuadamente la caja proximal cuando se trata de cavidades compuestas. Vélez(54); Castañeda(9). Así mismo la utilización de fibras de gran tamaño, como material de relleno, puede ser perjudicial; pues al perderse estas fibras podría precipitar un gran desgaste a distancia. Vélez(54).

Para investigadores como Leinfelder(29), Willens(56) las resinas condensable pueden seleccionarse como alternativa a la amalgama, pero sus propiedades no mejoran a esta última.

Castañeda(9) hace un razonamiento muy interesante: “Es ilógico que un material orgánico (resina condensable) pueda comportarse como un material inorgánico

(amalgama dental)".

Los resultados obtenidos en el presente estudio son similares a los estudios realizados por Auj Yap (59); Cardoso (7); Pallav (16); Jonson (20); Pieper (39). En el presente estudio la amalgama Vivalloy presentó menor desgaste abrasivo que la resina condensable Synergy Compact. Aunque las amalgamas y las resinas utilizadas fueron diferentes, los resultados obtenidos por los primeros corroboraron con esta investigación.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

VI. CONCLUSIONES

Teniendo a la vista los resultados obtenidos y discusiones, podemos concluir:

Estadísticamente sí existe diferencia significativa entre el desgaste abrasivo de la resina condensable Synergy Compact y el de la amalgama dental Vivalloy HR.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

VII. RECOMENDACIONES

- Estudios sobre otras propiedades físicas, como resistencia al desgaste por atrición, resistencia a la compresión y flexión de las resinas condensables serían un buen complemento al presente trabajo.

- Lo ideal sería realizar ensayos clínicos a largo plazo para poder observar el verdadero comportamiento de estos materiales en la cavidad bucal; mas aún cuando son pocos los estudios clínicos realizados con estos nuevos materiales.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. “Council on dental maerials, instruments and equipment. Obstacles to the development of a standad for posterior composite reins”. J. Amer dent. Ass 118 (5): 649-651 May 1989.

ANTIDESGAST. S.A. “¿Qué es el desgaste?”-Barcelona 1998. Actualizado el 08 de noviembre de 1999.

BARKEMEIER, W.W.; LATTA, M.A.; WILWERDING, T. M.; BLAKE, S.A. “Wear assessment of high viscosity and convencional composite restorative materials”. Operative Dentistry, 2000, (26), 152-156.

BAYNE, SC.; TAYLOR, DF. STURDEVANT, JR.; WILDER, A.D; HEYMANN, H.O.; bRUOSN, W.A.; ROBERSON, T.M. “Identification of clinical wear factors”. J. Internacional Association for Dental Research. General session, 65. Abstracts of papers. Chicago. J. dent. Res. 66 (spec. issue) 183, 1987 (abstract 604).

BOKSMAN, L.; JORDAN, R.E.; Suzuki, M; CHarles, D.H. “A visible light cured posterior composite resin results of a 3-year evaluation”. J. Amer dent. Ass. 112 (5) 627-631 May 1986.

CAMPS ALEMANY “Selección de materials en función de la situación clínica” Revista: Profesión Dental-Diciembre de 1999.

CARDOSO, P.E.C. “Avliaçao do desgaste, rugosidade e microestructura de resinas compostas em funçao de ciclagen mecánica e fonte activadora”. Tese. Faculdade de Odontología de USP. Sao Paulo, 1994.

CARDOSO, P.E.C.; BURMANN, P.A.; MALLMAN ANDRE.; SOARES, L:F.; BEGAZO, P.M.V. “Resina compuestas condensables: Una nueva opción restauradora”. Rev mundo odontológico. abril 2000.

CASTAÑEDA, J.C.E. “Paradigmas de la Odontología Adhesiva” Boletín informativo de Colegio Odontológico de Lima-Jueves Odontológicos. 2000.

CLINICAL Research Associates Newer, 13 (11): 1-4, nov. 1989.

GRAIG, G.C.; O. BRIEN, W.; POWER, J. “Materiales Dentales” Edit. Mosby. 1996.

CHANG, X.H.; TONG, W.; VINGERLIN, P.A.; SHIQING, S. “A study of surfaces developed on composite resins in vivo durig 4-5 years; observations by SEM”. J. Oral Rehab. 16(4): 407-416, July 1989.

DICKINSON, G. L.; LEINFELDER, H. F.; MAZER, R. B.; RUSEL, C. M. “Effect of surface penetrating sealant on wear rate of posterior composite resins”. J. Amer. Dent Ass. 121(2): 251-255. Aug. 1990.

DRAUGHIN, R.A.; HARRISON; A. “Relationship between abrasive wear and microestructure of composite resins” J. Prosth Dent., 40(2) 220-224, Aug. 1978.

EAMES, W.B.; STRAIN, J.D.; WEITMAN, R.T.; WILLIAMS, A.K. “Clinical comparison of composite, amalgama, and silicate restorations”. J. Amer. Dent. Ass. 89(5): 111-117, Nov. 1974.

FERRANCANE, J.L. “New polimer resins for dental restoratives”. Operative Dentistry Supplement (6), 2001. 199-209.

FREEDMAN, G. “Resinas compuestas condensables, el Nuevo paradigma en la alternativa a la amalgama” traducido y adaptado por: Antón Samplonius. Revista: Mundo Odontológico. Año VII. Marzo 1999.

GLASSPOLE. E.A., ERICKSON, R.L. “Effect of finishing and degree of cure on composite wear”. In. INTERNATIONAL ASSOCIATION FOR DENTAL RESEARCH. General session, 68 Cincinnati. Mar 7-11,1990 Abstracts of papers Chicago J. Dent. Res., 69 (Spec. Issue): 127, 1990 (Abstract 145).

HILTON, TJ. “Resistencia al desgaste de las resinas compuestas ¿Un problema resuelto? Revista: El Odontólogo 1999, 25(1).

JHONSON, G.H.; BALES, D.J.; GORDON, G.E.; POWELL, L.V. “Clinical performance of posterior composite resin restorations”. Quintessence Int.: 705-711, Oct 1992.

JORDAN, R.E.;SUZUKI, M. “Posterior composite restorations: where and how they work best” J. Amer. Dent. Ass., 122(11): 31-37 Nov 1991.

KUSY, R.P.; LEINFELDER, K.F. “Pattern of wear in posterior composite restorations”. J. Dent. Res. 56(5): 544 May 1977.

LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VUYLSTEKE-WAUTERS, M.; VANHERLE, G. “Quantitative in vivo wear of human enamel” J. Dent. Res. 68(12) 1752-1754, Dec 1989.

LANG, B.R. BLOEM, T.J.; JAARDA, M.J; WANG, R:F: “The importance of measurement site during in vivo Wear” In. International Association For Dental Research. General Session, 71 Chicago, Mar. 1993. Abstracts of papers. Chicago J. Det. Res. 72 (Spec. Issue): 136. Mar 1993 (Abstrac. 258).

LAWRENCE H.M. “Ten-year clínical assement of three posterior resin composites and two amalgamas” Restorative Dentistry vol 29 N:8, 1998.

LEINFELDER, K.F. “Composite resin systems of posterior restorations”. Pract. Periodont. Aesth. Dent. (Suppl, 1): 23-27. April 1993.

LEINFElDER, K.F. “Posterior composite: state-of-the-art clinical application”. Dent. Clin. N. Amer., 37(3): 411-418, July 1993.

LEINFELDER, K.F. “Using composite resin as a posterior restorative material”. J. Amer. Dent Ass. 122(4): 65-70. Apr. 1991.

LEINFELDER, K.F.; BAYNE, S.C.; SWIFT, EJ. Jr. “Packable composites. Overview and technical consideration”. J. Aesthet Dent 1999; 11(5): 234-249.

LEINFELDER, K.F.; BREADREAU, R.W.; MAZER, R.B. “An in vitro device for predieting clinical wear”. Quintess. Int, 20(10), 755-761, Oct. 1989.

Mc CABE, J.F.;SMITH, B.H. “A method for measuring the wear of restorative materials in vitro” BRIT. DENT. J. 15(4): 123-126, Aug 1981.

Mc LUNDIE, A.C.; PATTERSON, C.J.W. “Comparison of the abrasive wear in vitro of a number of composite resins”. Brit Dent. J. 153(4) 404-406, Dec 1982.

MAIR, L.H.; VOWLES, R.W.; CUNNINGHAM, J; WILLIAMS, D.F. “The Clínical wear of three posterior composite” Brit. Dent. J.; 169(11): 355-360, Dec 1990.

MITCHEM, J.C.; GRONAS, D.G. “The Continued in vivo evaluation of the wear of restorative resins”. J. Amer. Dent. Ass, 111(6) 961-964, Dec 1985.

OSBORNE, J.W.; GALE, E.N.; FERGUSON, G.W. “One-year and two-year clinical evaluation of a composite resins vs amalgama” J. Prosth. Dent. 30(5): 795-800, Nov 1973.

PALLAV, P.; DE GEE; A.J.; WERNER, A.; DAVIDSON, C.L. “Influence of shearing actino of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composite”. J. DENT. Res. 72(1): 56-61, Jan. 1993.

PHILIPS, R.W.; AVERY, O.R.; MEHRA, R.; SWARTZ, M.L.;Mc CUNE, R.J. “Observations on a compsite resin for Class II restoration: three year report” J. Prosth. Dent., 30(6): 891-897. Dec 1973.

PHILIPS, R.W.; AVERY, D.R., MEHRA, R,; SWARTZ, M.L.; Mc. CUNE, R.J. “One year obnsevation on a composite resin for Classe II restorations. J. Prosth. Dent., 26(1): 68-77, July 1971.

PIERER,K.;MEYER,G.;MARIENHAGEN,B.;MOTSH, A. “Eine Langzeitstudie an Amalgam-und kunststoff-fullungen” Dtsch, Zahnarztl, Z., 46(3): 222-225, Marz 1991.

PILLIAR, R.M.; SMITH, D.C.; MARIC, B. “Oscillatory wear Test of dental Composites” J. Dent. Rest., 63 (9): 1166-1172, Sept. 1984.

RATANAPRIDAKUL, K.; LEINFELDER,K. F,; THOMAS. J.”Effect of finishing on the in vivo wear rate of posterior composite resin” J. Amer. Dent. Ass., 118(3): 333-335, Mar. 1984.

REVISTA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE CHILE. 18(1): 30-41 Enero-Junio 2000.

RICE, S.L.; BAILEY, W.F.; WAYNE, S.F.; BURNS, J.A. “Comparative in vitro

sliding-wear study of convencional, microfilled and light-cured composite restoratires" J. Dent. Res., 63 (9): 1173-1175, Sept. 1984.

ROBERTS, MW.; FOLIO, J.; MOFFA, JP.; GUCKE, A.D. "Clinical evaluation of a composite resin system with a dentin bonding agent for restoration of permanent posterior teeth: A 3-year study". J. Prosth. Dent.; 67(3): 301-6, Mar. 1992.

RODRÍGUEZ CUENCA, J.V. "Relación entre la edad y el desgaste dental" Departamento de Antropología-Universidad Nacional de Colombia. Santafé de Bogotá-1994.

RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS Jr., J.W. "Effect of ligth intensiy and exposure duration on cure of resin composite" Operat. Dent., 19(1): 26-32, Jan. 1994.

SARAVIA ROJAS, MIGUEL "Manejo clínico de las resinas compuestas condensables o empaquetables" Revista: Mundo Odontológico Año VII Mayo 1999.

SINERGY COMPACT. Resina Compuesta Condensable. Publicación de Colténe-Whaledent.

SUREFIL High Density Posterior Restoration. Technical information. Publicación de Dentsply / Cauk. 1998-08-12.

SWIFT Jr., E.J. "Wear of posterior composite resins in permanet posterior teeth" J. Amer. Dent. Ass., 115 (4): 584-588, Oct. 1987.

TANI, Y.; GOTO, H.; IDA, K "Wear of posterior composite resin" Dent. Mater. J., 6(2): 165-174, Dec: 1987.

TEAFORD, M.F. "Is tooth wear a correlate of composite microwear?" J. Prosth. Dent 60 (3): 400, Sept. 1988.

VEGA DEL BARRIO "Materiales en Odontología" Editorial Avances 1996.

VÉLEZ VARGAS, CARLOS E. "Resinas Condensables" Columna científica de la Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales (ALODYB).

WILLEMS, G.; CELIS, J.P.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; ROOS, J.R.; VAUHERLE, G. "In vitro vibrational war ender small displacements of dental materials opposed to annealed chromiun-steel counterbodies". Dent. Mat. 8(6): 338-344, Nov. 1992.

WILLEMS, G.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VANHERLE, G. "Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo war" J. Dent., 21(2): 74-78. Apr. 1993.

WILLEMS, G.; VAN MEERBEEK, B.; BRAEM, M.; LANBRECHTS, P.; VANHERLE, G. "Clinical study. Dental Product Division, St. Paul, 3M Health Care, Aug 1993.

WILLIAMS, P.F. "One visit composite and amalgam bonding for strong, aesthetic posterior restorations" JADA Vol 127. Nov. 1996.

YAP, AUJ.; TEDH, SH.; TAN, KB. "Three-body obrasive wear of composite restoratives" Oper. Dent., 2001(26): 145-151.

YAP, AUJ.; CHEW, CL.; TEOH, SH.; ONG, LFKL. "Influence of contacto stress on OCA wear of composite restoratives" Oper. Dent., 2001(26): 134-144.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

ANEXOS

ANEXO Nº 01. Tabla para los pesos iniciales.

RESULTADOS	MUESTRA M1	PESO INICIAL	MUESTRA M2	PESO INICIAL
pesaje	Con amalgama	(g +-0.0001)	Con resina condensable	(g +-0.0001)
Nº muestra	M1-1		M2-1	
	M1-2		M2-2	
	M1-3		M2-3	
	M1-4		M2-4	
	M1-5		M2-5	
	M1-6		M2-6	
	M1-7		M2-7	
	M1-8		M2-8	
	M1-9		M2-9	
	M1-10		M2-10	

ANEXO Nº 02. Tabla para los pesos finales.

RESULTADOS	MUESTRA M1	PESO FINAL	MUESTRA M2	PESO FINAL
pesaje	Con amalgama	(g +-0.0001)	Con resina condensable	(g +-0.0001)
Nº muestra	M1-1		M2-1	
	M1-2		M2-2	
	M1-3		M2-3	
	M1-4		M2-4	
	M1-5		M2-5	
	M1-6		M2-6	
	M1-7		M2-7	
	M1-8		M2-8	
	M1-9		M2-9	
	M1-10		M2-10	

ANEXO Nº 03. Fotografías:

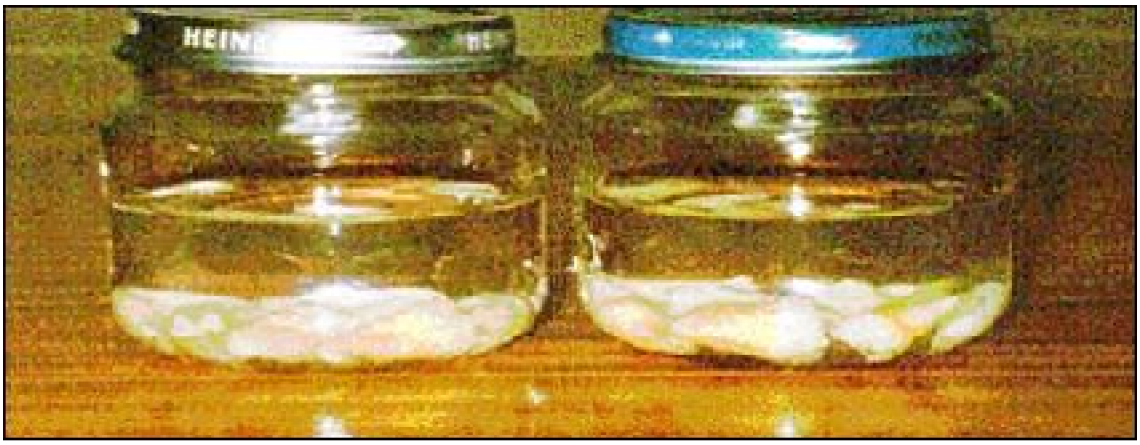


Foto Nº 01. Las 20 terceras molares mantenidas en suero fisiológico.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"



Foto Nº 02. Fase de preparación de las muestras.



Foto Nº 03. Amalgama dental Vivalloy HR.

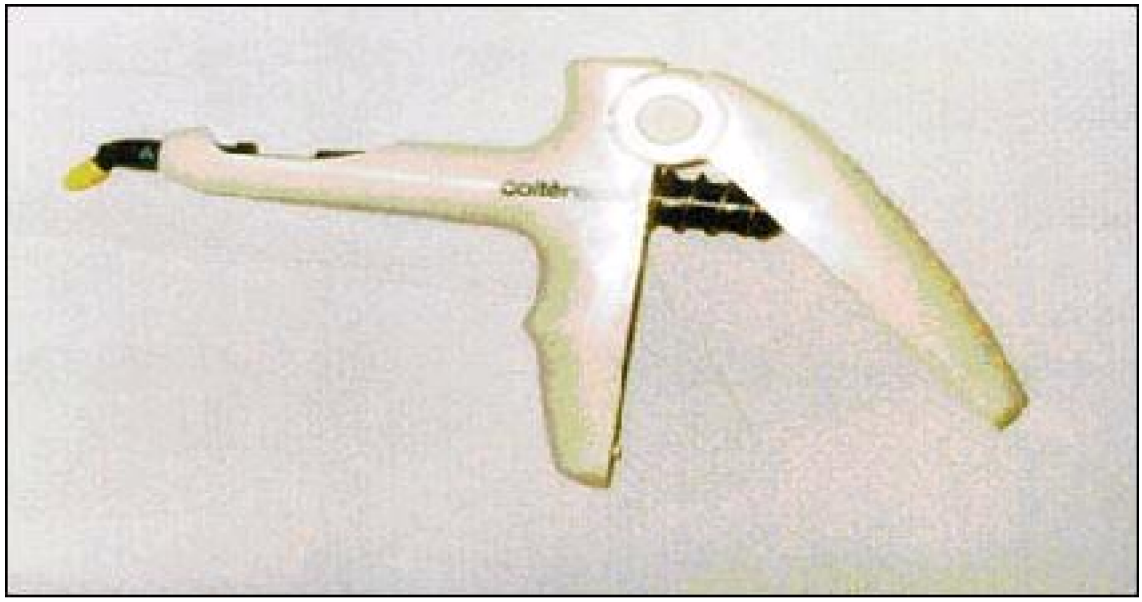


Foto Nº 04. Resina condensable Sinergy Compact en cavifil y su pistola aplicadora.



Foto Nº 05. Las muestras después de las restauraciones.

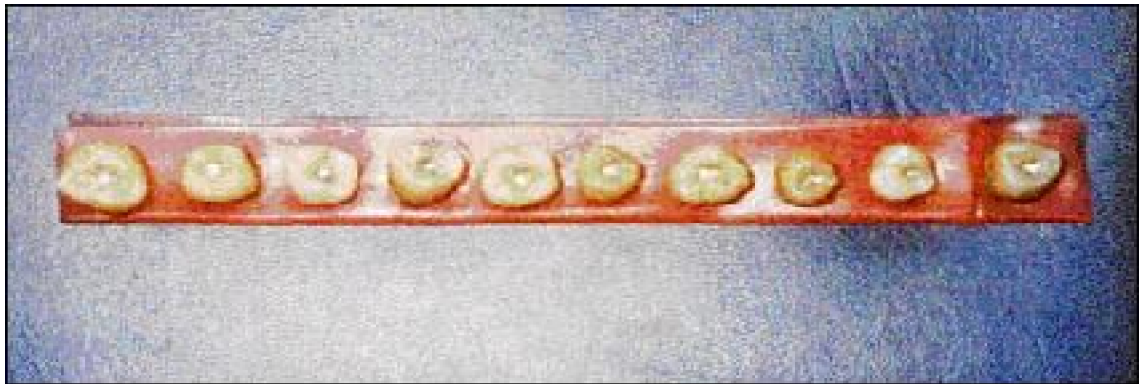


Foto Nº 06. Muestras con amalgama después del proceso de desgaste.

"Programa Cybertesis PERÚ - Derechos son del Autor"

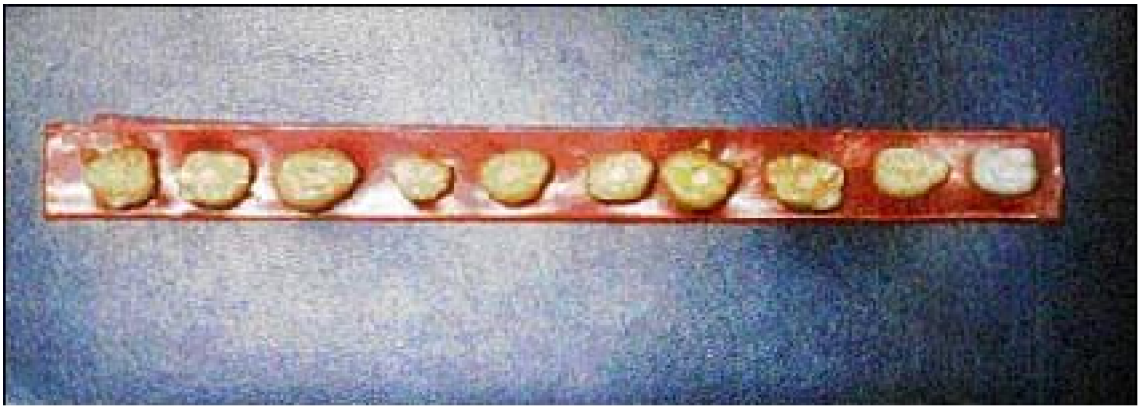


Foto Nº 07. Muestras con resina condensable después del proceso de desgaste.



Foto Nº 08. Con la Dra. Patricia Arroyo Cisneros, gerente comercial de Arman Trading (representantes de la resina condensable Sinergy Compact/Colténe Whaledent), en cuyo consultorio se realizó las restauraciones con la resina condensable.