Resumen

La fractura o daño de los dientes de manera accidental o por enfermedad es muy frecuente. Por esta razón, las restauraciones dentales de circona con recubrimientos feldespáticos se están empleando de manera creciente debido a su estabilidad química, buena respuesta mecánica y apariencia estética. Sin embargo, se han reportado fallos en los recubrimientos, como por ejemplo desportillamiento, atribuibles a su baja tenacidad de fractura.

Los ensayos de contacto Hertziano permiten evaluar el papel de la microestructura frente a la respuesta mecánica de los materiales cerámicos dentales. Así, en este trabajo se evaluó la respuesta en aire de la porcelana feldespática (Vita VM9) sobre circona dental (3Y-TZP) frente a ensayos de contacto esférico estático y cíclico con un indentador esférico de carburo de tungsteno (WC-Co) de radio R=1.25mm en el rango de cargas de 40 a 60N.

Mediante microscopia óptica y confocal se evaluaron los daños generados y se levantó un mapa de daño a una carga de 50N y ciclos variables, que permitió visualizar la evolución del daño. Inicialmente se observó el crecimiento continuo del daño critico para dar paso a la generación de la fisura cono, el cual a medida que estuvo sometido a un mayor número de ciclos provocó la aparición de anillos secundarios que finalmente condujeron a los multi-conos y al desportillamiento de la capa de esmalte.

La realización de los ensayos estáticos permitió la visualización de la corrosión bajo tensión sobre la porcelana dental y a partir de este ensayo se estableció la predicción teórica de la respuesta cíclica del esmalte para estimar el tiempo de formación de la grieta anillo mediante el ensayo cíclico experimental.

De la comparación de la curva cíclica experimental con la teórica, se observó que la curva experimental está por debajo de la teórica, lo que indica que la fisura anillo se formó a tiempos menores del estimado. Por lo tanto, la corrosión bajo tensión no es el único mecanismo presente, es decir, también está actuando la fatiga mecánica aunque en menor proporción que la estática pero sin llegar a ser despreciable.

Índice

I. Introducción 5

II. Objetivos 8

III. Las cerámicas dentales 9

i. Circona dental 9

ii. Tipos de circona para aplicaciones dentales 11

IV. Las porcelanas dentales 14

i. Clases de porcelanas dentales 14

ii. Porcelana feldespática 15

V. El contacto hertziano 17

Teoría del contacto hertziano 17

1. Campo de tensiones de contacto 17

2. Modos de fractura por contacto hertziano 20

3. Fisuras anillo, cónicas y externas 20

4. Fisuras radiales 23

VI. Fatiga por contacto hertziano 24

VII. Procedimiento experimental 25

i. Preparación de muestras 25

1. El sustrato 25

2. El esmaltado 30

ii. Los ensayos de Contacto Hertziano 34

1. Monotónicos 34

2. Cíclicos 35

3. Estáticos 36

VIII. Resultados y discusiones 38

i. Caracterización óptica de las muestras 38

ii. Ensayos de Contacto Hertziano 40

1. Ensayos Cíclicos en aire 40

2. Ensayos estáticos en aire 48

3. Determinación del origen de la grieta anillo 48

IX. Conclusiones 55

Coste del proyecto 56

Impacto ambiental 58

Agradecimientos 59

Referencias 60

Tabla de las ilustraciones 63

I. Introducción

La fractura o daño de los dientes de manera accidental o por enfermedad es muy frecuente. Por eso aparecieron las prótesis dentales, que tienen como finalidad cumplir el papel de los dientes naturales manteniendo una buena integridad física, química y estética. La durabilidad de las prótesis es primordial pero todavía constituye un problema importante, ya que se generan varios tipos de daño en ellas.

El primer daño es la perdida de forma anatómica debido al desgaste por fricción. Esta pérdida debe corresponder con la de los dientes naturales, es decir 30µm de espesor por año. En el caso de los pacientes que sufren bruxismo, las prótesis pierden mucho más de 30µm de espesor. [1, 2]

En la Figura 1a, se puede observar un diente sin desgaste con el esmalte integro mientras que, en la Figura 1b el diente está muy desgastado, el bruxismo provocó el descubrimiento de la dentina [3].

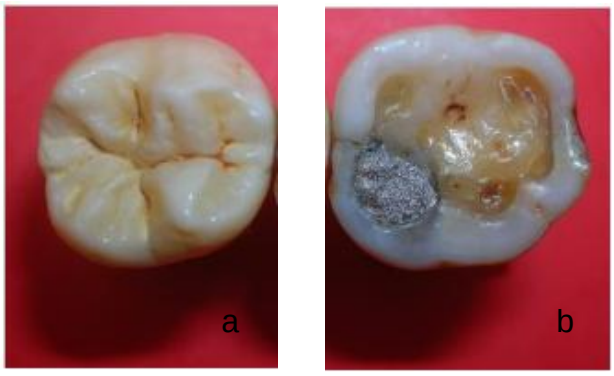


Figura 1: a) diente sin desgaste, b) diente con desgaste debido al bruxismo [3].

El segundo daño corresponde a la fractura catastrófica de la prótesis, más conocido como fractura “semi-lunar”, Figura 2. Este tipo de rotura catastrófica se genera cuando la grieta se nuclea en la base de la prótesis y se propaga de manera inestable. [4]

Figura 2: Ejemplo de fallo de protesis por fractura “semi-lunar” [4]

En las prótesis dentales, la continua deformación y posterior recuperación produce microfisuras (desportillamiento o chipping) que hacen perder forma a la restauración, Figura 3. [1]. Las fuerzas generadas por el bruxismo son las más difíciles de controlar a largo plazo. El número de ciclos y la intensidad de la fuerza son dos factores que influyen sobre la vida a fatiga de los materiales. En los pacientes que sufren bruxismo, los dos factores aumentan con el tiempo porque los músculos se vuelven más fuertes. En esos casos, las prótesis pueden romper con un único ciclo. [5]

Otro ejemplo es la onicofagia que produce desgaste y astillamiento dental prematuro, lo que incluso puede llevar a una fractura de los bordes de los dientes, en especial de los incisivos centrales y laterales, y los caninos. [6]

Figure 3: Daño en una prótesis dental después de bruxismo [5]

Al día se originan 1800 movimientos de masticación en promedio. Por esta razón, el comportamiento a fatiga mediante contacto Hertziano de la porcelana dental resulta bastante apropiado ya que permite evaluar la respuesta mecánica del material mediante la aplicación de cargas de contacto frente a radios de esfera dados siguiendo la evolución de los diferentes modos de daño, es decir la transición de la elasticidad inicial a la plasticidad en las cerámicas. [7, 8, 9]

La porcelana dental que se va a ensayar es feldespática reforzada con partículas de leucita. [5] Esta cerámica tiene un aspecto muy parecido a los dientes naturales por lo que resulta bastante útil para fines estéticos. Además del buen aspecto estético las prótesis tienen que mantener buenas propiedades mecánicas en un medio acuoso ya que están sometidas a los esfuerzos de masticación que pueden ir de 3 hasta 364N para personas con masticación normal y de 216N hasta 890N para las que sufren de bruxismo. [8, 9,10]

En este estudio, se ensayará a fatiga la porcelana feldespática con indentadores esféricos de carburo de tungsteno (WC-Co-bolas duras) en medio seco, para determinar el número de ciclos que pueden soportar las prótesis, sobre cargas dadas, antes de fallar y así evaluar el tiempo de vida de las mismas.

II. Objetivos

Las prótesis están sometidas a un gran número de ciclos in vivo, por ello el objetivo general de este proyecto es estudiar el comportamiento a fatiga por contacto Hertziano de una porcelana feldespática sobre circona dental.

Para ello se tendrán en cuenta los siguientes objetivos específicos:

1. Caracterizar el recubrimiento mediante fatiga cíclica por contacto Hertziano en medio seco y con esferas duras (WC-Co) de radio 1,25mm.

2. Caracterizar el recubrimiento mediante fatiga estática por contacto Hertziano en medio seco y con esferas duras (WC-Co) de radio 1,25mm.

III. Las cerámicas dentales

i. Circona dental

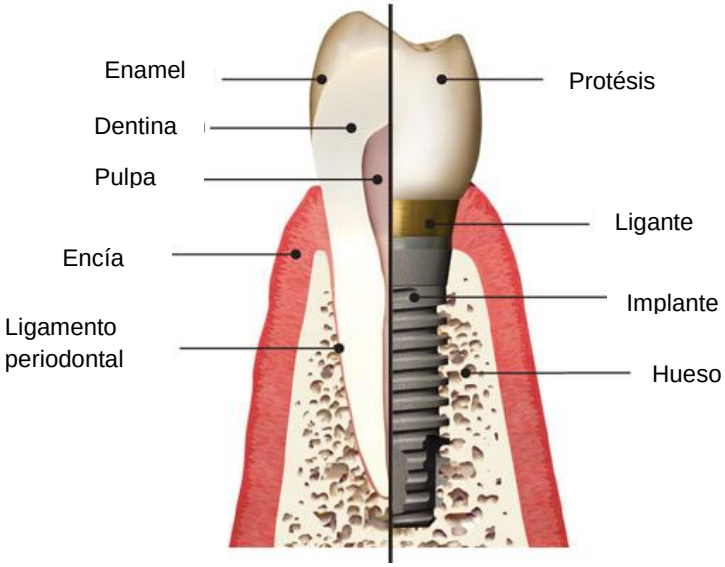


Figura 4: Esquema comparativo de la estructura del diente natural y de las prótesis [11].

Como se observa en la Figura 5, los dientes artificiales se componen de dos partes: el implante y la prótesis. El implante es una raíz artificial que está fijada en el hueso de la mandíbula. Permite sustituir la raíz de un diente estropeado o arrancado para sostener una prótesis. El implante es el intermedio entre la prótesis y el hueso de la mandíbula y permite transmitir los esfuerzos de masticación al hueso que sirve de amortiguador. La prótesis es la parte que va a estar en contacto con los sólidos que va a masticar el individuo. [12]

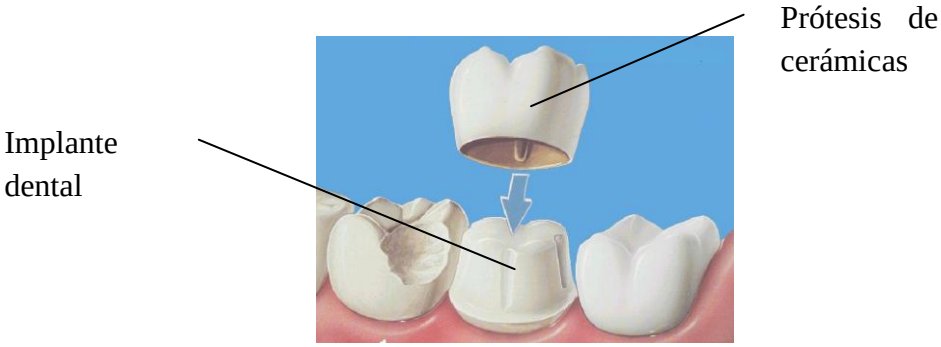


Figura 5: Esquema del sistema implante/prótesis en cerámica [13].

La circona es una cerámica que esta utilizada en diversos dominios industriales.

Se puede distinguir dos grupos utilizando la circona: las cerámicas tradicionales, es decir los refractarios y materiales de construcción y las cerámicas técnicas. El grupo que nos interesa ahora es el de las cerámicas técnicas. Hay diversas aplicaciones para estas cerámicas:

-Piezas resistentes al desgaste (cuchillos y tijeras)

-Piezas resistentes a corrosión (válvulas, sellantes, bombas)

-Piezas en procesos de conformado a altas temperaturas y presiones.

-Recubrimientos (de componentes motores aeroespaciales

-Electrónicas (Electrolitos sólidos)

-Joyería (circonitas)

-Biomateriales (Prótesis de cadera, dentales, implantes)

La circona u dióxido de circonio es un material que tiene propiedades interesantes para ser utilizado como biomaterial, ya que es un material inerte químicamente y tiene una buena resistencia a fatiga y al desgaste. [14]

Tiene tres diferentes formas alotrópicas siguiendo la temperatura: cúbico (de 2370°C hasta el líquido), tetragonal (1100°C a 2370°C), y monoclínico (temperatura ambiente). La última es el producto de una transformación martensítica tetragonal-monoclínico. Figura 6. [14]

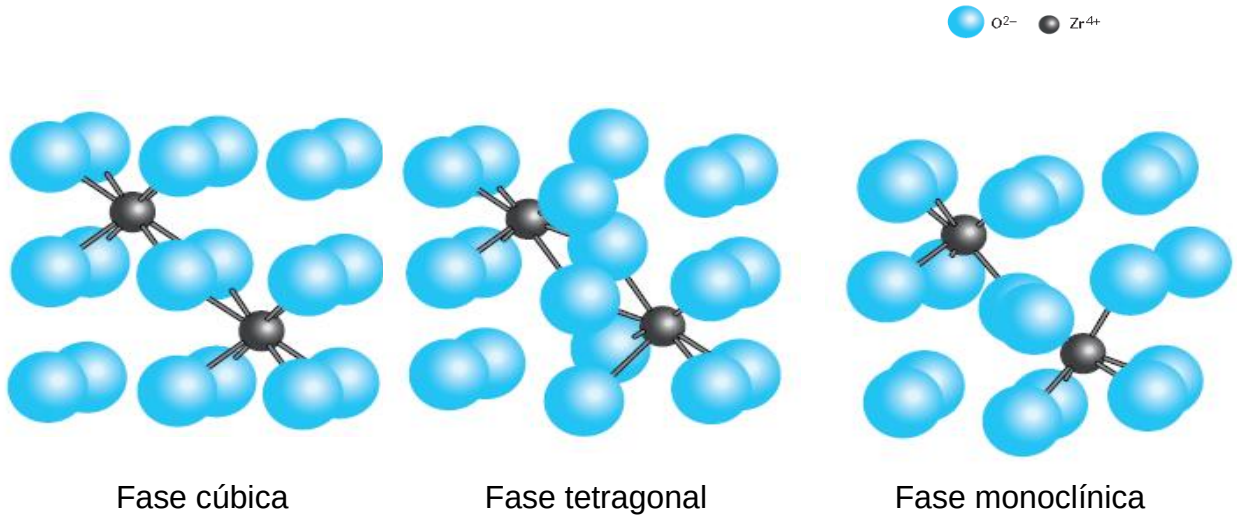


Figure 6: Representación del entorno del ion circonio para las fases cúbicas, tetragonal y monoclínica [14].

ii. Tipos de circona para aplicaciones dentales

La estabilización de la circona se debe a la creación de vacantes en la red aniónica por la adición de dopantes (iones multivalentes) como Y_2O_3, CeO_2, CaO, MgO. Si el óxido dopante tiene cationes de pequeño tamaño, obtenemos una solución solida de intersticial. Para los cationes más largos, se forma una solución sólida de substitución.

Cuando aumentamos el número de vacantes aniónicas, la red cristalina está un poco menos tensionada lo que permite la transformación martensítica. Eso corresponde a un cambio de microestructura de la fase metaestable tetragonal a la fase estable monoclínica. Esta transformación ocurre cuando la circona tetragonal está sometida a esfuerzos mecánicos. Los átomos se mueven siguiendo los planos de cizalladura para formar la estructura estable monoclínica. Figura 7. [14]

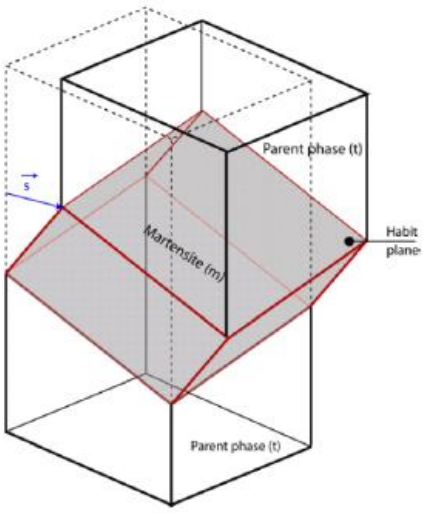


Figura 7: Esquema de la transformación martensítica de la circona [15]

Este tipo de transformación es muy importante cuando se habla de fractura. Las fases tetragonal y monoclínica tienen propiedades diferentes. La estructura monoclínica tiene un volumen más importante que el de la estructura tetragonal. Cuando aparecen grietas, las tensiones generadas por estas provoca el cambio de estructura tetragonal-monoclínica. Además, el aumento del volumen alrededor de la grieta induce a su cierre. Esto disminuye la velocidad de propagación de las mismas y, en algunos casos, limita el crecimiento de las fisuras. [16]

Según la cantidad de dopante introducida, es posible estabilizar totalmente la fase cúbica, en este momento, se dice de la circona que está totalmente estabilizada. Se denomina FSZ (Fully Stabilized Zircon).

Si la cantidad de dopante permite la coexistencia entre fase tetragonal y cúbica, se dice que está parcialmente estabilizada y se denomina PSZ (Partially Stabilized Zircon).
Otro caso es que la circona tetragonal sea más estabilizada, se denomina TZP (Tetragonal Zircon Polycristaline). Lo que cambia entre cada caso es la cantidad de fase tetragonal presente. Figura 8.

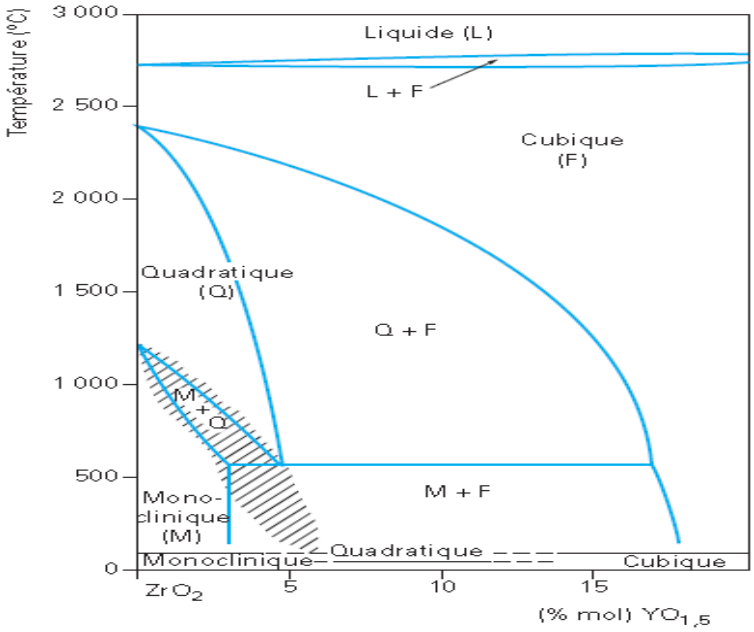


Figura 8: Ejemplo de diagramas de fase de la circona estabilizada con Itria. [14]

En el dominio de las cerámicas dentales hay principalmente tres composiciones de estabilización 3Y-TZP, Mg-PSZ, compuestos alúmina-circona ZTA.
3Y-TZP es decir que se añade 3%molar de itria que conduce a una estructura de circona estabilizada bajo estructura tetragonal. Es la mezcla de circona que constituye la base sobre la cual ponemos el esmalte y que se utilizará para el estudio a fatiga de los esmaltes dentales.
Mg-PSZ es decir que se añade 8-10%molar de magnesio que conduce a una estructura de circona totalmente estabilizada con una estructura cúbica que presenta algunos precipitados tetragonales.

ZTA que son compuestos alúmina-circona. Es una matriz de alúmina con precipitados de circona tetragonal. Dicho de otra manera, es alúmina endurecida con circona estabilizada con cerio. [14, 15,17]

En la siguiente tabla se muestra las principales propiedades de la circona 3Y-TZP.

Tabla 1. Principales propiedades de la circona 3Y-TZP. [15,18,19]

Propiedad	**Y-TZP**
Densidad ($g.cm^{-3}$)	6,01
Dureza (H_V) (GPa)	13.0
Módulo de Young (GPa)	210
Relación de Poisson	0,3
Tenacidad de Fractura ($MPa.m^{-1/2}$)	5.2
Coef. Expansión Térmica ($x10^{-6}$ °C^{-1})	10
Resistencia a flexión (Mpa)	1000

IV. Las porcelanas dentales

i. Clases de porcelanas dentales

Las porcelanas dentales se componen principalmente de feldespatos, sílice, caolín y más aditivos. Estos aditivos permiten modificar las propiedades ópticas de la porcelana como su transparencia y su color y también modificar sus propiedades mecánicas, por ejemplo, la tenacidad. [20]

La sílice es el elemento que se añade en forma de cuarzo. El papel principal de este elemento es dar dureza y un aspecto brillante a los esmaltes.

Los feldespatos son minerales que contienen aluminio, sodio, potasio, calcio y silicio. El aluminio mejora las propiedades mecánicas de los esmaltes, es decir, la resistencia al desgaste, la dureza, y la capacidad de resistir a los choques térmicos. La presencia de alúmina da al producto un aspecto translucido también. El calcio y el potasio permiten bajar las temperaturas de fusión de la sílice.

El Caolín es un alúmino-silicato hidratado que se utiliza como aglutinante para la fusión.
En la Figura 9, se observa la estructura general de las porcelanas.

Hay diferentes tipos de porcelanas dentales:
Feldespáticas
Aluminosas
Vitrocerámicas
Esmaltes

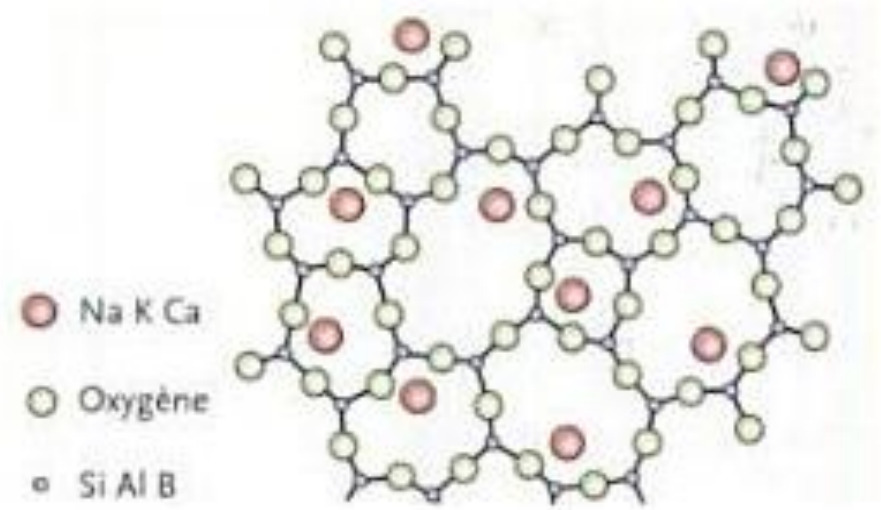


Figure 9: Esquema de la matriz de la porcelana dental: modelo en dos dimensiones de la disposición al azar de los tetraedros de SiO_4 y AlO_4^-.[21]

En nuestro caso, se utiliza un esmalte que es una porcelana feldespática prácticamente vítrea en su totalidad. La cristalización parcial de la porcelana daría lugar a una opacidad de la prótesis que para fines estéticos no interesa. [15]

ii. Porcelana feldespática

La porcelana feldespática es una cerámica de estructura con tamaño de grano fino, empleada principalmente para el recubrimiento de estructuras de ZrO_2 estabilizado parcialmente con itria, con un valor de coeficiente de expansión térmica de aproximadamente $8{,}8–9{,}2\cdot10^{-6}$ K^{-1}. [22]

La leucita es una fase mineral compuesta de potasio, alúmina y silicato ($KAlSi_2O_6$), se introdujo en las porcelanas dentales en 1960 por primera vez. Ahora se utiliza como fase de refuerzo. Cuando la porcelana reforzada con leucita se enfría a la temperatura ambiente, la leucita se contracta y a razón de la diferencia entre los coeficientes de expansión térmica de la porcelana y la leucita se generan esfuerzos de compresión tangencial alrededor de las partículas de leucita. Estos esfuerzos son responsables de la resistencia de la porcelana feldespática dental.

Sin embargo, los esfuerzos de compresión pueden generar microfisuras, lo que podría desprender los cristales de leucita con la fase vítrea y facilitar la propagación de grietas.

Otra propiedad mecánica muy importante de la porcelana dental es la tenacidad de fractura (0.8 a 1.3 $MPa.m^{1/2}$). Esta propiedad se caracteriza por la capacidad de la porcelana para resistir la propagación rápida de las grietas y, en consecuencia, la rotura catastrófica de las prótesis.

V. El contacto hertziano

La indentación hertziana fue descrita en 1880 por el científico Hertz, mediante el estudio del efecto del contacto de una esfera sobre lentes de vidrio. Las teorías establecidas por Hertz fueron completadas por Auerbach que propuso la teoría de una relación lineal entre la carga aplicada durante el contacto para fractura y el radio de la esfera de indentación.

El problema de esta teoría fue que establecía una contradicción con la noción que dice que las grietas cónicas aparecen cuando la tensión aplicada supera el límite elástico del material. Setenta años más tarde, apareció el análisis de Griffith-Irwin sobre la mecánica de la fractura que corrigió esta anomalía.

La indentación hertzian es una manera práctica de obtener información sobre todos los modos de daño y sus mecanismos en las cerámicas y en las capas de recubrimiento. Uno de los más importantes aspectos de la indentación esférica es la posibilidad de seguir la evolución de los diferentes modos de daño, es decir la transición de la elasticidad inicial a la plasticidad. Utilizando los otros indentadores, tenemos plasticidad casi al primer contacto con la muestra. [7, 8]

Teoría del contacto hertziano

Consideramos una esfera de radio, *R* y una probeta plana. El contacto entre la esfera y la probeta se supone sin fricción y la carga normal de contacto se denota P. Al principio, el campo de los esfuerzos es elástico. En nuestro caso, vamos a considerar que los materiales ensayados son frágiles, es decir que rompen antes de entrar en plasticidad. [8]

1. Campo de tensiones de contacto

Cuando la carga alcanza un valor crítico P_{max}, se forma una grieta anillo en la superficie. La propagación de este daño se hace bajo la forma de una grieta cónica.

El campo de tensiones en la Figura 10, se define como σ_1 la tensión normal principal, σ_3 una tensión que es siempre compresiva. Se define también la tensión principal de cizalladura $\tau_{31}=1/2(\sigma_3-\sigma_1)$. Las líneas discontinuas representan las trayectorias de la tensión σ_3.

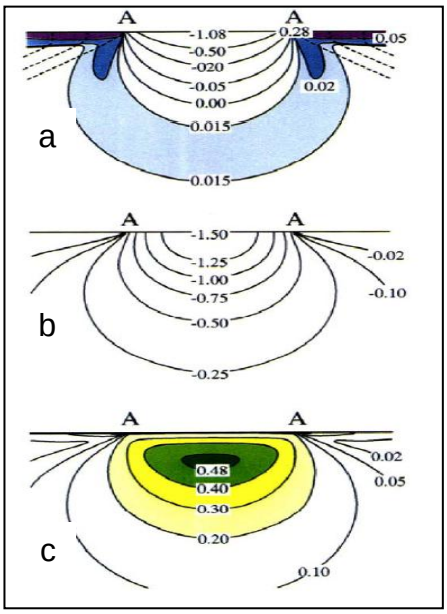


Figura 10: Campo de tensiones principales durante la indentación. AA denota el diámetro de contacto 2*a*, a) tensión principal normal σ_1, b) tensión principal normal σ_3, c) tensión principal de cizalla τ_{13}. [8]

Cuando una esfera dura de radio, R_e se pone en contacto con una carga, P en una probeta plana, el radio de contacto viene dado por:

$$a = [4kR_eP/3E]^{1/3} \tag{1}$$

Donde, *E es* el módulo de Young y k es una constante cuya expresión es:

$$K = (9/16)[(1-\nu^2)+(1-\nu'^2)E/E'] \tag{2}$$

Los apóstrofos corresponden a los valores del indentador.

El radio de contacto permite caracterizar la escala espacial del campo de contacto.
La presión media, P_0 viene dada por:

$$P_0 = \frac{P}{(\pi\, a^2)} \tag{3}$$

Esta presión define la intensidad del campo de contacto y la tensión máxima está dada por:

$$\sigma_m = 0.5\,(1 - \nu^2)\, P_0 \tag{4}$$

En esta configuración, se ve que la tensión de cizalladura está mayor en la dirección del eje de contacto a 0.5a por debajo de la superficie de contacto:

$$\tau_m = 0.48\, P_0 \tag{5}$$

Cuando se combinan y se manipulan las fórmulas anteriores, se obtiene la siguiente fórmula general:

$$P_0 = \frac{\left(\frac{3E}{4\pi k}\right) a}{R_e} \tag{6}$$

Con el método de indentación hertziana, es posible también estudiar los campos elasto-plásticos pero en el caso de las cerámicas que son materiales frágiles, no existe plasticidad. Por lo tanto, no se describirá las expresiones matemáticas que resultan de este fenómeno. [8]

2. Modos de fractura por contacto hertziano

En la teoría hertziana, existen dos modos de fractura que son la fractura frágil y la fractura dúctil. En este trabajo, se empleará un esmalte dental que hace parte del grupo de las cerámicas frágiles. Por lo tanto, el modo de interés será la fractura frágil.

Cuando ocurre la fractura frágil de un material, se puede encontrar cuatros tipos de daños siguiendo la importancia de la carga utilizada:

- Las fisuras anillo que son daños superficiales
- Las fisuras cónicas que son la propagación inestable de la fisura anillo
- Las fisuras externas que se presentan en zonas alejadas del área de contacto
- Las fisuras radiales que aparecen en el recubrimiento a partir de la intercara con el substrato. [22]

3. Fisuras anillo, cónicas y externas

Cuando la carga crítica, P_c se aplica en la superficie de un sustrato frágil durante el ensayo hertziano, una grieta estable se forma en el borde de la zona de contacto esfera/sustrato. Una vez generada, la grieta se propaga de la superficie hacia abajo y por el exterior.

La propagación de la grieta da origen a lo que se conoce como cono de fractura, Figura 12. La responsable de este fenómeno es la tensión, σ_{11} en el exterior del círculo de contacto indentador/muestra. Al exterior de este círculo de contacto se encuentra una grieta anillo que es el defecto superficial del cual se origina el cono de fractura.

La carga crítica necesaria para tener el cono de fractura sigue la ley de Auerbach, es decir, que es proporcional al radio del indentador esférico. Cuanto se supera la carga crítica, la primera grieta anillo se absorbe, lo que genera la creación de una grieta anillo concéntrica secundario, Figura 11. [7,8]

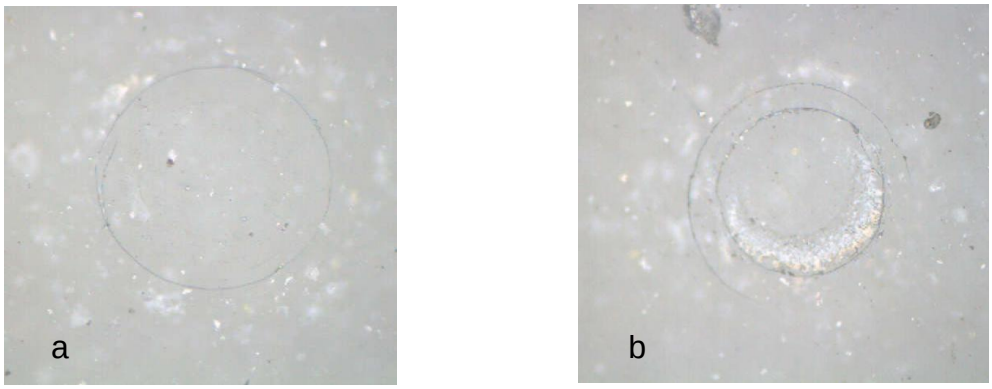


Figure 11: a) Fisuras anillo y b) anillo concéntrico secundario en una porcelana feldespática VITA VM9.

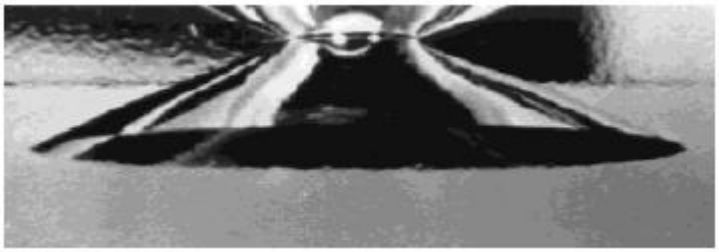


Figura 12: Fisura tipo cono en un vidrio sodo-cálcico [15]

La ley de Auerbach se puede utilizar para determinar la tenacidad de fractura K_{IC} de un material frágil con la relación:

$$P_c = (R_e A\, K_{IC}^2)/E = R_e\, B \text{ [7]} \tag{7}$$

Donde, *B* es una constante clásica y *A* una constante que contiene las propiedades elásticas de los materiales involucrados y una función adimensional (Φ≈0.0011) cuya expresión es:

$$A = k\pi^3 /(3(1-\nu^2)\Phi) \tag{8}$$

Hay que tener presente que el valor de la tenacidad obtenida por esta fórmula está sometida a algunas hipótesis de simplificación y también el hecho de que la carga crítica para un sólido depende de la distribución de los esfuerzos en la superficie de la muestra.

El medio de ensayo es también importante en la iniciación y el crecimiento del cono de fractura. Algunas experiencias de indentación en vidrios mostraron que la velocidad de crecimiento de las grietas cónicas es variable. Al principio, la propagación es muy rápida y después más lenta en seco, mientras que en presencia de agua o temperatura se puede presentar lo siguiente: Figura 13

- Medio acuoso: El estudio de las probetas utilizadas para establecer la curva siguiente muestra que en el agua, el cono se inicia más lentamente y después, la propagación se hace de manera brusca.
- Temperatura: En las cerámicas en general, el comportamiento a fractura depende de la temperatura como se visualiza sobre la figura siguiente. [8]

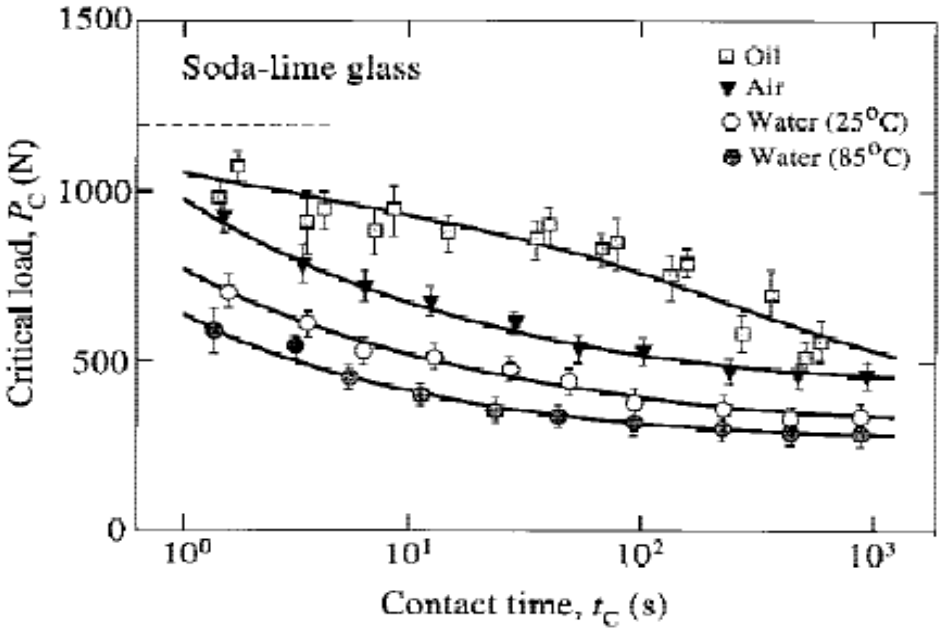


Figura 13: Carga crítica para una iniciación de grieta cono en función del tiempo de contacto sobre un vidrio sodo-calcico. [8]

4. Fisuras radiales

En el caso de los materiales que tienen sustratos poco rígidos, este tipo de fisura, Figura 14, es un daño primario que se genera a partir de un defecto pre-existente en la intercara de los materiales con recubrimiento monocapa, sobre el eje de carga.

En el caso de los materiales que tienen un sustrato rígido, aparece como daño secundario se origina de la deformación plástica o cuasi-plástica por la tensión de cizalladura máxima.

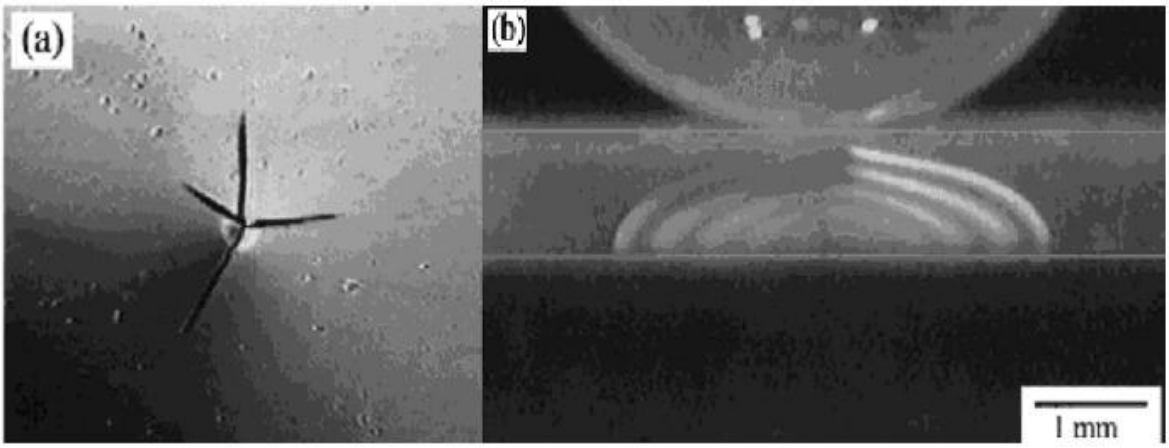


Figure 14: Fisura radial en un recubrimiento de vidrio, a) vista inferior, b) vista lateral [15]

VI.Fatiga por contacto hertziano

Los ensayos de fatiga por contacto hertziano consisten en la aplicación de una carga de manera cíclica con el indentador esférico. Los materiales sometidos a fatiga pueden sufrir daños importantes. Los ensayos de fatiga por contacto hertziano son una manera muy simple para caracterizar las propiedades a fatiga de las cerámicas en el dominio de las pequeñas fisuras.

El comportamiento a fatiga tiene dos dependencias principales: la microestructura y el medio ambiente. En la Figura 15, se observa que cuando el material tiene una microestructura homogénea, la solicitación cíclica provoca la progresión del cono de fractura y después el desprendimiento del recubrimiento en la interfase, mientras que en las cerámicas heterogéneas, la acumulación de daños es mucho más acelerada desde el principio. Se puede notar de manera circunstancial una zona de cuasi-plasticidad después del primer ciclo de carga y después de 10^6 ocurre la coalescencia de micro-grietas con la expulsión de material. [8]

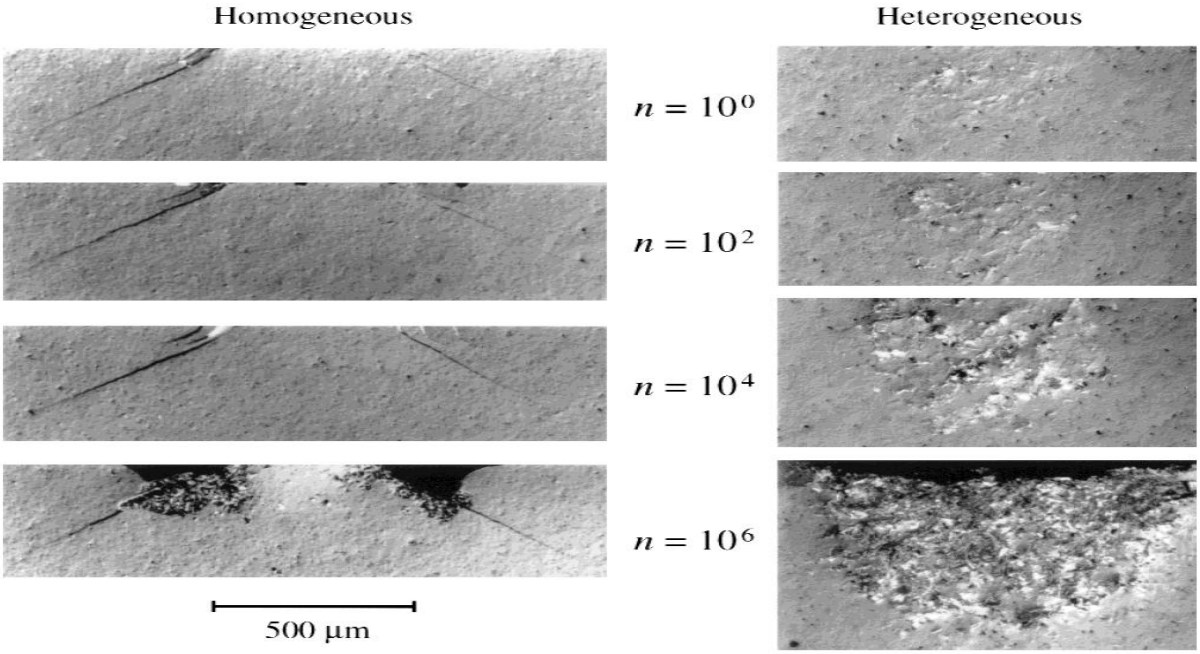


Figura 15: Zonas de contacto hertziano en cerámicas de carburo de silicio frágiles (homogéneas) y tenaces (heterogéneas) con un indentador de carburo de tungsteno en aire. [8]

VII. Procedimiento experimental

i. Preparación de muestras

En este proyecto se realizó un estudio del comportamiento a fatiga de un esmalte dental sobre un sustrato de circona. El proceso que se siguió para la fabricación y preparación del material es similar al que se aplica en la industria dental.

1. El sustrato

Para fabricar las pastillas, partimos del polvo de circona tetragonal policristalina estabilizada con un 3% molar de Itria (Y_2O_3) TOSOH CORPORATION. Se pesó 38.0g de polvo de 3Y-TZP y se introdujo en un molde de silicona, posteriormente, se colocó durante 10 minutos en un baño ultrasonido para mejorar el proceso de compactación. Después, se prensó isostáticamente, Figura 16, con una presión de 2000 bar durante 5 min, obteniéndose de esta manera una barra de circona en verde.

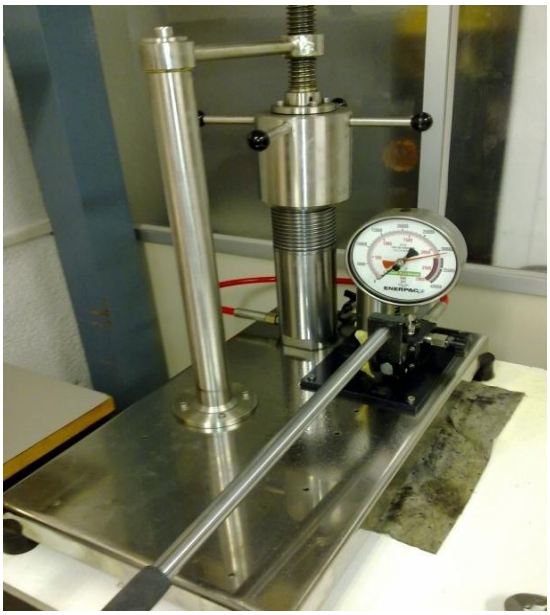


Figura 16: Prensa isostática

A continuación, se presinterizó en un horno HOBERSAL MOD ST-18, Figura 17.

Figura 17 : Horno HOBERSAL MOD ST-18

En el proceso de presintetizado, Figura 18, se empieza con temperatura ambiente y se incrementa a una velocidad de 3ºC/min hasta alcanzar los 700ºC permaneciendo constante durante una hora. Después, se continúa con el incremento de la temperatura hasta los 1200ºC y se mantiene constante durante una hora. Pasado este tiempo la temperatura descenderá a razón de 3ºC/min hasta la temperatura ambiente.

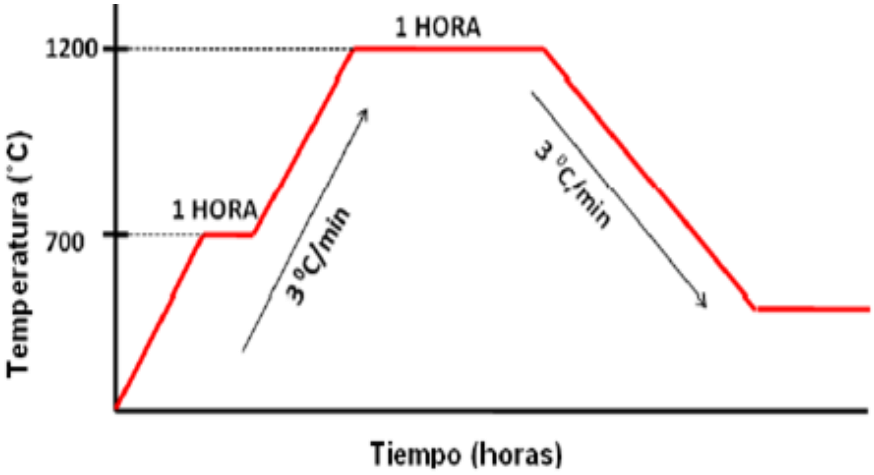


Figura 18: Curva de datos de presinterización [15]

El corte se realiza en una cortadora semiautomática Struers, Figura 19, en la que se utiliza agua como lubricante y refrigerador para evitar contaminar la muestra. El corte se realiza con un disco de diamante y se obtienen pastillas de 3mm de espesor aproximadamente.

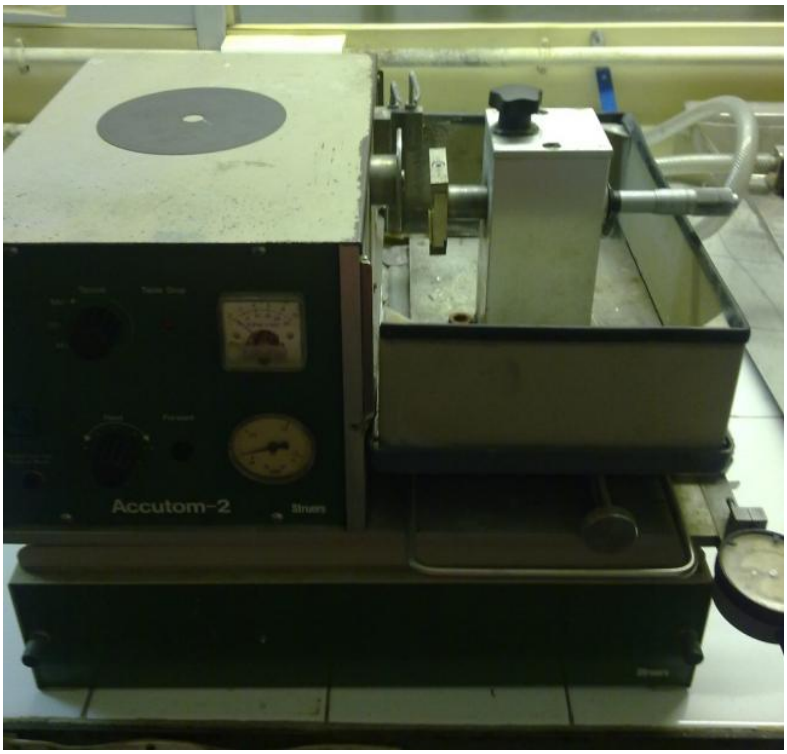


Figura 19: Cortadora semiautomática Struers

A continuación, se realiza el desbaste manual con un disco MD Piano 120 µm para eliminar las rebabas y posteriormente, se limpian con agua destilada y se realiza una cocción de limpieza en el horno VITA VACUMAT 40T, Figura 20, para eliminar el agua residual que hubiera filtrado en la porosidad abierta de las muestras

Figura 20: Horno VITA VACUMAT 40T

.En la cocción de limpieza, Figura 21, se mantiene en 600°C durante 3 minutos. Después, se incrementa a una velocidad de 33ºC/min hasta alcanzar los 700ºC, durante 5 minutos se permanecerá a dicha temperatura en vacio, pasado este tiempo la temperatura descenderá hasta la temperatura ambiente.

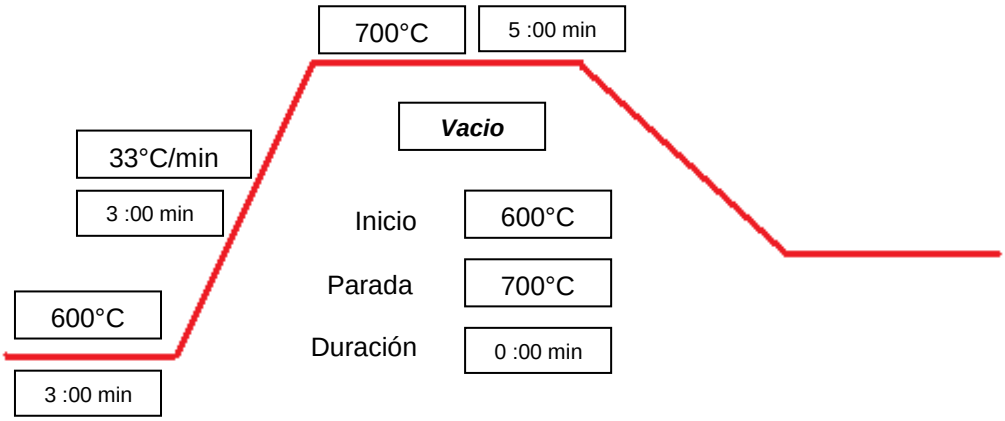


Figura 21: Tratamiento térmico de cocción de limpieza

A continuación, las probetas se ponen en el líquido Coloring Liquid LL1, Figura 22, durante 2 minutos. Eso se hace para que las pastillas de esmalte tengan coloración semejante a los dientes naturales.[19] Figura 23.

Figura 22: Coloring Liquid LL1

Figura 23: coloración de las pastillas en Coloring Liquid LL1

Cuando están secas, se hace la sinterización final en el horno Hobersal MOD ST-18.

En el proceso de sinterizado se parte de la temperatura ambiente y se incrementa a una velocidad de 3ºC/min hasta alcanzar los 1450ºC, durante dos horas se mantiene a dicha temperatura, pasado este tiempo la temperatura descenderá a razón de 3ºC/min hasta la temperatura ambiente. Figura 24

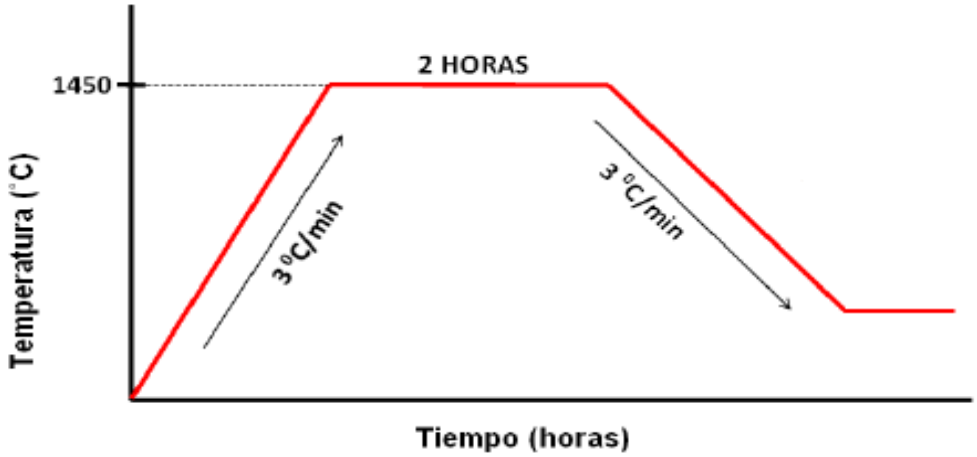


Figura 24: Tratamiento térmico de sinterización.[15]

2. El esmaltado

Antes de esmaltar, se referencian las pastillas y se miden los espesores para después determinar el espesor de la capa de esmalte aplicado. Se empleó un esmalte feldespático base dentina con cristales de leucita de diámetros de hasta 30 µm, VITA VM9 suministrado por la empresa VITA Zahnfabrik, Figura 25. [19]

Figura 25: VITA VM9 (izquierda) y VITA VM Modelling Liquid (derecha)

Etapas:

Se aplica una capa fina de base dentina con el fin de lograr una mayor adherencia entre la pastilla y el esmalte y evitar el fenómeno de levantamiento del esmalte.

Se hace la cocción de la capa fina de esmalte: se parte de la temperatura de 500°C durante 2 minutos. Después, se incrementa a una velocidad de 60ºC/min hasta alcanzar los 950ºC, durante 1 minuto se permanecerá a dicha temperatura en vacio, pasado este tiempo la temperatura descenderá hasta la temperatura ambiente, Figura 26.

Posteriormente, con una varilla de vidrio, se deposita una capa de esmalte más gruesa sobre las pastillas. Se dan algunos golpecitos a las pastillas para evacuar las burbujas y por lo tanto disminuir la porosidad del esmalte final. Figura 27

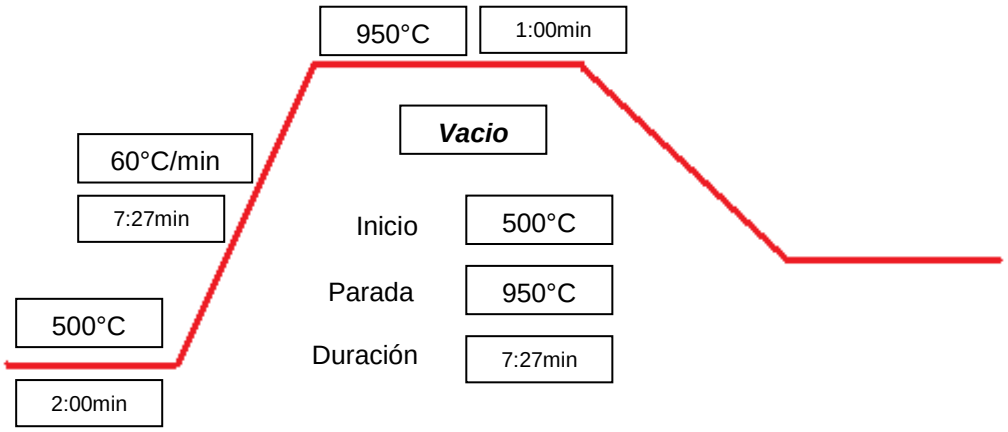


Figura 26: Tratamiento térmico de primera cocción del esmalte

Después, se hace la cocción final de la dentina: se parte de la temperatura de 500°C durante 6 minutos, y luego, se incrementa a una velocidad de 55ºC/min hasta alcanzar los 910ºC, durante 1 minuto permanecerá a dicha temperatura en vacio, y descenderá hasta la temperatura ambiente. Figura 28

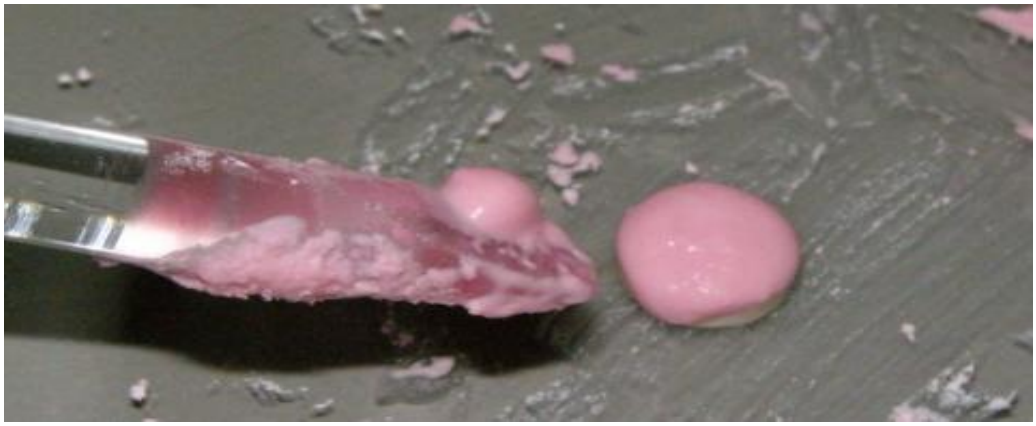


Figura 27: Aplicación de la capa de esmalte sobre la circona sinterizada

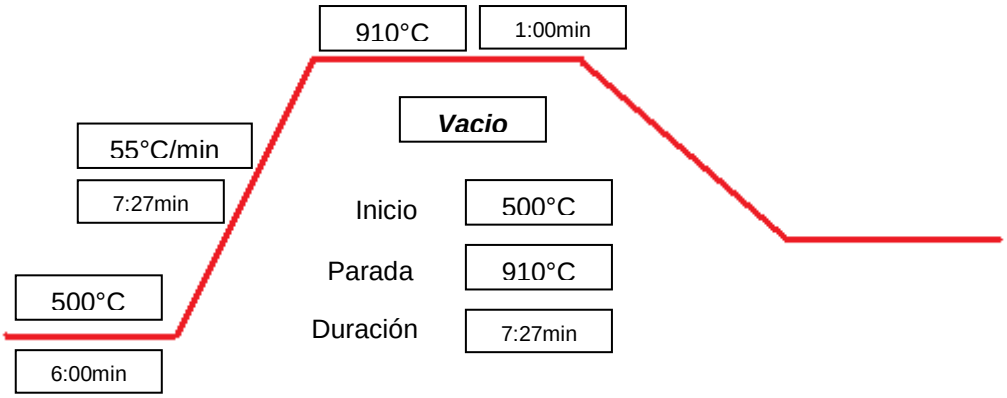


Figura 28: Tratamiento térmico de segunda cocción del esmalte

La superficie obtenida es bastante lisa, lo que permite facilitar las tareas de desbastado y pulido.

Las pastillas se pulen con un paño blanco con abrasivo de diamante de 30µm hasta que el espesor de la capa de esmalte este entre 500 y 600µm. Las coronas y las piezas de puentes de dióxido de circonio que van a dotarse de recubrimiento cerámico deben modelarse con su forma anatómica reducida y es porque el grosor de pared no debe exceder de 0,5 mm en coronas y de 0,7 mm en puentes.

Luego, se hace el acabado superficial con un paño de lana rojo de marca Struers, y sílice coloidal. Se utiliza agua como lubricante cuando la sílice se esté secando sobre el paño y así evitar la cristalización de la sílice. El acabado espejo se termina puliendo sólo con agua para eliminar cualquier tipo de impureza.

La Figura 29 hace una recapitulación de todo el proceso de fabricación de las probetas.

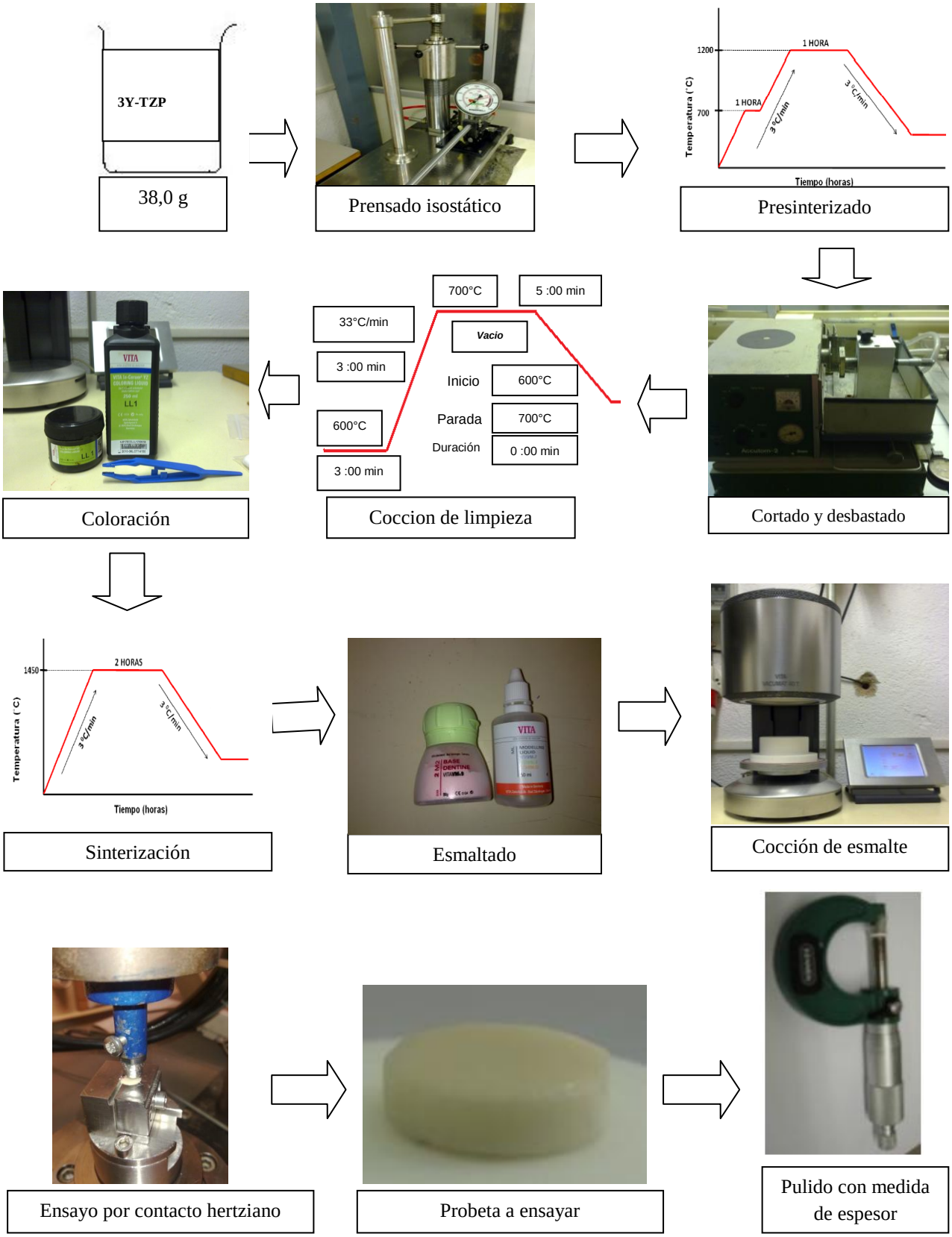


Figura 29: Esquema general de la elaboración de las probetas de circona esmaltadas con porcelana feldespática.

ii. Los ensayos de Contacto Hertziano

Para los ensayos mecánicos, se utilizó la máquina Instrón 8511, Figura 30. Este equipo hidráulico de alta precisión permite la realización de ensayos convencionales estáticos y de fatiga. Tiene una carga máxima de 10 kN y frecuencia máxima de trabajo a fatiga de 20 Hz.

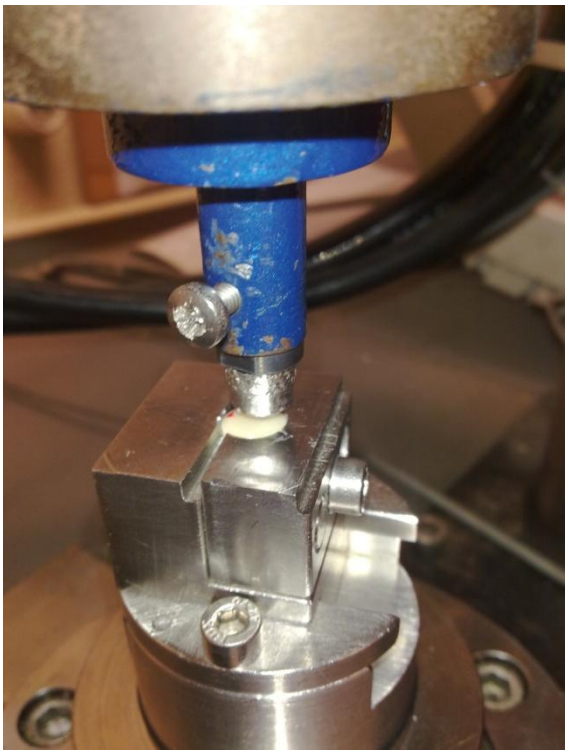


Figura 30: Ensayo por contacto hertziano en esmalte feldespatico, VITA VM9 sobre circona dental, 3Y-TZP con esferas de carburo de tungsteno y radio, R=1.25 mm

1. Monotónicos

Un estudio previo sobre ensayos monotónicos en este material, permitió establecer las bases de del trabajo. [15]

Tabla 2. Cargas críticas para la formación de las fisuras anillo y cono bajo contacto monotonico en esmalte feldespatico, VITA VM9 sobre circona dental, 3Y-TZP con esferas de carburo de tungsteno y radios, R: 0.5, 1.25, 2.5, 5.0 mm. [15]

Radio (mm)	**Fisura anillo**	**Fisura cono**
	Pa (N)	Pc (N)
0.50	40±10	80±10
1.25	70±10	220±10
2.50	120±10	400±10
5.00	220±10	750±10

2. Cíclicos

En este caso se trabajará con un radio de esfera de 1.25 mm y se analizará el daño critico que sufre la porcelana bajo estas condiciones, teniendo en cuenta que de acuerdo a la literatura a menor radio de esfera mayor intensidad de daño. En estudios monotónicos preliminares se determinó que la carga critica a la cual se forma el primer criterio de daño, la grieta anillo fue 70N, por lo tanto, se parte de este valor para determinar las condiciones de los presentes ensayos a fatiga, trabajando siempre por triplicado con valores por debajo de este y con intervalos de 5N de diferencia entre cada carga aplicada. El rango de valores aplicado oscila entre 40 y 60N.

Determinación de los parámetros de trabajo de la máquina

Para programar los ensayos cíclicos, se determinan dos parámetros que son la carga media y la amplitud del movimiento. [16]

Partimos de la expresión de R que relaciona σ_{min} y σ_{max} de acuerdo a:

$$R = \sigma_{min} / \sigma_{max} = P_{min} / P_{max} \qquad (9)$$

(Para una superficie de contacto constante)

Estudios previos mostraron que el valor adecuado por R es 0.1 para los esmaltes dentales. Pues, conociendo R y P_{max}, se determina P_{min}.

La carga media, P_m se determina con la expresión siguiente:

$$P_m = \frac{P_{min} + P_{max}}{2} \tag{10}$$

La amplitud A, se determina con la expresión siguiente:

$$A = \frac{P_{max} - P_{min}}{2} \tag{11}$$

En la tabla siguiente se resumen los datos de cada ensayo:

Tabla 3. Datos de los ensayos cíclicos en aire sobre un esmalte dental con una esfera de carburo de tungsteno de 1.25mm de radio.

P_{max} (N)	P_{min} (N)	Presión media (N)	Amplitud	Frecuencia (Hz)
60	6	33	27	10
55	5.5	30.25	24.75	10
50	5	25	22.5	10
45	4.5	24.75	20.25	10
40	4	22	18	10

3. Estáticos

El proceso de daño que en cuestión en este tipo de ensayo es la corrosión bajo tensión. Para determinar si es el mismo proceso que aparece en los ensayos cíclicos y tener elementos de comparación, se realizaron esos ensayos estáticos por triplicado con un indentador de carburo de tungsteno, con el fin de determinar el tiempo de aplicación de carga para tener el daño crítico, es decir, el anillo.

Determinación de los parámetros de trabajo de la máquina

Para los ensayos estáticos se utilizaron los mismos parámetros del ensayo monotónico, es decir, una velocidad de carga y descarga de 5 N/sec, con cargas por debajo de 70N valor en el cual se forma el primer criterio de daño a un radio de esfera de 1.25 mm y con intervalos de carga de 10N de diferencia entre cada carga aplicada. Se aplicaron cargas de 40, 50 y 60N.

VIII. Resultados y discusiones

i. Caracterización óptica de las muestras

El proceso de elaboración de las muestras fue establecido para los estudios previos de contacto monotónico y se continúo aplicando en este trabajo, con el fin de comparar resultados.

Sin embargo, se ha notado que algunos aditivos usados en la elaboración de las muestras pueden influenciar el estado final de las muestras. En los laboratorios de técnicos protésicos, se dice que se puede añadir un poco de agua destilada al liquido diluyente (Modelling liquid) durante la elaboración de la mezcla del esmalte (base dentina) sin tener cambios significativos en la microestructura, pero fue comprobado que la adición de agua influye sobre la porosidad final de la muestra, como se enseña en las Figuras 31 y 32 donde se observa mucha más porosidad cuando se usa agua, mientras que, cuando sólo se diluye con Modelling liquid la porosidad es menor.

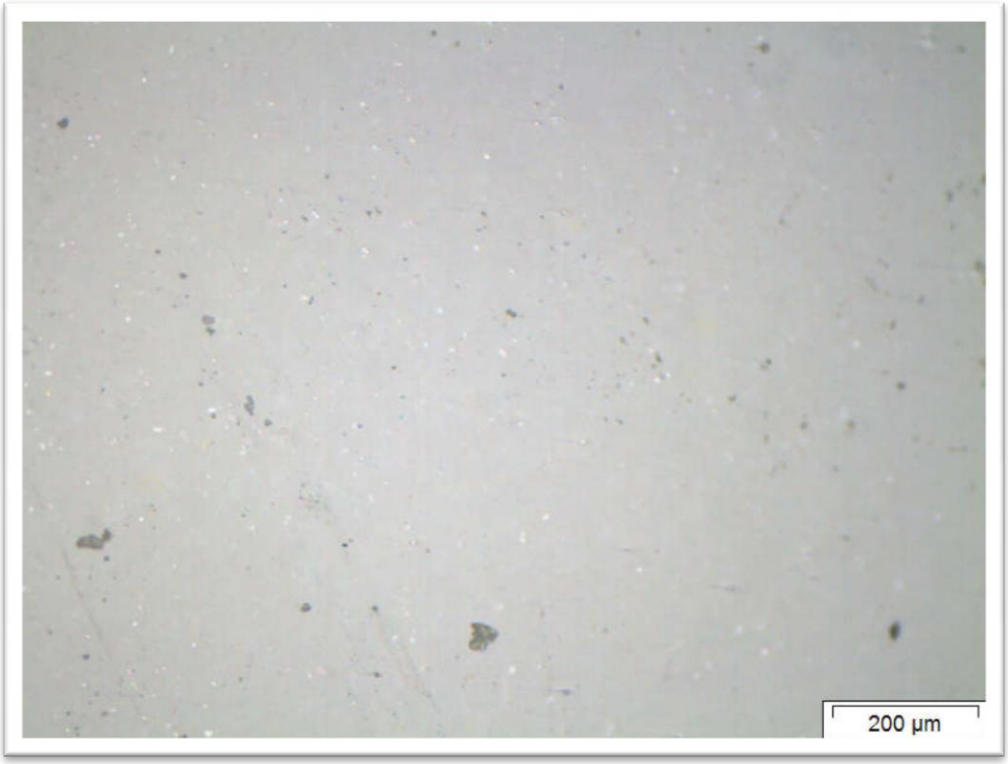


Figura 31: Esmalte Vita VM9 diluido con Modelling liquid.

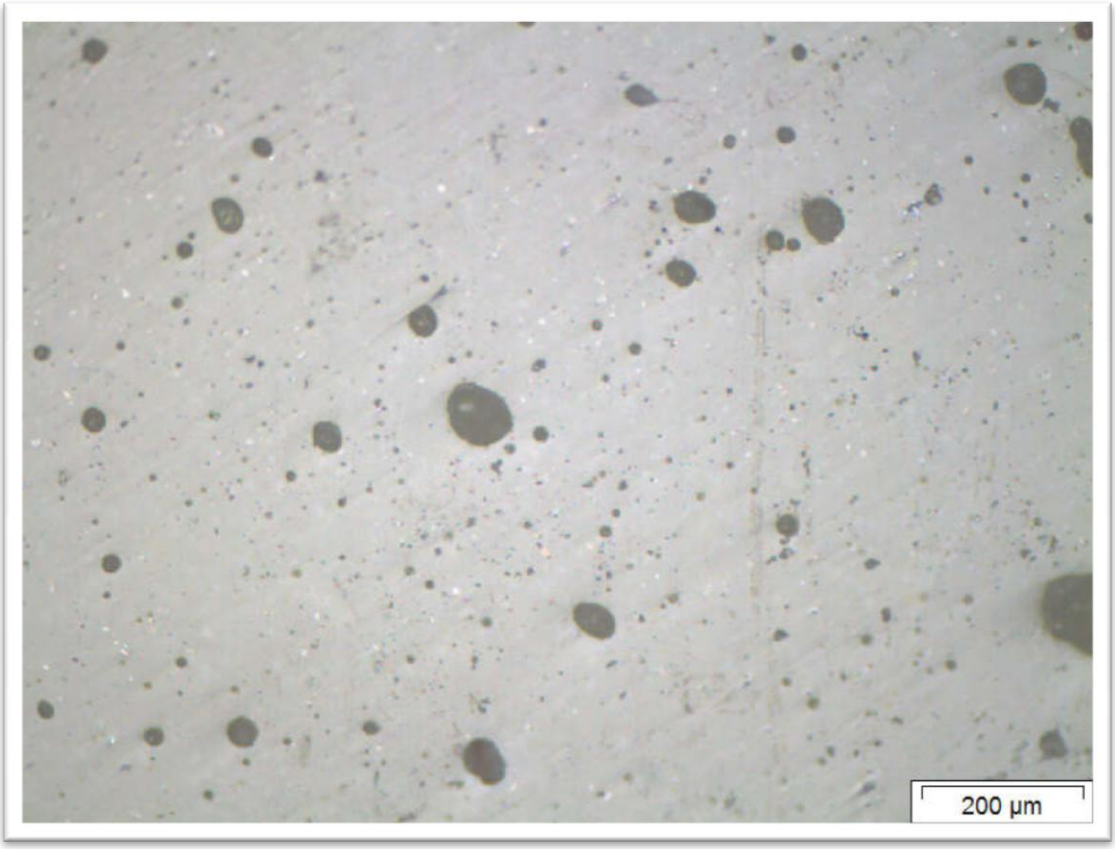


Figura 32: Esmalte Vita VM9 con Modelling liquid más agua destilada.

En los materiales cerámicos, la mecánica de fractura dice que las grietas se nuclean a partir de los defectos. En las probetas obtenidas se observó que hay baja porosidad y que la distribución de los poros es homogénea en toda su área superficial, por lo cual se puede decir que las muestras ensayadas tienden a ser reproducibles entre sí y respecto a las prótesis dentales. En la Figura 33, se ve una probeta lista para ensayar.

Figura 33: Probeta de circona (3Y-TZP) esmaltada con porcelana feldespática VITA VM9 y con acabado espejo.

En la figura 34, se puede notar que hay porosidad en la muestra pero como se mencionó anteriormente, la distribución de los poros es homogénea en la superficie del esmalte, Figura 34-a).

Se observa además, que el material no es homogéneo a nivel microscópico. Se puede ver fases diferentes que se supone son de cristales de leucita Figura 34-b).

ii. Ensayos de Contacto Hertziano

1. Ensayos Cíclicos en aire

El criterio de daño elegido en estudios previos de contacto monotónico [15] para este tipo de materiales fue la fisura anillo completo, la cual se obtuvo a una carga mínima de 70N (P_{ca}) con un radio de esfera de 1.25 mm, por lo tanto, los valores de cargas máximas (P_{max}) aplicadas para los estudios cíclicos estuvieron por debajo de 70N, (40 a 60N), de estos ensayos se observó que a medida que disminuye la carga, el número de ciclos aumenta, por lo tanto, la dificultad para la formación de la grieta anillo es mayor. La Figura 35, representa la respuesta cíclica bajo contacto hertziano en aire del sistema descrito.

Los puntos azules representan el número de ciclos para cada carga donde se observó el anillo en formación, los puntos rojos indican el número de ciclos para los cuales se obtuvo el daño critico (anillo completo) y los verdes, los ciclos a los cuales empieza la formación de la fisura cono. El porcentaje de error obtenido es del orden del 5%.

La Figura 35 ilustra la progresión del daño para el proceso por el cual se llego a la identificación del daño crítico (fisura anillo completo) mediante el aumento del número de ciclos en un rango comprendido de 10^4 a 10^5 para las cargas de 40 a 60N. Se observa que con una carga constante, el aumento del número de ciclos provoca el crecimiento del daño, cuando se aumenta la carga la fisura anillo se define cada vez mejor y una vez la carga crítica es alcanzada y superada, el daño se hace más profundo dando pie al desarrollo de las fisuras externas con la aparición de anillos y conos secundarios.

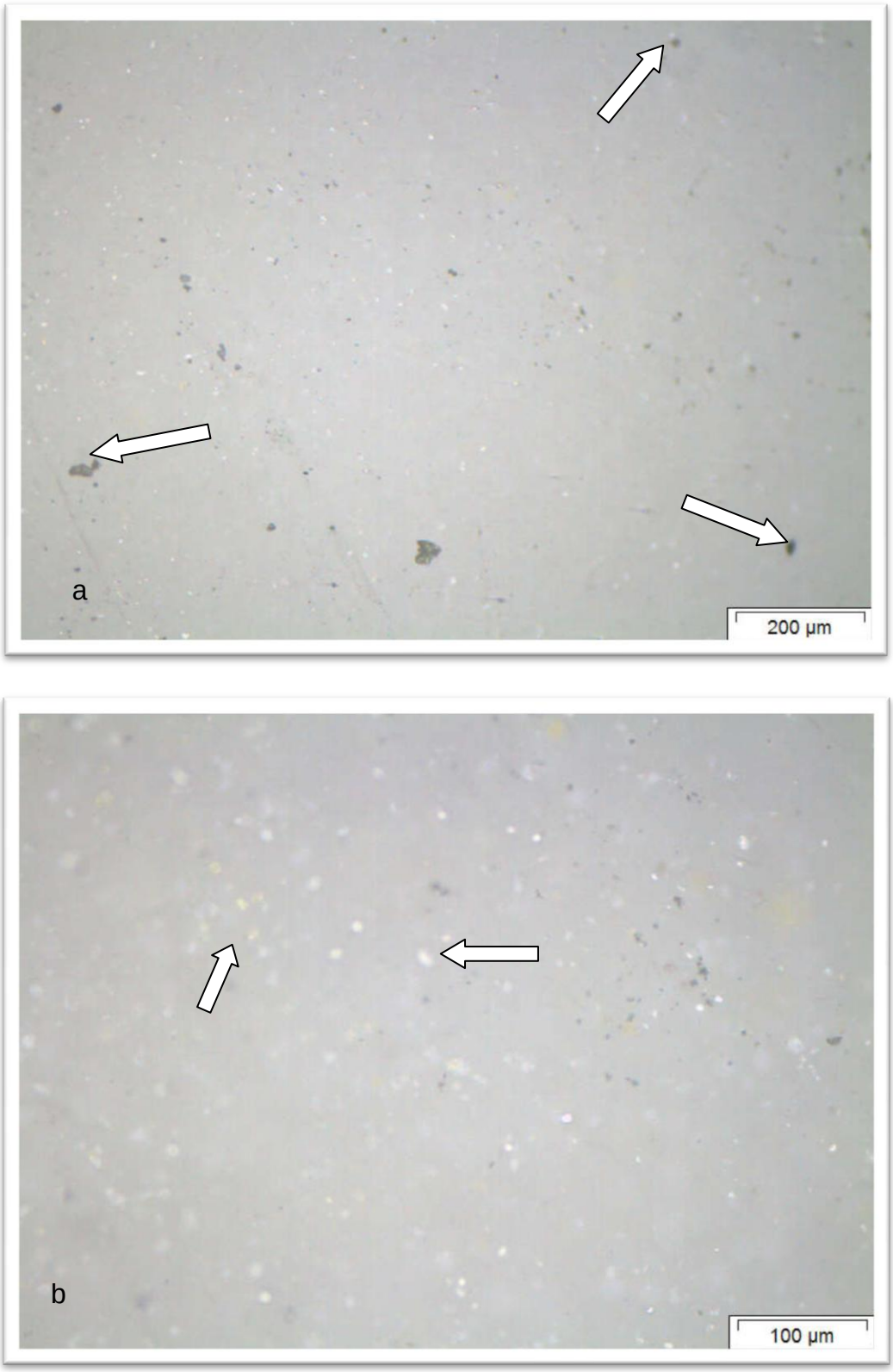


Figura 34: Superficie de una probeta de circona (3Y-TZP) esmaltada con porcelana feldespática VITA VM9 y con acabado espejo a) Distribución de los poros, 10X, b) distribución de fases amorfa y cristalina, 20X.

Figura 35: Respuesta cíclica bajo contacto hertziano en aire de la porcelana feldespática VITA VM9 sobre circona (3Y-TZP) con un indentador de carburo de tungsteno (WC-Co) de radio, R_e: 1.25 mm.

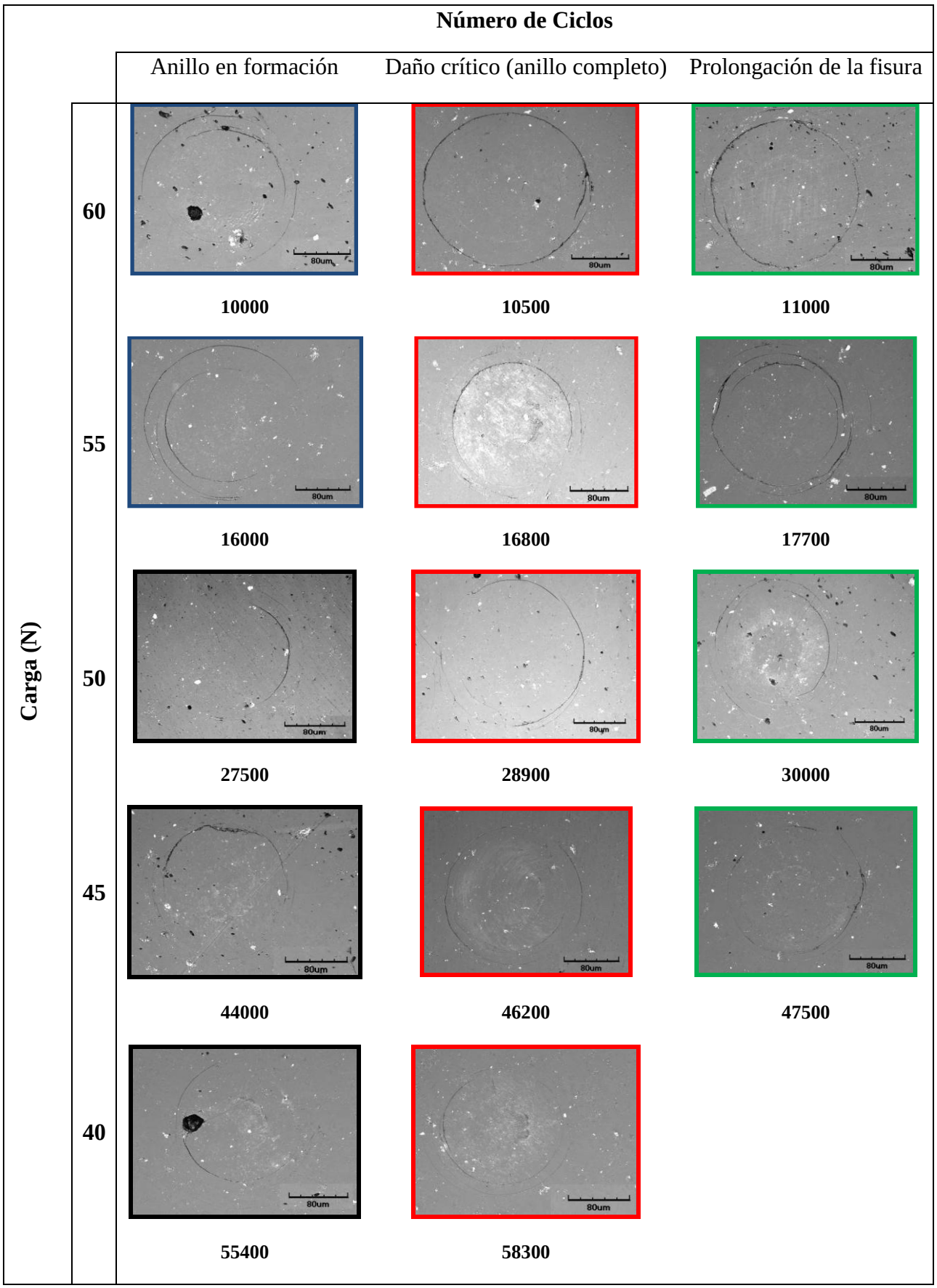


Figura 36: Progresión de la fisura anillo para cargas de 40 a 60 N para un rango de ciclos del orden de 10^4.

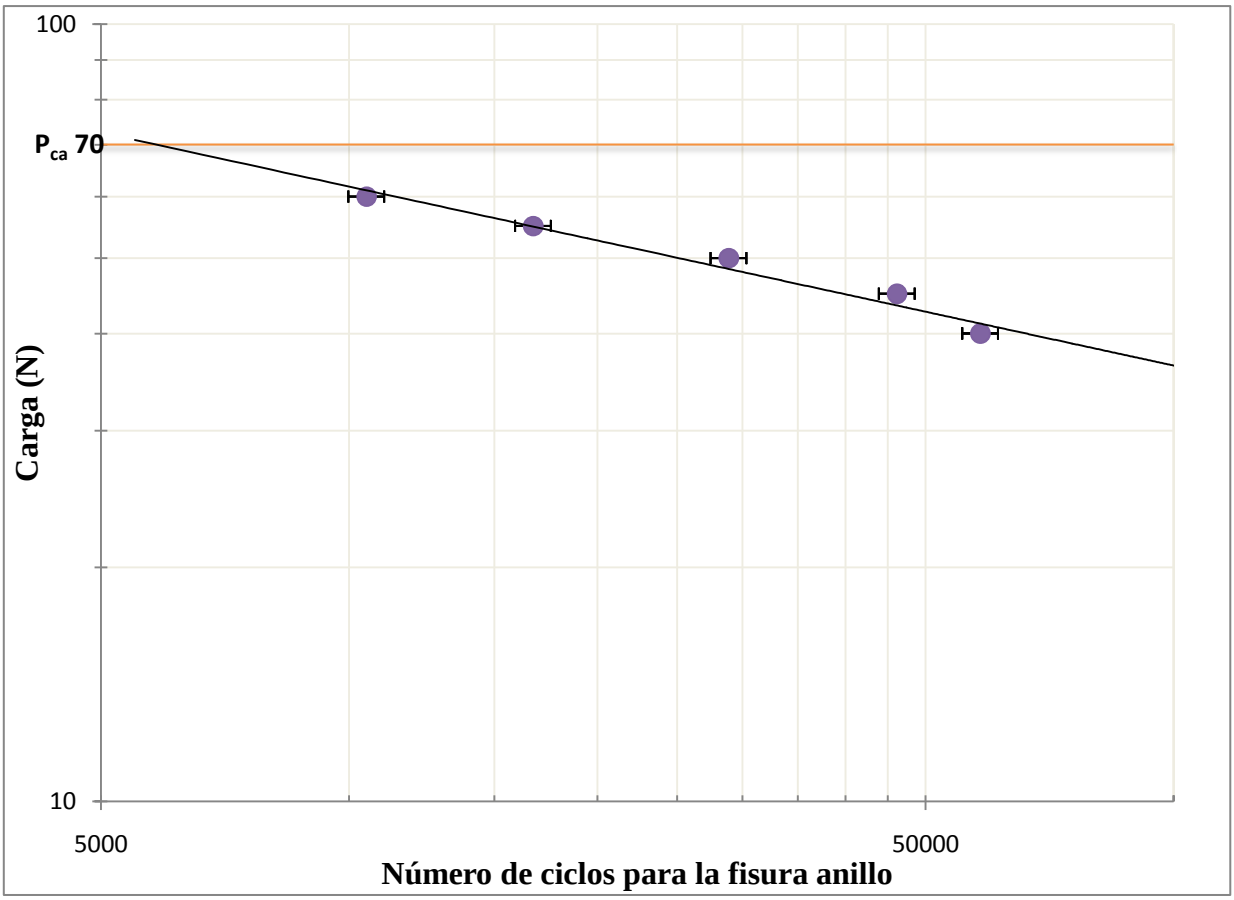


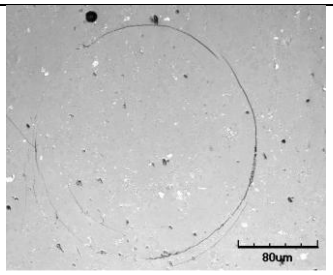
Figura 37: P_{max} para la formación de la fisura anillo en el esmalte dental sobre circona (3Y-TZP) bajo carga cíclicas de 40-60N con un indentador de carburo de tungsteno (WC-Co) de radio, R_e: 1.25 mm.

La Figura 37, resume los valores descritos en las Figuras 35 y 36. En esta, se observa claramente que a escala logarítmica la curva tiene una tendencia lineal donde a menor carga, mayor número de ciclos se requiere para la formación del anillo.

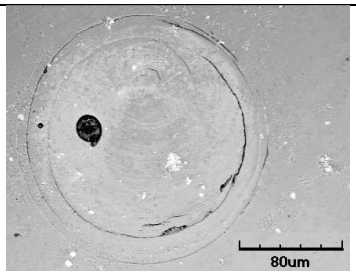
Para visualizar mejor la progresión de la fisura, se realizó un mapa de daño, para una carga constante de 50N, variando el número de ciclos con un indentador de WC-Co con R_e: 1.25mm, Figura 38.

Número de Ciclos

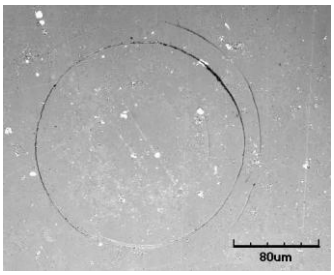
Carga de 50N



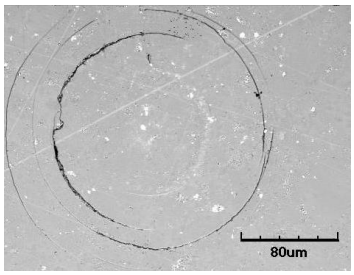
28 900



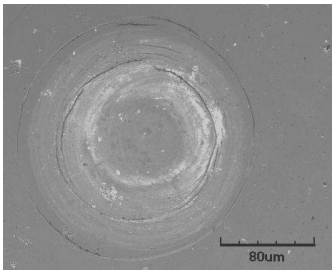
70 000



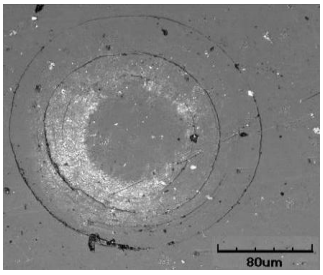
100 000



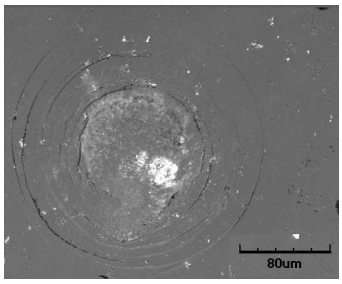
150 000



250 000



500 000



1 000 000

Figura 38: Evolución del daño a partir del anillo crítico para una carga constante de 50N.

En esta figura, se observa que el daño crítico se va incrementando a medida que se aumenta el número de ciclos. Se partió del numero de ciclos (28900) en el cual se determino la fisura anillo completo y se aumentó el número de ciclos hasta alcanzar un valor de 10^6, cada ensayo se realizó por triplicado, observándose que la fisura anillo en un principio estaba muy fina pero cada vez se hizo más marcada, esto se debe al aumento de la profundidad de la huella. Así mismo, se observa que cuando se alcanzan ciclos del orden de 250000 (Figura 39a) el anillo se absorbe dando paso a la generación de una grieta anillo concéntrica secundaria, que conlleva a la formación de una segunda fisura conocida como "fisura cono" que también continua creciendo a tal punto que se generan multi-conos, la intensidad de la solicitación alcanza tal magnitud que a valores cercanos a 1000000 ciclos (Figura 39b) se produce el fenómeno del "desportillamiento"[5,6], es decir, el levantamiento del esmalte lo que lleva a pensar que el implante ha sufrido una rotura crítica, por lo tanto ya ha perdido su vida útil.

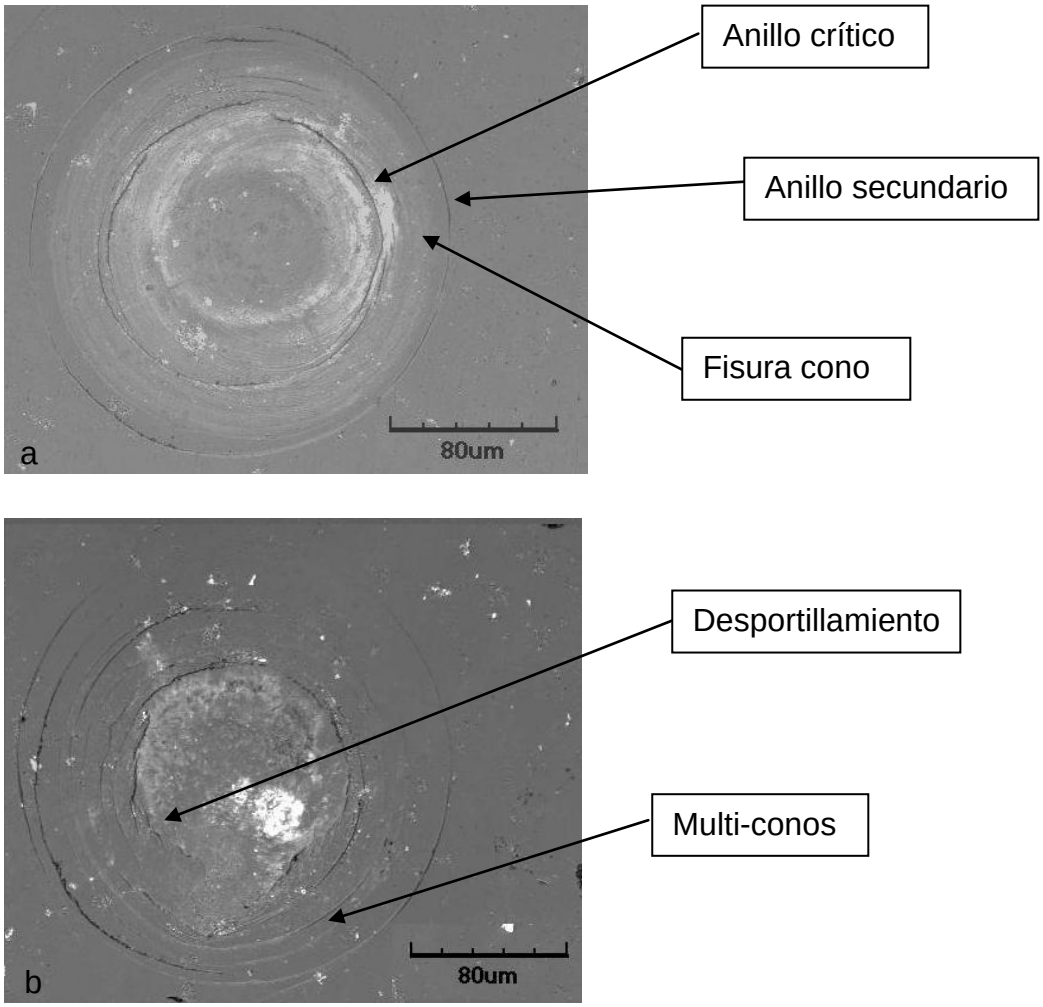


Figura 39: Evolución de la fisura anillo a) 2,5 x 10^5 ciclos b) 10^6 ciclos.

2. Ensayos estáticos en aire

La fatiga se atribuye al proceso de daño que sufre un material inducido por un esfuerzo cíclico contante, es decir, es el resultado de un proceso acumulativo de iniciación de grietas, propagación y al final, rotura del material. Durante el trabajo a fatiga, las deformaciones plásticas pueden ocurrir en los lugares donde los esfuerzos son máximos y son estas deformaciones las que inducen a daños permanentes con el crecimiento de las fisuras. [23] Por lo tanto, en las cerámicas que no presenten plasticidad, no tendría que hablarse de fatiga. La acumulación de daños tendría que venir de la corrosión bajo tensión generada durante los ensayos cíclicos.

En la Figura 40, se muestra la respuesta del esmalte dental sobre circona (3Y-TZP) frente a los ensayos estáticos hertzianos. En esta curva, vemos que el comportamiento sigue la ley potencial del crecimiento de fisuras (ecuación 12) donde el exponente de velocidad de crecimiento de grieta es n=26. Este exponente nos servirá para determinar el origen de la aparición de la grieta anillo, es decir, si es debido al fenómeno de corrosión bajo tensión o si es el resultado del efecto mecánico cíclico que conduce al daño.

3. Determinación del origen de la grieta anillo

Para efectos comparativos entre los dos tipos de ensayos realizados (estático y cíclico) en aire, se determino el tiempo de carga estático que corresponde con el ensayo cíclico. Para ello, se estableció una curva de predicción y se formularon las siguientes las hipótesis: [22]

- El fallo bajo carga cíclica se debe a la misma población de defectos y al mecanismo de crecimiento de fisura que hay bajo carga estática.
- Las cargas/descargas simulan una serie de pequeños incrementos de carga constante.
- Las cargas de tipo compresivo no provocan el crecimiento de la fisura.

Con estas hipótesis, se puede obtener el crecimiento de la fisura durante un ciclo de carga. Esto se puede hacer integrando sobre *1/f* la ley potencial de crecimiento de fisura bajo cargas cíclicas:

$$\nu = \frac{dc}{dt} = \nu_0 \left(\frac{K_a}{K_{Ic}^0}\right)^n, K_a < K_{Ic}^0 \tag{12}$$

Donde ν es la velocidad de crecimiento de la fisura, ν_0 es el coeficiente de velocidad, K_a es el factor de intensidad de tensiones aplicado, K_{Ic}^0 es la tenacidad de fractura intrínseca y *n* es el exponente de la velocidad de crecimiento de la fisura. [22,24]

Se obtiene la formula siguiente:

$$\frac{dc}{dN} = \int_0^{1/f} \nu_0 \left(\frac{K_a}{K_{Ic}^0}\right)^n dt \tag{13}$$

Donde *f* es la frecuencia de la carga cíclica. Esta relación se simplifica de la manera siguiente azumando que la corrosión bajo tensión es la única responsable del crecimiento de la fisura.

$$\frac{t_{cic}}{t_{est}} = h^{-1}(n, P_{max}, R) \tag{14}$$

Donde t_{cic} y t_{est} son los tiempos para que la fisura crece hasta la formación del anillo, n es el exponente estático de velocidad de crecimiento de grieta y *R*, la relación de carga descrita como sigue:

$$R = {P_{min}}/{P_{max}} \tag{15}$$

h , es una función que depende de la forma de la onda cíclica de carga:

$$h = \frac{1}{\lambda^*} \int_0^{\lambda^*} \left(\frac{P(t)}{P_{max}}\right)^n dt \tag{16}$$

Donde $\lambda^* = {}^{1}/_{f}$ es el periodo de la onda de aplicación de la carga. Para el caso de las ondas sinusoidales, la fórmula anterior toma la forma:

$$h = \frac{1}{\lambda^*}\left(\frac{1+R}{2}\right)\int_0^{n\lambda^*}\left[\left(\frac{1-R}{1+R}\right)^n sen\,(2\pi f t) + 1\right]^n dt \tag{17}$$

Para el caso del ensayo cíclico que se realizó, los parámetros fueron los siguientes:

$$R = 0.1\ \ , f = 10Hz, \qquad \lambda^* = 0.1, \quad n = 26$$

Se obtiene mediante una integración gráfica $h \approx 0.1$ entonces

$$\frac{t_{cic}}{t_{est}} = 10 \tag{18}$$

Y por eso:

$$t_{cic} \approx 10\ t_{est} \tag{19}$$

Con este resultado, se construye la curva de predicción del tiempo, Figura 40.

Para graficar la curva experimental cíclica de la progresión de la fisura en función del tiempo, se utilizó la expresión:

$$t_f = N/f \tag{20}$$

En la Figura 41, la curva de los ensayos cíclicos sigue una ley potencial con un exponente de velocidad de crecimiento de grieta de n=13. Este exponente como ya se menciono sirve para determinar el origen de la aparición de la grieta anillo.

A partir de la curva estática se genera la curva cíclica teórica mediante las ecuaciones anteriores 12 a 19. Ahora, una vez graficada la curva cíclica real, se encontró que esta se encuentra por debajo de la curva cíclica teórica indicando que el daño crítico se alcanzó antes de lo esperado, por lo tanto, la corrosión bajo tensión no es el único mecanismo presente, es decir, también está actuando la fatiga mecánica aunque en menor proporción que la estática pero sin llegar a ser despreciable, esto quizás puede ser debido a los poros presentes en el esmalte o bien a su morfología cristalina.

Otro punto interesante es que se observa que la curva experimental tiene una pendiente más aguda que la de los ensayos estáticos. Se puede suponer entonces, que para cargas bajas, el efecto de la carga cíclica se hace más importante con respecto a la corrosión bajo tensión.

Desde el punto de vista de las prótesis dentales y teniendo en cuenta que al día se generan alrededor de 1800 ciclos de masticación [9] en un paciente sin problemas de bruxismo con esfuerzos de 3 hasta 364N [10], se observa que las presiones consideradas en el rango de 40 a 60N, están por debajo de las presiones de masticación máximas reportadas en la literatura y que el tiempo de vida de las prótesis es inferior respecto a lo esperado, Tabla 4.

Tabla 4: Estimación de los tiempos de vida de las prótesis bajo las condiciones de ensayo.

Carga (N)	**Tiempo de vida**
60	6 días
55	9 días
50	16 días
45	26 días
40	32 días

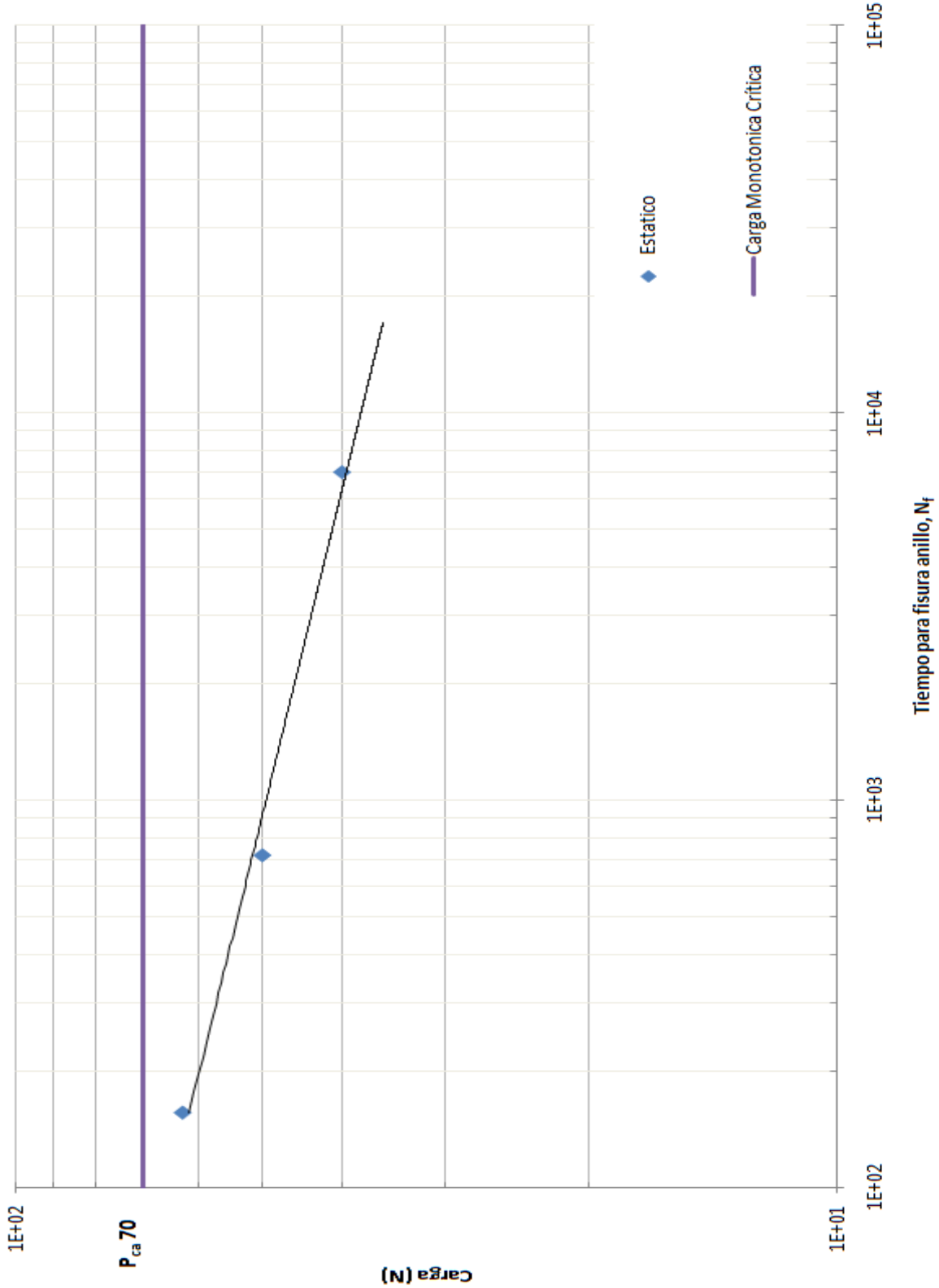


Figura 40. Tiempo de formación de la fisura en aire bajo cargas estáticas de 40, 50 y 60N con indentador de WC-Co y R_e: 1.25mm.

En estos resultados los tiempos para alcanzar la degradación son muy bajos, más aún teniendo en cuenta que la esperanza de vida de una prótesis es del orden de varios años, pero a su vez también se tendría que considerar la correspondencia entre un indentador duro respecto a uno blando, el cual tiene mucha más similitud con la realidad. Además, es seguro que la solicitación del esmalte dental en condiciones de trabajo normal no corresponde con un ensayo por contacto hertziano, es decir, que en la boca los esfuerzos no están aplicados de manera normal a la superficie de las prótesis.

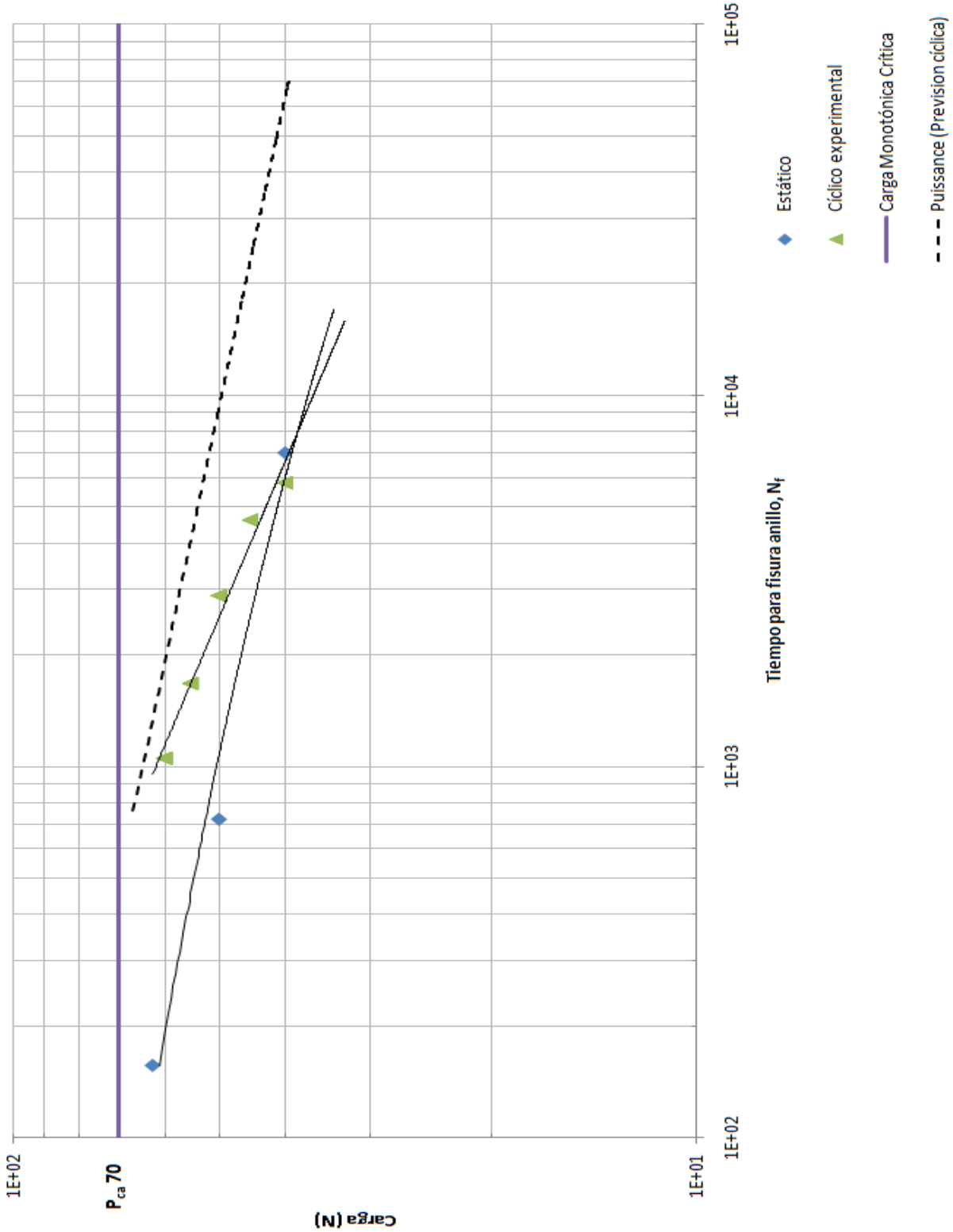


Figura 41: Tiempo de formación de la fisura en aire bajo carga estática y cíclica y predicción de la carga cíclica asumiendo degradación exclusiva por carga estática.

IX.Conclusiones

Las conclusiones que se pueden sacar del análisis de los resultados obtenidos a lo largo del proyecto son las siguientes:

- El proceso de preparación de las muestras establecido es válido para la obtención de una prótesis dental con características similares a las de los protésicos, pero se tiene que evitar la adición de agua en lugar del diluyente ya que este provoca la formación de un mayor número de poros en el interior del esmalte.

- Los ensayos cíclicos bajo contacto hertziano mostraron una curva con tendencia lineal donde a menor carga aplicada se requiere de un mayor número de ciclos para la formación de la fisura anillo completo.

- El levantamiento de un mapa de daño a una carga de 50N y ciclos variables, permitió visualizar la evolución de la fisura crítica. Se observaron diferentes etapas en la evolución del daño. Inicialmente se observó el crecimiento continuo del daño critico para dar paso a la generación de la fisura cono, el cual a medida que estuvo sometido a un mayor número de ciclos provocó la aparición de anillos secundarios que finalmente condujeron a los multi-conos y al desportillamiento de la capa de esmalte.

- La realización de los ensayos estáticos permitió la visualización de la corrosión bajo tensión sobre la porcelana dental y a partir de este ensayo se estableció la predicción teórica de la respuesta cíclica del esmalte para estimar el tiempo de formación de la grieta anillo mediante el ensayo cíclico experimental.

- Al comparar la curva cíclica experimental con la teórica se observó que la curva experimental está por debajo de la teórica, lo que indica que la fisura anillo se formó a tiempos menores del estimado. Por lo tanto, la corrosión bajo tensión no es el único mecanismo presente, es decir, también está actuando la fatiga mecánica aunque en menor proporción que la estática pero sin llegar a ser despreciable.

Coste del proyecto

Estimacion del coste del proyecto

Fabricación y Preparación de Muestras

Producto/Máquina	Cantidad	Precio unitario	Total €
Prensa isostática	6 barras	5€/barra	30
Polvo 3Y-TZP Tosoh	231g	0,12 €/g	27.72
Base Dentina VM 9	15g	0,20 €/g	3.00
Sesiones de Horno HOBERSAL MOD ST-18	144h	20 €/h	2880
Sesiones de Horno VITA VACUMAT 40T	18h	15€/h	3870
Sesiones de Corte	24h	10 €/h	240.00
Sesiones de pulido	26h	10 €/h	260.00
Pasta de diamante 30 µm	1.5L	110€/L	165.00
Sílice Coloidal	0.4L	120€/L	48.00

Total Fabricación y Preparación de Muestras **7523,72 *€***

Ensayos y Análisis

Máquina	Cantidad	Precio unitario	Total €
Instron 8511	80 ensayos	10€/ensayo	800.00
Microscopio óptica	20h	20€/h	1100.00
Microscopio confocal	12h	50€/h	600.00

Total Ensayos y Análisis **2500,00 €**

Otros gastos

Persona/Elemento	Cantidad	Precio unitario	Total €
Jefe de proyecto	200 h	3500€/mes	2920,00
Ingeniero Junior	6 meses	2500€/mes	15000,00
Ingeniero en formación	6 meses	1300€/mes	7800,00
Técnico	30h	11€/h	330,00
Utilización equipos varios	-	-	35,00
Guantes, mascarilla, caja muestras	-	-	20,00
Material oficina	-	-	15,00
Redacción Memoria	-	150,00€	150,00

Total otros gastos **26270,00 €**

Total Proyecto **36293,72 €**

Impacto ambiental

El impacto medio ambiental ocasionado ha sido fruto de las necesidades del proyecto y puede considerarse que ha sido medio.

El factor más destacable fue el consumo energético de los hornos de cocción HOBERSAL MOD ST-18 y VITA VACUMAT 40T empleados durante la preparación de las muestras. El consumo de corriente alcanza 10 A de manera puntual para aumentar y mantener la temperatura durante la sinterización o la cocción del esmalte dental.

El consumo eléctrico del resto de maquinaria empleada durante el proyecto, como son las de preparación de muestras y las de ensayo, puede considerarse mínima. El consumo de agua en los procesos de corte, desbaste y pulido ha sido el otro factor de impacto derivado de las necesidades del proyecto. Los residuos contaminantes que se generaron fueron los restos de abrasivos y partículas de material que fueron arrastrados por el agua a través de los filtros de las canalizaciones, las partículas de tamaño micrométrico pudieron atravesar.

Agradecimientos

Me gustaría agradecer por su dirección durante el proyecto y los consejos dados, a mi tutor Emilio Jiménez Piqué, además, por permitirme realizar este proyecto dentro de su grupo de investigación.

Agradezco también la ayuda de los investigadores y técnicos de laboratorio del grupo de Fatiga y Fractura, en especial la de Astrid Oasis Rueda y Jordi Mir Carbonell sin las cuales no hubiera podido llevar a cabo el estudio.

Referencias

[1] . Macchi R.L., Materiales dentales, Ed. Medica Panamericana, 3a edición, 2007:154-155.

[2] . Yu, H.Y., Cai, Z.B., Ren, P.D., Zhu, M.H., Zhou, Z.R., Friction and wear behavior of dental feldspathic porcelain, *Wear* 261(2006): 611-621.

[3] . [http://www.juanbalboa.com/blog/, Dolor de la articulación de la mandibula], octubre 2010.

[4] . Whitton, A ., Qasim,T., Ford, C., Hu, X. Z., Bush, M.,The role of skirt geometry of dental crowns on the mechanics of failure: Experimental and numerical study, *Medical engineering & physics* 30 (2008): 661-668.

[5] . Misch, C.E., Prótesis dental sobre implantes, Ed. Mosby, 2006: 85-94.

[6] . [http://www.alemanatemuco.cl/not/not/catnot020520.html-Onicofagia: un mal hábito que daña una buena sonrisa], octubre 2010

[7] . Frank, F C, Lawn, B R, On the theory of Hertzian fracture, *Encyclopedia de material: Science and technologie*, Pergamon, (1967): 3750-3752

[8] . Lawn, B. R.,"Indentation of Ceramics with Spheres: A Century after Hertz", *Journal of American Ceramic Society*, 81(1998): 1977–94.

[9] . Okeson P., J., Tratamiento de oclusión y afecciones temporomandibulares. 5ª edición, Ed. Mosby, (2003): 175-176.

[10] . Kelly, J., DDS, MS, DMedSca, Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81[6] (1999): 652-661.

[11] . [http://www.dentalimplantdentistryblog.com/, Cost-of-implants], octubre 2010

[12] . [http://www.endurance-implant.com/, Implant dentaire: Qu'est-ce que c'est?], octubre 2010

[13] . [http://www.drhledin.com/, Nos services], octubre 2010

[14] . Moulin, G., Favergeon, J., Beranger, G., Zircone : Céramique fonctionnelle, *Technique de l'ingénieur*, Ed. Technique de l'ingénieur (2008), N3210:1-13

[15] . Cruz, T., Ensayos mecánicos sobre circona dental esmaltada, Memoria de fin de carrera, Universidad Politécnica de Cataluña, 2010.

[16] . Anglada, M.J., Alcalá, J., Llanes, L.M., Mateo, A.M., Salán, M., Fractura de materials, edicion UPC, 2006.

[17] . Denry, I., Kelly J. R., State of the art of ziconia in dental applications, *Dental materials*, 24 (2008): 299-307

[18] . Muñoz A. - Cambios microestructrales en 3Y-TZP desbastada, Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Cataluña, 2010: 228-247.

[19] . [http://www.vita-zahnfabrik.com/ , VITAVM9], noviembre 2010

[20] . Zhang, Y., Rao, P., Lu, M., Wu J., Mechanical Properties of Dental Porcelain with Different Leucite Particle Sizes, *Journal of the American Ceramic Society*, 91 [2](2008): 527–534

[21] . G. J. Mount,W.R., Préservation et restauration de la structure dentaire, De Boedek University (2002): 35

[22] . Pavón Palacio, J. J., Fractura y Fatiga por Contacto de Recubrimientos de Vidrio Sobre Ti6Al4V para Aplicaciones Biomédicas, Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Cataluña, 2006.

[23] . Yung-Li Lee, Fatigue testing and analysis: theory and practice, Butterworth-Heinemann, 2005,(2):57.

[24] . Evans, A. G. y Fuller, E. R., “Crack Propagation in Ceramic Materials Under Cyclic Loading Conditions”, *Metallurgical and Materials Transactions B.*, [5](1974): 27-33.

Tabla de las ilustraciones

Figura	**Pág**
Figura 1: a) diente sin desgaste, b) diente con desgaste debido al bruxismo	5
Figura 2: Ejemplo de fallo de protesis por fractura “semi-lunar”	6
Figure 3: Daño en una prótesis dental después de bruxismo	6
Figura 4: Esquema comparativo de la estructura del diente natural y de las prótesis	9
Figura 5: Esquema del sistema implante/prótesis en cerámica	9
Figure 6: Representación del entorno del ion circonio para las fases cúbicas, tetragonal y monoclínica	10
Figura 7: Esquema de la transformación martensítica de la circona	11
Figura 8: Ejemplo de diagramas de fase de la circona estabilizada con Itria.	12
Figure 9: Esquema de la matriz de la porcelana dental: modelo en dos dimensiones de la disposición al azar de los tetraedros de SiO_4 y AlO_4^-.	15
Figura 10: Campo de tensiones principales durante la indentación. AA denota el diámetro de contacto 2*a*, a) tensión principal normal σ_1, b) tensión principal normal σ_3, c) tensión principal de cizalla τ_{13}.	18

Figure 11: a) Fisuras anillo y b) anillo concéntrico secundario en una porcelana feldespática VITA VM9.	21
Figura 12: Fisura tipo cono en un vidrio sodo-cálcico	21
Figura 13: Carga crítica para una iniciación de grieta cono en función del tiempo de contacto sobre un vidrio sodo-calcico	22
Figure 14: Fisura radial en un recubrimiento de vidrio, a) vista inferior, b) vista lateral	23
Figura 15: Zonas de contacto hertziano en cerámicas de carburo de silicio frágiles (homogéneas) y tenaces (heterogéneas) con un indentador de carburo de tungsteno en aire.	24
Figura 16: Prensa isostática	25
Figura 17 : Horno HOBERSAL MOD ST-18	26
Figura 18: Curva de datos de presinterización	26
Figura 19: Cortadora semiautomática Struers	27
Figura 20: Horno VITA VACUMAT 40T	28
Figura 21: Tratamiento térmico de cocción de limpieza	28
Figura 22: Coloring Liquid LL1	29

Figura 23: coloración de las pastillas en Coloring Liquid LL1	29
Figura 24: Tratamiento térmico de sinterización	30
Figura 25: VITA VM9 (izquierda) y VITA VM Modelling Liquid (derecha)	30
Figura 26: Tratamiento térmico de primera cocción del esmalte	31
Figura 27: Aplicación de la capa de esmalte sobre la circona sinterizada	32
Figura 28: Tratamiento térmico de segunda cocción del esmalte	32
Figura 29: Esquema general de la elaboración de las probetas de circona esmaltadas con porcelana feldespática.	33
Figura 30: Ensayo por contacto hertziano en esmalte feldespatico, VITA VM9 sobre circona dental, 3Y-TZP con esferas de carburo de tungsteno y radio, R=1.25 mm	34
Figura 31: Esmalte Vita VM9 diluido con Modelling liquid	38
Figura 32: Esmalte Vita VM9 con Modelling liquid más agua destilada.	39
Figura 33: Probeta de circona (3Y-TZP) esmaltada con porcelana feldespática VITA VM9 y con acabado espejo	40
Figura 34: Superficie de una probeta de circona (3Y-TZP) esmaltada con porcelana feldespática VITA VM9 y con acabado espejo a) Distribución de los poros, 10X, b) distribución de fases amorfa y cristalina, 20X.	42

Figura 35: Respuesta cíclica bajo contacto hertziano en aire de la porcelana feldespática VITA VM9 sobre circona (3Y-TZP) con un indentador de carburo de tungsteno (WC-Co) de radio, R_e: 1.25 mm.	43
Figura 36: Progresión de la fisura anillo para cargas de 40 a 60 N para un rango de ciclos del orden de 10^4.	44
Figura 37: P_{max} para la formación de la fisura anillo en el esmalte dental sobre circona (3Y-TZP) bajo carga cíclicas de 40-60N con un indentador de carburo de tungsteno (WC-Co) de radio, R_e: 1.25 mm.	45
Figura 38: Evolución del daño a partir del anillo crítico para una carga constante de 50N.	46
Figura 39: Evolución de la fisura anillo a) 2,5 x 10^5 ciclos b) 10^6 ciclos.	47
Figura 40: Tiempo de formación de la fisura en aire bajo cargas estáticas de 40, 50 y 60N con indentador de WC-Co y R_e: 1.25mm	52
Figura 41: Tiempo de formación de la fisura en aire bajo carga estática y cíclica y predicción de la carga cíclica asumiendo degradación exclusiva por carga estática.	54