

Universidad CEU Cardenal Herrera

Departamento de Odontología



**Comparación de las propiedades ópticas y
mecánicas de dos tipos de coronas
pediátricas estéticas de zirconio**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:

Ana Isabel Lorente Rodríguez

Dirigida por:

Dra. Marta Ribelles Llop

Dr. Jordi Cano Batalla

Dra. Cristina Cuadros Fernández

VALENCIA

2017



DRA. MARTA RIBELLES LLOP, DR. JORDI CANO BATALLA, DRA. CRISTINA CUADROS FERNÁNDEZ

CERTIFICAN:

Que la presente Memoria titulada “Comparación de las propiedades ópticas y mecánicas de dos tipos de coronas pediátricas estéticas de zirconio” de la que es autora D^a Ana Lorente Rodríguez, ha sido realizada bajo nuestra dirección, y reúne las condiciones científicas y formales para ser defendida ante el tribunal correspondiente, a fin de obtener el Grado de Doctora.

Y, para que conste a efectos oportunos, firmamos la presente en Moncada a 20 de octubre de 2016.

Fdo.: Marta Ribelles Llop

Fdo.: Jordi Cano Batalla

Fdo: Cristina Cuadros Fernández

*Que nadie llegue jamás a ti sin que al irse se sienta
un poco mejor y más feliz.*

Madre Teresa de Calcuta

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi agradecimiento a las siguientes personas, sin cuya ayuda no habría sido posible la realización de este trabajo:

- A mis directores de tesis: Marta Ribelles Llop, Jordi Cano Batalla y Cristina Cuadros Fernández, por su dedicación, su apoyo y por estar ahí siempre que lo he necesitado.
- A una estrella que está en el cielo y siempre me guía. Luis Bellet siempre serás mi maestro.
- A todos mis compañeros del Departamento de Odontopediatría de la Universidad Internacional de Catalunya.
- A Paola Lorente y José que sin su ayuda y colaboración este trabajo no hubiese sido posible.
- A mi amiga incondicional que siempre está al lado de mi cuando se le pide un favor. Gracias Cristina.
- A mi familia, en especial a mi mamá, a mi papá, a mi hermana y a mi sobrina por estar siempre ahí cada día, cada hora, cada segundo.
- A ti Romà, por apoyarme, acompañarme y darme ánimos en este camino.
- Y por último a Miguel, mi hijo, que parte de la tesis has estado dentro de mí y ahora te tengo en mis brazos.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	
1.1. Importancia de la caries dental en el paciente pediátrico.....	13
1.2. Tratamiento restaurativo con coronas en dentición temporal.....	14
1.3. Restauración con coronas de zirconio en dentición temporal	16
II. OBJETIVOS	
2.1. Objetivo principal.....	24
2.2. Objetivos secundarios.....	24
III. HIPÓTESIS	
3.1. Hipótesis principal.....	27
3.2. Hipótesis secundarias.....	27
IV. MATERIAL Y MÉTODOS	
4.1. Material.....	31
4.2. Metodología	
4.2.1. Análisis propiedades ópticas.....	34
4.2.2. Análisis propiedades mecánicas.....	40
4.3. Análisis estadístico.....	45
V. RESULTADOS	
5.1. Resultados propiedades ópticas.....	48
5.2. Resultados propiedades mecánicas.....	54
VI. DISCUSIÓN	
6.1. Discusión propiedades ópticas.....	60
6.2. Discusión propiedades mecánicas.....	64

VII. CONCLUSIONES.....	69
VIII. BIBLIOGRAFÍA.....	72
IX. ANEXOS	
9.1. Anexos figuras.....	83
9.2. Anexos gráficos.....	84
9.3. Certificados del comité para la realización estudio.....	85
9.4. Certificado del premio a la mejor comunicación.....	87

INTRODUCCIÓN

1.1 Importancia de la caries dental en el paciente pediátrico.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido la caries dental como un proceso localizado de origen multifactorial que se inicia después de la erupción dentaria, determinando el reblandecimiento del tejido duro del diente y que evoluciona hasta la formación de una cavidad patológica. Si no se atiende oportunamente, afecta la salud general y la calidad de vida de los individuos de todas las edades¹.

Una de las enfermedades de mayor prevalencia e incidencia en los niños preescolares y escolares es la caries dental². Esta enfermedad infecciosa tiene el potencial de producir cavitación del esmalte dental y posteriormente afectación de la dentina y de la pulpa. Además, como consecuencia de ese deterioro, el proceso puede causar dolor, pérdida temprana de dientes, ausentismo escolar, y requerir tratamientos más costosos. Estas características hacen que se le considere un problema significativo de salud pública³.

Los niveles de caries dental en niños de los países desarrollados han disminuido en general, desde 1970⁴, pero en la última década, se ha producido un aumento en la prevalencia de esta enfermedad en niños de 2 a 11 años de edad, con una afectación importante de los dientes temporales⁵. En el tratamiento de las lesiones de caries en molares temporales, uno de los objetivos más importante se centra en el mantenimiento de las funciones básicas de estos dientes. Una de ellas es mantener el espacio para los dientes sucesores y, por lo tanto, contribuir al crecimiento y desarrollo de las arcadas^{6,7}. Sin embargo, el tratamiento de las lesiones de caries en la dentición

primaria es un tema de discusión constante. Este hecho se debe a los diferentes puntos de vista y expectativas de los odontólogos generales y los odontopediatras; considerando los primeros, apropiado dejar sin tratar dientes temporales con lesiones cariosas en algunos casos⁸.

El manejo de la estética en la restauración de dientes temporales, tanto en la patología cariosa como en dientes traumatizados, se ha convertido en un factor esencial, ya que, los padres están más involucrados en la toma de decisiones clínicas y son más exigentes en este aspecto⁹. La restauración de este tipo de dientes cariados y traumatizados, siempre supone un reto clínico^{10,11}. Una restauración aceptable incluye: color natural, durabilidad, adhesión biocompatible con la pulpa, fácil colocación y que sea realizada en una sola visita^{12,13}.

1.2 Tratamiento restaurativo con coronas en dentición temporal.

El tratamiento restaurador en dentición temporal tiene por objetivo reparar o limitar el daño producido por la caries, proteger y preservar la estructura dental, restablecer la función y la estética (en la medida de lo posible) y permitir una correcta higiene bucal. Difiere en gran medida del tratamiento restaurador en dientes permanentes debido principalmente a la diferente morfología que presentan ambas denticiones¹⁴.

La amalgama de plata, los composites y las coronas metálicas preformadas son los principales materiales de restauración utilizados en odontología pediátrica^{15,16}.

Las coronas de acero inoxidable fueron introducidas en odontopediatría en 1950, por Humphry. Desde entonces han pasado a formar parte de las diferentes alternativas para restaurar dientes temporales con las que hoy en día todavía contamos¹⁷.

Durante los últimos 50 años, las coronas de acero inoxidable se han utilizado para restaurar los dientes posteriores, tanto temporales como permanentes en diferentes situaciones clínicas. Las principales indicaciones de las coronas de acero inoxidable son: dientes hipoplásicos, dientes con caries extensas, dientes sometidos a tratamiento pulpar en dentición temporal y cuando el diente es frágil y propenso a las fracturas¹⁸. Ningún otro tipo de restauración ofrece la durabilidad, fiabilidad y bajo coste de estas coronas cuando se requiere una cobertura coronal completa¹⁹. A pesar de las cualidades favorables mencionadas anteriormente, las coronas de acero inoxidable tienen un gran inconveniente: una estética muy pobre.

Kim *et al.*²⁰ también estiman la necesidad de emplear este tipo de restauraciones en pacientes infantiles con cuadros de vómitos crónicos o regurgitación. En estos pacientes es común observar perimolisis: erosión intrínseca caracterizada por la desmineralización dental irreversible. Dicha

perimolisis conlleva una mayor susceptibilidad del tejido dental a padecer caries.

Con el fin de mejorar esta situación se crearon otras opciones terapéuticas, como es el uso de coronas de acero inoxidable con una cara estética, disponibles en diversas marcas comerciales. A pesar del prometedor éxito inicial, estudios como el llevado a cabo por *Fuks et al.*¹³, que compararon las coronas con una cara estética de resina, NuSmile Signature® (NuSmile S® , Houston, EE.UU.) con las coronas convencionales de acero inoxidable, llegaron a la conclusión de que estas coronas estéticas provocan mala salud gingival, son demasiado caras, voluminosas y carecen de una apariencia estética natural.

1.3 Restauración con coronas de zirconio en dentición temporal.

Para obtener el éxito de las restauraciones dentales de cerámica es muy importante mantener la estética y la estabilidad del color^{21,22}. La decoloración de la cerámica puede ser debida a factores intrínsecos y extrínsecos²³. Los factores intrínsecos están relacionados con alteraciones del esmalte y el material de la matriz cerámica en sí. Los factores extrínsecos incluyen la absorción de tinción, como resultado de la contaminación procedente de fuentes exógenas^{24,25}.

Dependiendo de la solución extrínseca, relacionada con hábitos alimenticios, absorción de agua, reactividad química, higiene bucal, y rugosidad de la

superficie del material, variará el grado de cambio de color²⁵. Un claro ejemplo de estudio de estas situaciones es el estudio de Gupta *et al.*²⁶ que indican que el color de las restauraciones se ve afectada por los hábitos alimenticios. Este hecho, hace que nos preguntemos si existe una estabilidad del color de las restauraciones y coronas estéticas con bebidas de consumo habitual en niños. O si por el contrario, bebidas como el zumo de naranja, la Coca-Cola[®] y el Cacaolat[®], son capaces de producir un cambio de coloración.

Para determinar los parámetros colorimétricos de estos materiales se utiliza el espectrofotómetro²⁷. Los espectrofotómetros miden la longitud de onda que es reflejada o transmitida de un sujeto en un momento dado, eliminando la interpretación subjetiva del color^{22,27}.

Kelly *et al.*²⁸, concluyó que la translucencia del núcleo de las coronas cerámicas era uno de los factores principales en el control de la estética.

En la actualidad, hay un aumento de la demanda de restauraciones estéticas por los padres para sus hijos²⁹. Por lo tanto, en los últimos años se han iniciado los tratamientos restaurativos con coronas de zirconio, tanto en dientes anteriores como posteriores, como alternativa a los tratamientos convencionales mediante coronas de acero inoxidable^{6,13}.

Las cerámicas dentales son materiales que exhiben propiedades muy ventajosas, como es la biocompatibilidad, la estética, disminuyen el acúmulo de placa, tienen baja conductividad térmica, resistencia a la abrasión y estabilidad

de color^{28,30-35}. Autores como Molin y Karlsson³⁵ y Milleding *et al.*³⁶, han estudiado diferentes sistemas cerámicos, solos o combinados con metales, demostrándose que presentan una estabilidad del color excelente.

Entre sus desventajas destacamos: adaptación marginal no ideal, desgaste excesivo de la dentición antagonista, preparación agresiva, sensibilidad de la técnica y la susceptibilidad a la fractura^{28,30,37}.

La fuerza y la tenacidad a la fractura son frecuentemente los primeros parámetros investigados para comprender la potencialidad clínica y los límites de las cerámicas dentales y por lo tanto, se han desarrollado varias cerámicas y técnicas nuevas con la finalidad de cumplir con los requisitos de los materiales dentales y mejorar la fuerza y la resistencia de estos³¹.

En el campo de la odontología restauradora, el zirconio se ha utilizado desde el año 1989 para realizar postes intra-radicales. Desde el año 1995 este material, también se ha utilizado para fabricar aditamentos para implantes y desde el año 1998 para realizar prótesis fijas completamente cerámicas³⁸. Por este motivo, podemos afirmar que el zirconio ha sido utilizado con éxito durante más de una década en la odontología para adultos^{33,39,40}.

Las coronas de zirconio han sido adaptadas en la odontología pediátrica para proporcionar una alternativa más duradera y estética. Son pocos los estudios in

vivo e in vitro a corto plazo que sugieren el óxido de zirconio aceptable como material de restauración en dientes temporales⁴¹⁻⁴³.

En el tratamiento odontopediátrico actual, cobran especial importancia el desarrollo de coronas de cerámica de zirconio, para restaurar dientes temporales. El zirconio es un material cerámico que tiene una alta resistencia a la flexión (1,000 MPa) y propiedades ópticas deseables. Se puede adaptar a diferentes tonos de color requeridos en cada situación, y el espesor de la capa se puede reducir (a diferencia de las cerámicas convencionales) para lograr el color deseado^{34,44}.

El zirconio se encuentra en rocas ígneas como el esquisto, gneis, sienita, y el granito. Siempre tiene una pequeña cantidad de óxido de hafnio y óxido de sílice. Es el mineral comercial más común y ampliamente distribuido. Los depósitos comerciales más importantes se localizan en Australia, India, Sudáfrica y EE.UU³¹. Químicamente es un óxido y tecnológicamente una cerámica, no es soluble en agua, no es citotóxico y no promueve la adhesión bacteriana. Exhibe una radiopacidad favorable y tiene un bajo potencial de corrosión^{32,39}.

Las cerámicas basadas en zirconio están compuestas por dióxido de zirconio parcialmente estabilizado con óxido de itrio (ZrO₂-TZP; 3% mol% Y₂O₃), tienen un módulo elástico de aproximadamente 200 MPa, y una resistencia a la flexión (FS) de 820 MPa. Estas propiedades son muy superiores a las exhibidas por otras cerámicas de alta resistencia. Presentan una estructura polimórfica

con fase monoclinica, fases cristalinas tetragonales y cúbicas. La fase monoclinica es la predominante a temperatura ambiente y es estable hasta 1170 ° C, cuando se transforma en fase tetragonal . Similar a la transformación del metal, en el zirconio también ocurre la transformación de la fase tetragonal a monoclinica (t/m), que se denomina transformación martensítica. Esta transformación puede ser inducida por una tensión externa y se asocia con una expansión volumétrica (3%-5%) de la estructura cristalina. Como resultado, se propaga una grieta o crack debido a la tensión de tracción, y para evitar el continuo crecimiento de la grieta, se desarrollará una fuerza de compresión en la punta del crack³².

Raut et al.³¹, concluyen que en comparación con la cerámica de óxido de aluminio, la cerámica de óxido de zirconio, generalmente tiene el doble de resistencia a la flexión y de tenacidad a la fractura. La razón principal por la que la resistencia a la fractura es superior es porque la estructura cristalina tetragonal es metaestable a temperatura ambiente. Esta estructura representa un mecanismo eficaz contra la propagación de falla. El pulido de la cerámica óxido de zirconio induce defectos superficiales y micro fisuras, que influyen en la resistencia a la fractura del material.

Las coronas con base de zirconio no requieren una interfase de adhesivo para tener retención. Se pueden cementar utilizando métodos convencionales recomendados por los fabricantes. Sin embargo, la unión de resina entre el diente y la restauración se aboga para mejorar la retención, adaptación marginal y resistencia a la fractura de las restauraciones³¹.

La masticación es una función de desarrollo y su maduración está directamente relacionada con las experiencias de aprendizaje. Cuando es adecuada, da el estímulo y la función para el normal crecimiento del maxilar y de la mandíbula. Rentes *et al.*⁴⁵, en 2002 determinaron que la fuerza de masticación en niños entre 3-5,5 años varía entre 161,1 y 329,62 N con un valor mediano de 231,62 N. Es importante que las coronas pediátricas sean eficaces para mantener una correcta función de masticación y al mismo tiempo soportar las fuerzas de mordida sin fracturar.

En un simposio internacional celebrado en Munich en 1996, el dióxido de zirconio que se utilizaba en el campo de la ortopedia para el trasplante de cadera, se consideró que cumplía todos los criterios de un material ideal en odontología restauradora⁴⁶.

Considerando las alteraciones del color, que como se ha justificado pueden presentar, y la falta de investigación en cuanto a la resistencia de éstas, se hace necesaria la realización de estudios en dentición temporal que evalúen la estabilidad del color y la resistencia a la fractura de las coronas estéticas pediátricas de zirconio. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es determinar y comparar la estabilidad del color y la resistencia a la fractura de dos tipos de coronas pediátricas cerámicas de circonio, NuSmile ZR[®] (NuSmile ZR[®], Houston, EE.UU.) y EZ-PEDO[®] circonio (EZ-PEDO[®], California, EE.UU.) en bebidas de consumo común en niños.

OBJETIVOS

2.1 Objetivo principal

Determinar y comparar la estabilidad del color y la resistencia a la fractura de dos tipos de coronas pediátricas estéticas de zirconio en bebidas de consumo habitual en niños.

2.2 Objetivos secundarios

1. Determinar la variación del color de las coronas cerámicas dentales NuSmile ZR[®] a los 7, 15, 21 y 30 días tras la inmersión en cuatro tipos de soluciones.
2. Determinar la variación del color de las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] a los 7, 15, 21 y 30 días tras la inmersión en cuatro tipos de soluciones.
3. Comparar la variación de color de las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] y NuSmile ZR[®] a los 7, 15, 21 y 30 días tras la inmersión en cuatro tipos de soluciones.
4. Comparar la resistencia a la fractura de las coronas pediátricas estéticas de circonio EZ-PEDO[®] y las NuSmile ZR[®].

HIPÓTESIS

3.1 Hipótesis principal

- H1: Existen diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad del color y la resistencia a la fractura entre las coronas NuSmile ZR[®] y las coronas EZ-PEDO[®] .
- H0: No hay diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad del color y la resistencia a la fractura entre las coronas NuSmile ZR[®] y las coronas EZ-PEDO[®] .

3.2 Hipótesis secundarias

Hipótesis 1

- H1: Hay un cambio de color de las coronas cerámicas dentales NuSmile ZR[®] después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de soluciones.
- H0: No hay ningún cambio de color de las coronas cerámicas dentales NuSmile ZR[®] después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de soluciones.

Hipótesis 2

- H1: Hay un cambio de color de las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de soluciones.
- H0: No hay ningún cambio de color de las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de

soluciones.

Hipótesis 3

- H1: La estabilidad del color de las coronas cerámicas dentales NuSmile ZR[®] es mejor que las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] , después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de soluciones.
- H0: La estabilidad del color de las coronas cerámicas dentales NuSmile ZR[®] es menor que las coronas cerámicas dentales EZ-PEDO[®] , después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en cuatro tipos de soluciones.

Hipótesis 4

- H1: Existen variaciones en el grado de resistencia a la fractura de las coronas NuSmile ZR[®] y EZ-PEDO[®] .
- H0: : No existen variaciones en el grado de resistencia a la fractura de las coronas NuSmile ZR[®] y EZ-PEDO[®] .

MATERIAL Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un estudio in vitro en el Laboratorio de Investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Internacional de Cataluña (Sant Cugat de Vallés, Barcelona) y en la empresa Zwick Ibérica Equipos de Ensayos, S.L., (Sant Cugat de Vallés, Barcelona), tras la aprobación de un protocolo por la Comisión Científica de la Universidad Internacional de Catalunya (**Anexo 9.3**). El análisis de las propiedades ópticas, con el objetivo de comparar la estabilidad del color de las coronas anteriores de zirconio pediátricas en contacto con bebidas de consumo habitual en niños, se llevó a cabo en las instalaciones de la propia Universidad. El análisis de las propiedades mecánicas, evaluando la resistencia a la fractura de dos tipos de coronas anteriores pediátricas estéticas de zirconio, se realizó en la empresa Zwick Ibérica Equipos de Ensayos, S.L..

4.1 Material.

Para llevar a cabo este estudio se utilizaron 40 coronas pediátricas anteriores de zirconio NuSmile ZR[®] (NuSmile ZR[®], Houston, EE.UU.) para comparar la estabilidad del color. La composición de este tipo de coronas es la siguiente: 88-96% de óxido de zirconio (ZrO₂), 4 - 6% de óxido de itrio (Y₂O₃), 5% de óxido de hafnio (HfO₂), 2-5% de aglutinante orgánico y 1-4% de pigmento. Por otro lado, se seleccionaron 40 coronas pediátricas anteriores de zirconio EZ-PEDO[®] (EZ-PEDO[®], California, EE.UU) cuya composición era la siguiente: ZrO₂ (87-95%), Y₂O₃ (4-6%), HfO₂ (1-5%), Al₂O₃ (0,1-1%) y otros óxidos (0,2%). (**Figura 1**).



Figura 1. Coronas pediátricas anteriores de zirconio NuSmile y coronas pediátricas anteriores de circonio EZ-PEDO®

Las soluciones que se emplearon en el estudio fueron las siguientes: batido de chocolate (Cacaolat®), zumo de naranja (Granini®), Coca-Cola (Coca-Cola®) y agua destilada (**Figura 2**). Se escogieron estas soluciones, ya que, son las que comúnmente pueden tomar los pacientes pediátricos. Las soluciones experimentales se cambiaron cada 7 días y se mantuvieron en la incubadora a una temperatura constante de 37 ± 1 ° C. La muestra estudiada fueron 80 coronas de zirconio: 40 coronas NuSmile ZR® y 40 coronas EZ-PEDO®, distribuidas tal como se muestran en la **Tabla 1**.



Figura 2. Soluciones que se utilizaron en el estudio

	Batido de chocolate	Zumo de naranja	Coca-Cola®	Agua destilada
NuSmile ZR®	10	10	10	10
EZ-PEDO®	10	10	10	10

Tabla 1. Distribución de los grupos de estudio.

4.2 Metodología.

4.2.1 Análisis de las propiedades ópticas.

Una vez establecidos los grupos de estudio, las coronas de cada grupo, se colocaron en agua destilada y se mantuvieron en la incubadora a una temperatura constante de 37 ± 1 ° C durante 24 horas.

A continuación, se llevó a cabo la medición del color inicial (T0) de los dos grupos. Para ello se utilizó un espectrofotómetro Spectro™ Micro (MHT, Niederhasli, Suiza) con la guía Vita clásica (A1-D4) (**Figura 3**).



Figura 3. Espectrofotómetro Spectro Shade™ Micro (MHT, Niederhasli, Switzerland).

Antes y después de las mediciones de cada grupo el espectrofotómetro se calibraba usando las placas de color blanco y verde de cerámica (**Figura 4**). Este procedimiento sirvió para compensar cualquier desviación de la cantidad de iluminación de la fuente de luz en el interior.



Figura 4. Calibrado del Espectrofotómetro con las placas de color verde y blanco de cerámica.

Después de las mediciones, cada corona se escaneó con el programa Spectro Shade™ (**Figura 5**). Se abrió la imagen y se midió con una herramienta limitante. Luego, con la determinación de radio, se seleccionó el centro de la cara vestibular de cada corona, y se procedió al análisis de color. Por lo tanto, el procedimiento fue estandarizado con el fin de realizar todas las mediciones en el mismo lugar de la corona.

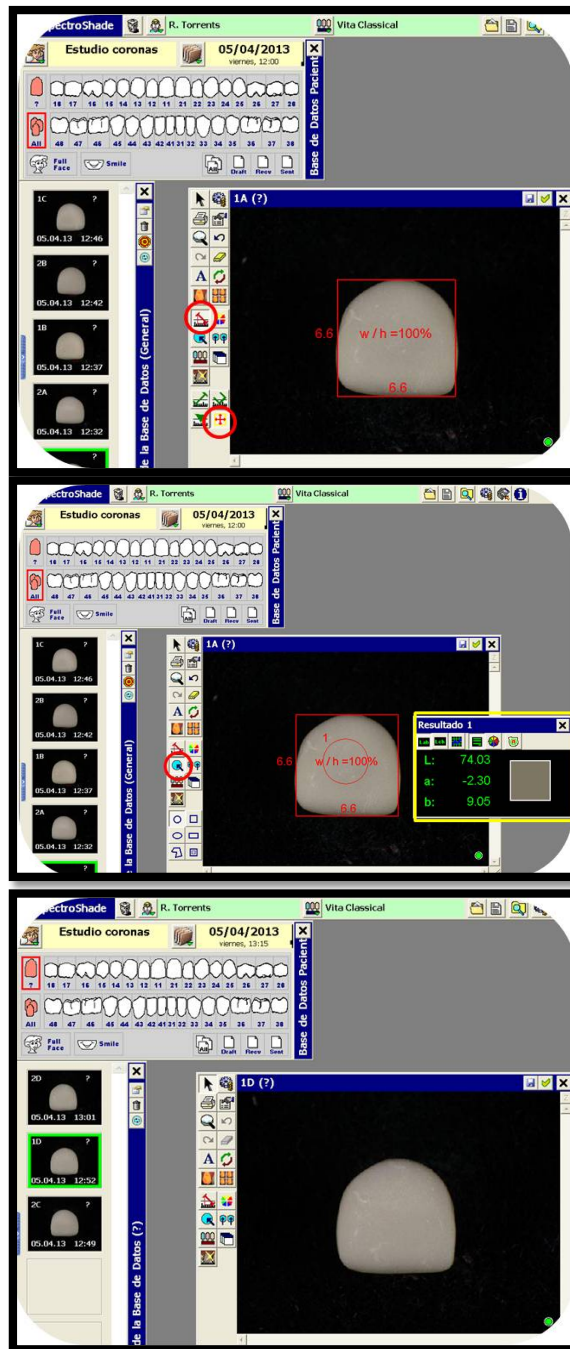


Figura 5. Software Spectro Shade™.

Después de las mediciones iniciales, se colocó cada grupo en placas de cultivo estándar de 24 pozos, con una capacidad de 2 ml para cada uno y las coronas se sumergieron en las soluciones experimentales, como se observa en la **Figura 6**.

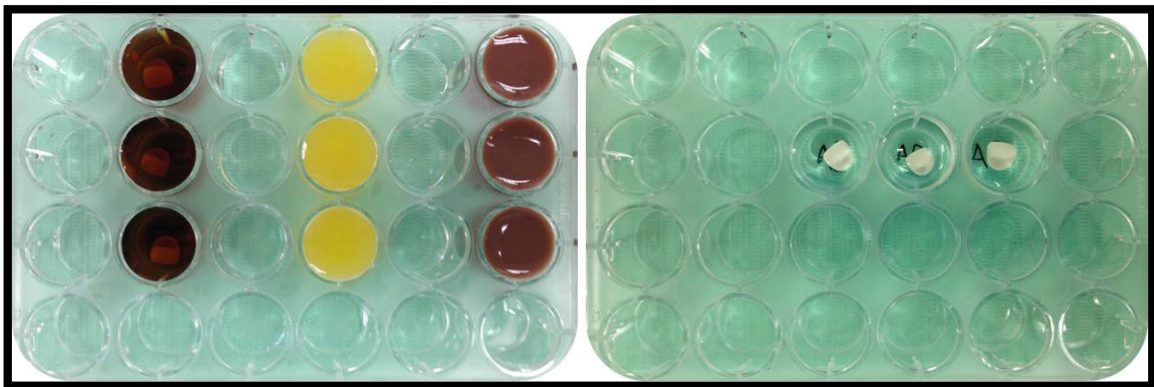


Figura 6. Placas de cultivo con las diferentes soluciones.

Se mantuvieron en la incubadora en la oscuridad a 37 ± 1 ° C durante 7 días (**Figura 7**). Después de estos días, las coronas se limpiaron sumergiéndolas tres veces en tres recipientes con agua destilada, y luego se limpiaron con un papel absorbente.



Figura 7. Incubadora Memmert UM400 (Mettler, Schwabach, Alemania) a temperatura constante de $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

Después de estos siete días, se realizó la segunda medición (T1) y las coronas se volvieron a sumergir en las placas de cultivo. Se siguió el mismo procedimiento durante toda la fase experimental para las mediciones en 15 (T2), 21 (T3) y 30 días (T4), como se representan las muestras en la **Figura 8**.



Figura 8. Placas de cultivo con las soluciones y las coronas sumergidas a los 14 días

Las medidas se establecieron en las coordenadas matemáticas que se refieren al espacio de color, según el CIELAB. En la actualidad, la CIELAB (Commission Internationale d' Eclairage) es uno de los métodos más populares y ampliamente utilizado para medir el color, y es muy adecuado para la determinación de pequeñas diferencias de color. El valor de L^* expresa el brillo, variando entre blancos y negros. Los valores a^* y b^* representan el tono cromático y el color, para valores de a^* que van desde el rojo (a^* positivo) y verde (negativo a^*), y b^* valores entre amarillo (positivo b^*) y azul (b^* negativo). Este espacio de color está representado por una esfera, donde L^* se representa en el eje Y, b^* se representa en el eje X, y un valor de a^* en el eje Z. Este método tiene la ventaja de representar una posición espacial de un color y se puede expresar matemáticamente.

Todas las mediciones obtenidas en la L, a, b, fueron registradas y la variación de color se analizó por la ecuación de Hunter: $\Delta E^* = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$. Donde ΔL , Δa y Δb son diferencias en los valores de L^* , a^* y b^* antes (T_0) y después de la inmersión en el tiempo (T_1 , T_2 , T_3 y T_4).

La evaluación cuantitativa de la diferencia de color, tiene ventajas como la reproducibilidad, sensibilidad y objetividad. Con este sistema, si un material es totalmente estable de color, no se detectarían diferencias en la exposición a factores extrínsecos.

Esta parte del estudio ganó el premio a la mejor comunicación oral en la Reunión Anual de la Sociedad de Odontopediatría celebrada en Dénia en el 2015 (**Anexo 9.4**).

4.2.2 Análisis de las propiedades mecánicas.

A la hora de analizar las propiedades mecánicas, se seleccionaron 36 coronas. 12 coronas pediátricas anteriores de zirconio NuSmile ZR[®] (NuSmile ZR[®], Houston, EE.UU) la composición de las cuales es: óxido de zirconio (ZrO₂) 88-96%, óxido de Itrio (Y₂O₃) 4-6%, óxido de Hafnio (HfO₂) 5%, aglutinante orgánico 2-5% y pigmento 1-4%; y 12 coronas pediátricas anteriores de circonio EZ-PEDO[®] (EZ-PEDO[®], California, EE.UU) las cuales se fabrican con el zirconio IPS e.max1 ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cuya composición es: ZrO₂ (87-95%), Y₂O₃ (4-6%), HfO₂ (1-5%), Al₂O₃ (0,1-1%) y otros óxidos (0,2%). También se ha establecido un grupo control de 12 coronas anteriores estéticas de acetato. En la **Figura 9**, aparecen los dos tipos de coronas empleadas para llevar a cabo el análisis de las propiedades mecánicas.



Figura 9. Matriz de metal, corona NuSmile ZR[®] y corona EZ-PEDO[®].

Se realizó una réplica negativa de cada corona mediante una impresión con silicona de adición Express™ 2 VPS (3M ESPE, Madrid, España). Esta impresión se utilizó para realizar un muñón de (resina epoxi) para cada corona. **(Figura 10).**

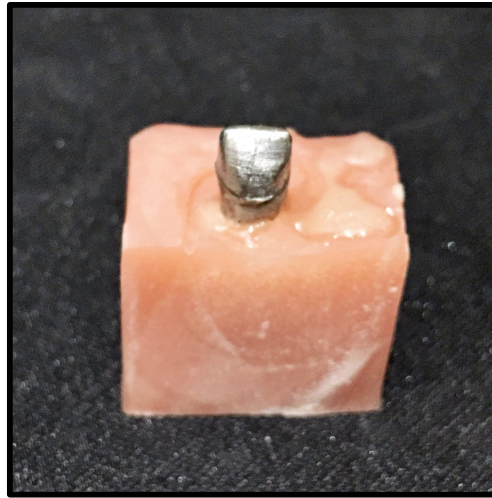


Figura 10. Réplica del muñón en metal en un molde de resina.

Los muñones se colocaron en un molde estándar que posteriormente se ensambló con la máquina de fractura. Las coronas y los muñones tenían una vía de inserción pasiva, es decir, si los muñones presentaban cualquier imperfección se pulían con una fresa de pulido. Seguidamente, todas las coronas se cementaron a los muñones con un cemento dual de base resinosa adhesiva, RelyX™ Unicem (3M ESPE, Alemania) siguiendo las instrucciones del fabricante. Se realizó presión y el exceso de cemento se retiró con un explorador (Carl Martin, GmbH, Solongen, Alemania). La polimerización se realizó mediante la lámpara L.E.D. (Radii plus, SDI, Victoria, Australia), durante 20 segundos por cada cara de la corona. Se dejaron reposar durante 24 horas. **(Figura 11).**



Figura 11. Corona cementada en el muñón.

La fuerza se aplicó simulando la masticación mediante la máquina ZwickiLine Test (Zwick/Roel, Germany) con una angulación de 90 grados, con una fuerza y velocidad de 10mm/min mediante una bola de acero inoxidable, hasta la fractura de las coronas (**Figura 12**).

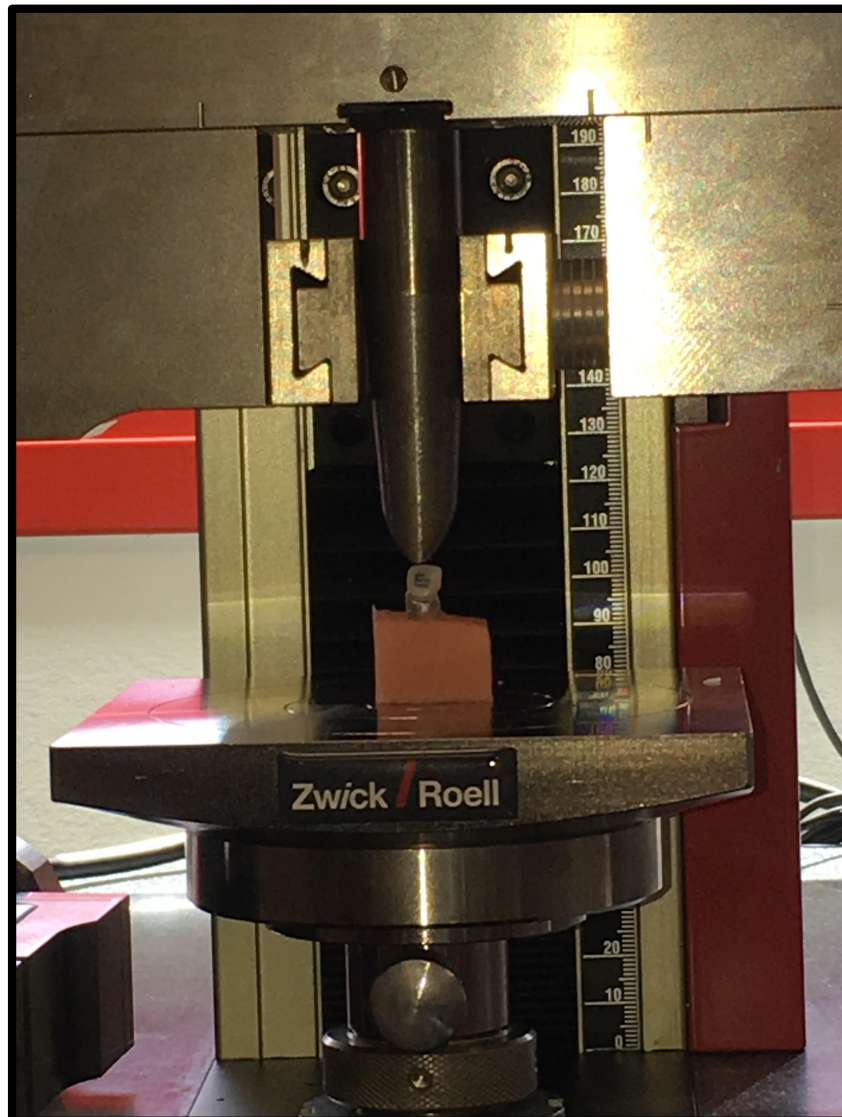


Figura 12. Máquina para fracturar las coronas. ZwickiLine Test (Zwick / Roel, Germany).

4.3 Análisis estadístico.

El método estadístico para estudiar las propiedades ópticas de todos los grupos y el comportamiento de cada grupo en un período de tiempo fue ANOVA multifactorial. Los datos se analizaron mediante el Statgraphics Plus® versión 5.1 del software (StatPoint Technologies, Warrenton, VA, EE.UU.). La significación estadística se fijó en $p < 0,05$ y el intervalo de confianza al 95%.

Los datos para el análisis de las propiedades mecánicas se analizaron utilizando el software Statgraphics Centurion XVI Plus 16.1.11. El método estadístico para estudiar los factores de resistencia de todos los grupos fue mediante el sistema ANOVA, donde la significación estadística se fijó en $p < 0,05$ y el intervalo de confianza al 95%.

RESULTADOS

5.1 Resultados de las propiedades ópticas.

El **Gráfico 1** muestra los resultados de acuerdo con los valores Delta de los líquidos. Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos experimentales y el grupo control, $p\text{-valor} < 0,0001$, con un intervalo de confianza del 95%. El grupo de Coca-Cola[®] muestra los valores más bajos, y el grupo de zumo de naranja los valores más elevados. Los intervalos de confianza de los valores de Coca-Cola[®] y el grupo control (agua destilada) se solapan, considerándose entonces grupos estadísticamente homogéneos Scheffe.

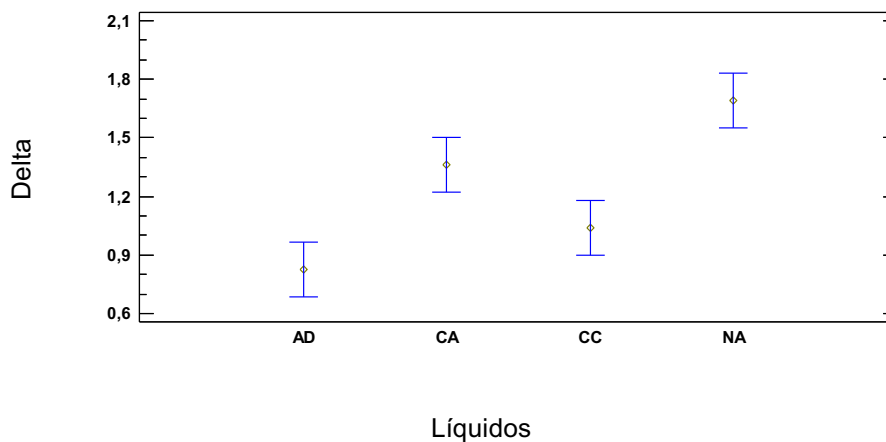


Gráfico 1. Comparación entre los líquidos mediante el test de Bonferroni, con un intervalo de confianza del 95%. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola[®] NA: Zumo de naranja.

De acuerdo con los valores delta según el tiempo y como se observa en el **Gráfico 2**, no se observaron diferencias estadísticamente significativas (p -valor=0,2929) con un intervalo de confianza del 95%.

Hay un aumento gradual con el paso del tiempo, observándose los valores más bajos en T1 (7 días) y los más elevados en T4 (30 días). Entre los 7 y los 14 días prácticamente no hay variación, y lo mismo sucede después del aumento en T3, entre los 21 y los 30 días.

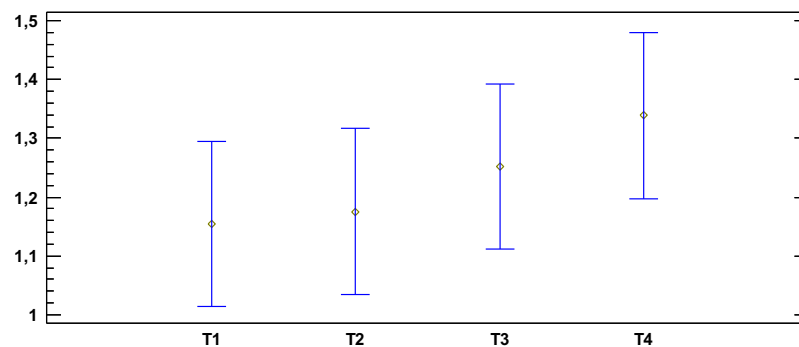


Gráfico 2. Comparación de los cambios ópticos en el avance del tiempo mediante el test de Bonferroni, con un intervalo de confianza del 95%.

El **Gráfico 3** muestra los resultados de acuerdo con los valores Delta según los dos tipos de coronas. Se observaron diferencias estadísticamente significativas con p -valor $<$ 0,0001 y con un intervalo de confianza del 95%, entre los dos tipos de coronas. Los valores más bajos de Delta E se registraron en las

coronas EZ-PEDO[®], mientras que las coronas de la marca NuSmile ZR[®] obtuvo los valores más elevados de Delta E.

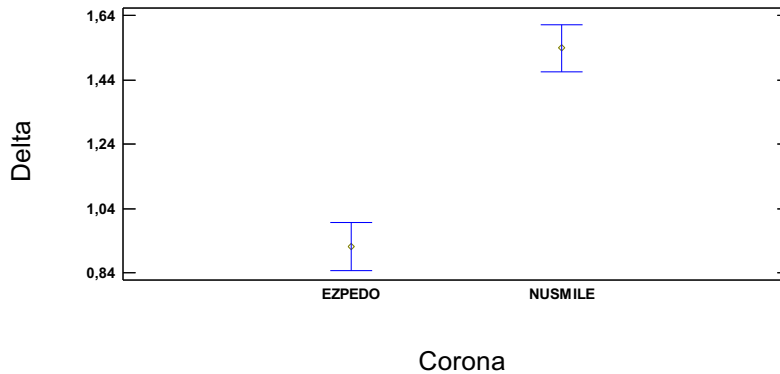


Gráfico 3. Comparación de las coronas mediante el test de Fisher, con un intervalo de confianza del 95%.

En cuanto a las interacciones entre los líquidos y las coronas como se observa en el **Gráfico 4**, hay una interacción estadísticamente significativa (p -valor=0,0068). Los valores de las coronas NuSmile ZR[®] tienen los valores más elevados, teniendo el grupo control (agua destilada) los valores más bajos y el grupo zumo de naranja los valores más altos. Los grupos, Coca-Cola[®] y Cacaolat[®], obtuvieron valores de Delta E similares.

En cambio, los valores de las coronas EZ-PEDO[®] son en general más bajos que las coronas NuSmile ZR[®], pero en el grupo del Cacaolat[®], los valores se aproximan. El grupo control vuelve a tener los valores más bajos, y el zumo de naranja aún y sin alcanzar los valores de las coronas NuSmile ZR[®] tan elevados, son los más altos.

La principal diferencia entre los dos tipos de coronas sucede con el grupo de la Coca-Cola[®], ya que, con este tipo de coronas, EZ-PEDO[®], los valores son más bajos.

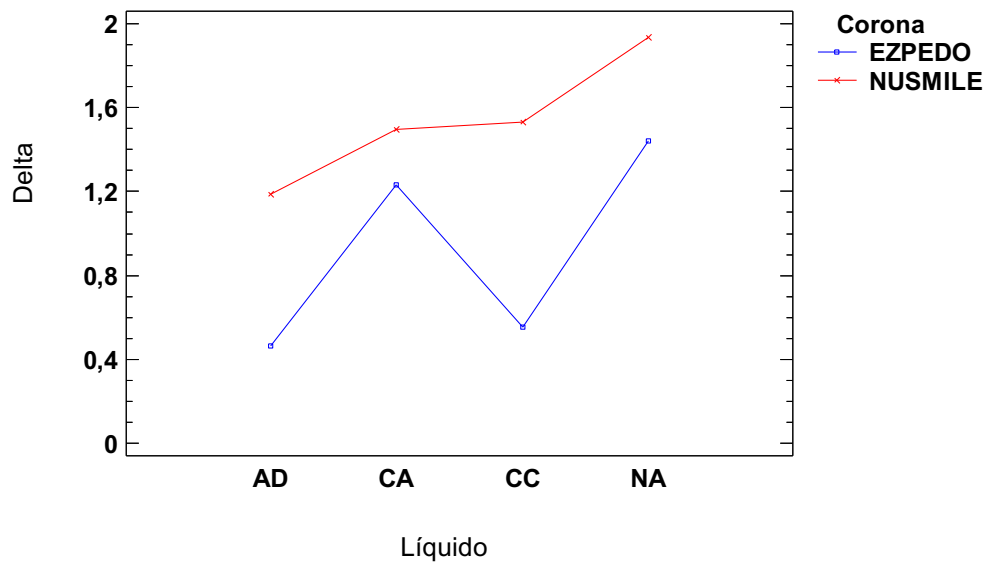


Gráfico 4. Interacción de las coronas con los líquidos experimentales y el líquido control. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola[®] NA: Zumo de naranja.

El **Gráfico 5** muestra la interacción de los dos tipos de coronas con los diferentes tiempos. Esta interacción mostró diferencias estadísticamente significativas (p -valor=0,0323). Los valores de las coronas NuSmile ZR[®] que se registraron fueron mayores al grupo EZ-PEDO[®], con valores prácticamente homogéneos a los 14 días y a los 30 días. Ocurre un ligero descenso de los valores a los 21 días.

En cuanto a las coronas de tipo EZ-PEDO[®] sus valores ya son más bajos desde el inicio, con un ligero descenso a los 14 días y un brusco aumento a los 21 días. Se puede decir que los cambios no son significativos en este tipo de coronas entre el tiempo T3 (21 días) y el T4 (30 días).

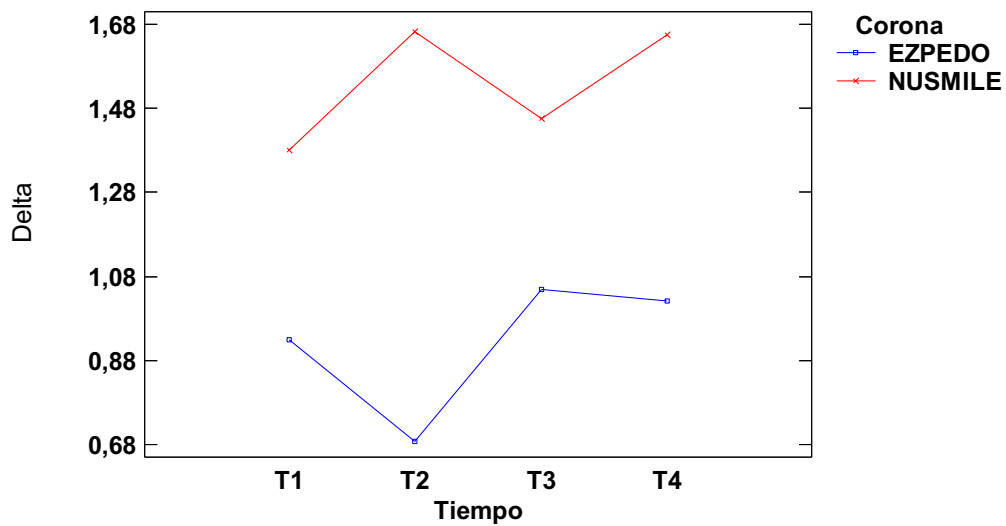


Gráfico 5. Interacción de las coronas en los diferentes tiempos. T1: 7 días T2: 14 días T3: 21 días T4: 30 días.

Por último, el **Gráfico 6** muestra las interacciones entre los diferentes líquidos y los diferentes tiempos. Esta interacción presentó diferencias estadísticamente significativas (p -valor=0,0242). En primer lugar encontramos el grupo control (agua destilada) con los valores más bajos, que apenas aumentan a los 30

días. En el caso del batido de chocolate tuvo a los 7 días los valores más altos, pero con el paso del tiempo los valores disminuyeron ligeramente. La Coca-Cola® tuvo unos valores en un inicio más bajos que el batido de chocolate y sus valores van disminuyendo hasta los 30 días donde los valores son homogéneos al del grupo control. Finalmente, el zumo de naranja inició con valores similares a la Coca-Cola® pero fue aumentando progresivamente hasta alcanzar los valores más altos.

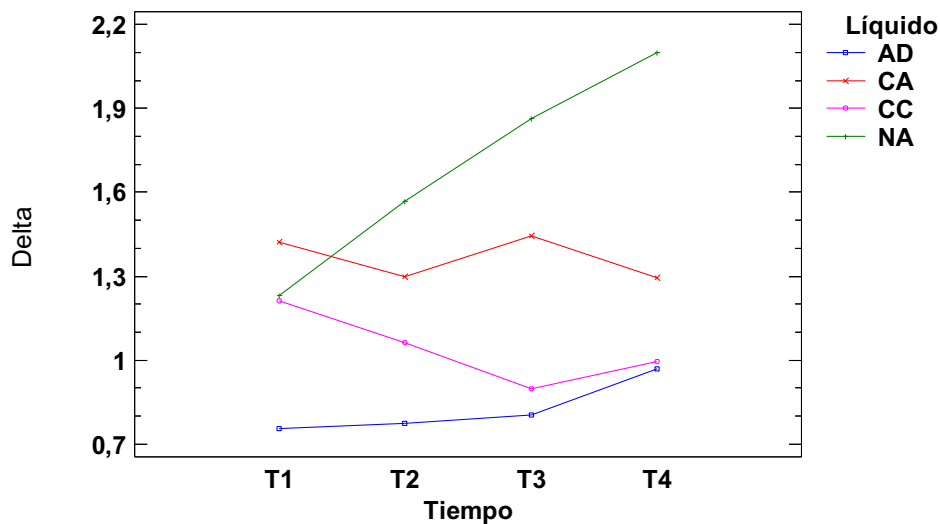


Gráfico 6: Interacción entre los diferentes líquidos y los diferentes tiempos. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola® NA: Zumo de naranja. T1: 7 días T2: 14 días T3: 21 días T4: 30 d.

5.2 Resultados de las propiedades mecánicas.

Para llevar a cabo el análisis de las propiedades mecánicas, se seleccionaron 12 coronas pediátricas de zirconio, de dos marcas comerciales diferentes disponibles actualmente en el mercado (NuSmile ZR[®] y EZ-PEDO[®]) y un grupo de control de 12 coronas estéticas anteriores de acetato.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura de las coronas entre los grupos de estudio. Como se muestra en la **Figura 14** y el **Gráfico 8**, la fuerza requerida para fracturar las coronas de óxido de zirconio NuSmile ZR[®] fue mayor que para las coronas de óxido de zirconio EZ-PEDO[®] y el grupo de control ($p < 0,001$). Cuando se compara con el grupo control, sólo el grupo NuSmile ZR[®] muestra diferencias significativas con un nivel de confianza 95,0%. La fuerza requerida para fracturar las coronas del grupo control fue menor que en el grupo NuSmile ZR[®] y más alto que el grupo EZ-PEDO[®].

La variación del grado de fractura fue 33,3% para el grupo NuSmile ZR[®], 32,6% para el grupo EZ-PEDO[®] y 45,2% para el grupo de control como se muestra en el **gráfico 8 y 9**.

GRUPOS	NÚM CORONAS	FUERZA NECESARIA PARA FRACTURAR (N)				
		MEDIAS	SD	COEF. DE VARIACION (%)	Min	Max
NuSmile ZR®	12	626,0	208,6	33,3	376,0	1010,0
EZ-PEDO®	12	82,0	26,7	32,6	31,1	118,0
Control	12	201,4	91,1	45,2	77,6	320,1

Figura 14. Fuerza necesaria para fracturar las coronas (N).

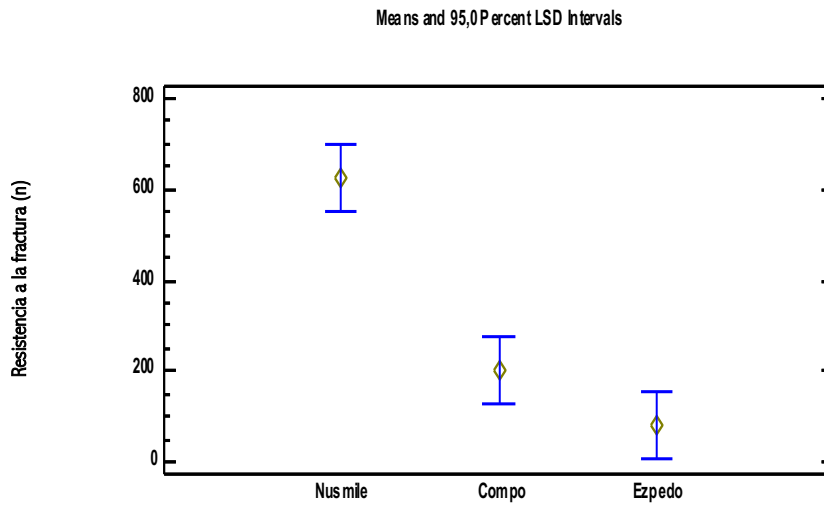


Gráfico 8. Comparación de la fuerza necesaria para fracturar las diferentes coronas.

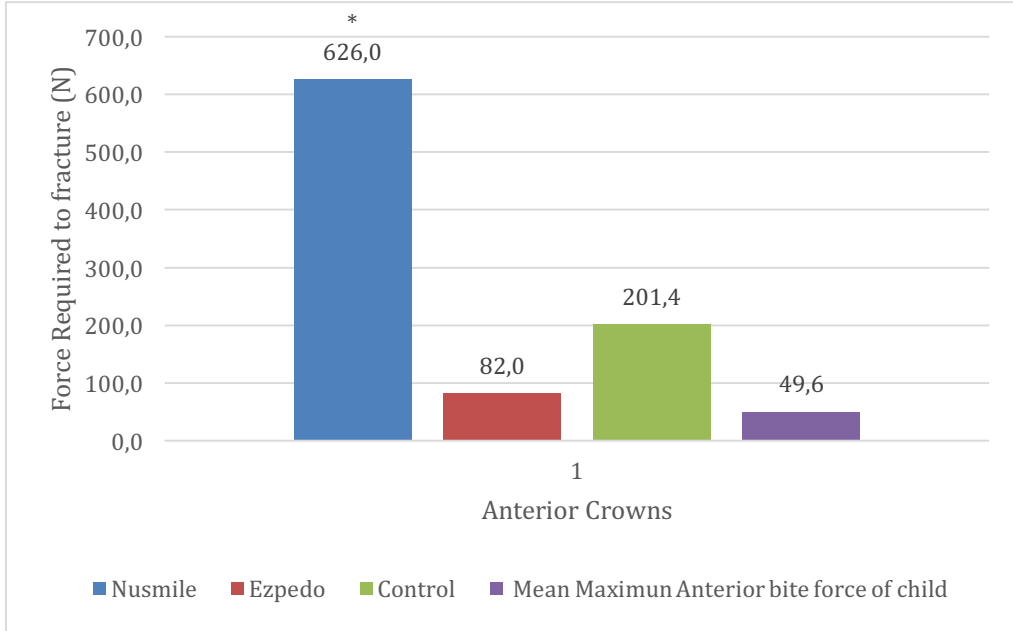


Gráfico 9. Fuerza necesaria para fracturar las coronas (N). El * representa significativamente diferencias de otros grupos (nivel de confianza del 95,0%). La fuerza de mordida máxima media de 3 a 6 años de edad para los dientes anteriores.

En la **Figura 13**, se puede observar la fractura de la corona EZ-PEDO® una vez sometida a las fuerzas utilizadas por la máquina utilizada en el estudio. Se pueden apreciar las muescas en el interior de la misma.



Figura 13. Fractura de la corona EZ-PEDO® .

DISCUSIÓN

6.1 Discusión de las propiedades ópticas.

Esta investigación se llevó a cabo para determinar la estabilidad del color de las coronas pediátricas de zirconio en un período de tiempo, sometidas a sustancias pigmentantes tales como: Coca Cola[®], Cacaolat[®] y zumo de naranja.

De acuerdo con diversos estudios los valores de $\Delta E = 0 - 2$ son aceptados como imperceptibles, entre 2 y 3, son sólo perceptibles, entre 3 y 8 son moderadamente detectables y 8 son claramente superiores a perceptible . Un valor de 3.7 o menos se considera clínicamente aceptable.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el estudio, el grupo de zumo de naranja y el grupo de Cacaolat[®] incrementaron exponencialmente sus valores durante todo el periodo evaluado. El grupo de zumo de naranja tuvo los valores más altos de delta en ambos tipos de coronas. El grupo de Coca Cola[®] mostró la mayor estabilidad del color, ya que, se mantuvieron los valores a través del tiempo. Sin embargo, todas las muestras estudiadas presentaron valores delta $\Delta E \leq 3.3$ y por lo tanto se consideraron clínicamente aceptables, ya que, un valor de 3.7 o menos se considera clínicamente aceptable como describen en sus artículos Ruyter AM *et al.* y Dietschi D *et al.*^{47,48}.

Hay dos métodos comunes para analizar el grado de decoloración: determinación visual y medición instrumental⁴⁹. La determinación visual del color consiste en comparar la variación del color mediante una guía

colorimétrica. Este es el método que más frecuentemente se utiliza en odontología⁵⁰. Sin embargo, debido a la influencia de las condiciones de luz y otros factores ambientales y personales en la perceptibilidad visual del ser humano, este método es incompatible debido a la poca objetividad para establecerse dentro de una investigación⁵¹.

Los colorímetros y espectrofotómetros se han utilizado más comúnmente para medir el cambio de color en los materiales dentales, eliminando la interpretación subjetiva de color^{52,53}. Los espectrofotómetros han demostrado ser más precisos en la medición del cambio de color, ya que, contienen monocromadores y fotodiodos que miden la curva de reflectancia del color de un producto o muestra en cada 10 nm o menos, siendo un método más preciso y objetivo^{27,54,55}.

En el presente estudio, la estabilidad del color de las coronas estéticas anteriores pediátricas de zirconio fueron evaluadas con el espectrofotómetro. El espectrofotómetro realiza la medición del color digitalmente, por esta razón, puede ser considerado como el estándar de oro en la investigación dental⁵⁶, gracias a su iluminación constante, facilidad de posicionamiento, y la calibración precisa⁵⁷.

Todas las muestras se sumergieron en las soluciones siguientes: Coca Cola[®], Cacaolat[®] y zumo de naranja, respectivamente. Para evaluar el cambio de color, seleccionamos un período inicial de 7 a 14 días, debido a que algunas

investigaciones previas con otros materiales dentales encontraron que la mayor parte de la absorción de agua se lleva a cabo durante la primera semana⁵³. En nuestro estudio se observó que pasado los 14 días los valores delta E se estabilizaban.

Dietschi *et al.*,⁴⁸ concluyeron que los materiales que exhiben valores de mayor absorción de agua son los más fácilmente teñidos por colorantes hidrófilos en soluciones acuosas, actuando como un vehículo de penetración.

En el estudio de Gupta y Gupta²⁶, como en nuestra metodología, las muestras se sumergieron en agua destilada y se secaron con papel de seda. A continuación, se realizaban las tres mediciones para cada muestra en todos los períodos experimentales, y la media se calculaba para evaluar la variación de color.

La literatura presenta un gran número de estudios en coronas de dientes permanentes que informan de la influencia de algunas bebidas que contienen sustancias de tinción en la estabilidad del color de los materiales estéticos^{58,59}. Sin embargo, por el momento no podemos comparar los resultados de nuestro estudio con investigaciones previas, ya que, no hemos encontrado estudios que evalúen la estabilidad del color y la resistencia de las coronas de zirconio estéticas pediátricas.

En el estudio de Goiato *et al.*⁶⁰, evaluaron el cambio de color de las prótesis después de realizar los termociclados y la inmersión en café y en Coca Cola[®]. No encontraron diferencias estadísticamente significativas para la alteración del color de los materiales durante la inmersión en Coca Cola[®].

Ardu *et al.*⁽⁶¹⁾, evaluaron la estabilidad del color de la resina compuesta diseñada para restauraciones anteriores estéticas cuando se exponían a diversos agentes susceptibles a tinción, mostrándose que el vino tenía el potencial de tinción más alto seguido del café, té, zumo de naranja y la Coca Cola[®], que tenía el potencial de tinción más bajo.

Algunos autores como Sepulveda-Navarro WF *et al.* creen que el pH bajo de las bebidas afecta a la superficie de la resina, aumentando la absorción del pigmento⁶². En nuestro estudio, el grupo de zumo de naranja era el que más pigmentaba, por lo que podría atribuirse a esta razón.

La inmersión de las muestras en agua destilada (grupo control) no alteraron su color, estando de acuerdo con otras investigaciones^{63,64}.

Los resultados del presente estudio sugieren que la alteración del color puede ocurrir clínicamente, por lo que es muy importante que los pacientes tengan un buen hábito dietético para garantizar la longevidad y la estética de los materiales de restauración.

Aceptamos la hipótesis principal alternativa “Existen diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad del color entre las coronas NuSmile ZR[®] y las coronas EZ-PEDO[®]”.

6.2 Discusión de las propiedades mecánicas.

No se han encontrado estudios sobre la resistencia a la fractura de las coronas de zirconio en dientes anteriores NuSmile ZR[®] y coronas EZ-PEDO[®].

Nuestros resultados concluyeron que si había diferencias significativas en la resistencia a la fractura entre las tres coronas anteriores pediátricas utilizadas en este estudio. Las coronas NuSmile ZR[®] demostraron tener mayor resistencia a la fractura en comparación con las coronas EZ-PEDO[®] y las coronas estéticas de acetato.

En un estudio realizado por Townsend *et al.*⁴¹ se comparó la resistencia de la fractura de las coronas de dientes posteriores de las marcas NuSmile ZR[®], EZ-PEDO[®] y Kinder Krowns[®] (St. Louis Park, MN). Ellos mostraron una mayor resistencia de las coronas EZ-PEDO[®] que las que NuSmile ZR[®]. También relacionan la resistencia a la fractura con el espesor de las coronas y se encontró una correlación positiva entre el aumento de espesor y una mayor

resistencia a la fractura. En su estudio las coronas posteriores EZ-PEDO[®] eran más gruesas que las coronas NuSmile ZR[®]. A pesar de no realizar una relación entre la resistencia a la fractura y el grosor de las coronas, las coronas NuSmile ZR[®] (12 mm), que utilizamos para realizar nuestro estudio eran más gruesas que las coronas EZ-PEDO[®] (7 mm) esto podría explicar las posibles diferencias encontradas.

Además, la cara interna de las coronas NUSMILE ZR[®] son suaves en comparación con las muescas mecánicas que se presentan en las coronas EZ-PEDO[®]. Por este motivo, también puede ser que se produzca una afectación de la estructura general de la corona en cuanto a la resistencia a la fractura, ya que, la corona es menos gruesa en esas áreas. Sin embargo, se necesitan realizar estudios para demostrar esta teoría.

Otra característica que tenemos que tener en cuenta es que cada tipo de corona tenía un grosor diferente y el interior tenía una rugosidad distinta. Esto hace variar el espesor del material y la resistencia a la fractura. Si bien la obtención del grosor uniforme no es siempre posible en la práctica clínica, ya que podemos encontrarnos un aumento de cemento por caries o por la necesidad de realizar una pulpotomía, puede resultar en una disminución del módulo de elasticidad y a un aumento de del riesgo a la fractura. Se necesitan más estudios para aprobar esta hipótesis.

Mountain *et al.*⁶⁶ determinaron que la fuerza de masticación máxima en dientes

anteriores en niños de 3 a 6 años de edad llegó a 140,09 N con un valor medio de 49,58 N. Nuestros resultados muestran que las coronas NuSmile ZR[®] pueden soportar esas fuerzas sin fracturación. Sin embargo, las coronas EZ-PEDO[®] a pesar de tener una media de 82 N, se registraron fracturas con tan sólo 31,1 N lo que podría indicar que estas coronas se pueden fracturar con una función masticatoria fisiológica, pero se necesitan más estudios para demostrar esta teoría.

Una limitación de este estudio fue que utilizamos metal para las matrices de los muñones. La resistencia a la fractura del zirconio depende también del módulo elástico del material donde se apoya. Si el material tiene un menor soporte puede ser deformada elásticamente o plásticamente, entonces es mayor la resistencia a la fractura⁴¹. El módulo de elasticidad de la dentina los dientes temporales es menor que el metal^{67,68}, y de la cerámica, ya que, tienen poca tolerancia a la deformación elástica⁴¹, la fuerza requerida para fracturar las coronas en vivo pueden ser inferiores a las registradas en este estudio.

Aceptamos la hipótesis principal alternativa "Existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura de NuSmile ZR[®] y EZ-PEDO[®] .

CONCLUSIONES

1. Las coronas NuSmile ZR[®] y EZ-Pedo[®] no muestran buena estabilidad del color en bebidas de consumo habitual y hay variaciones en el grado de resistencia a la fractura de NuSmile ZR[®], EZ-Pedo[®] y anterior coronas estéticas de acetato.
2. Las coronas NuSmile ZR[®] sufren un cambio de color después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en algún tipo de solución.
3. Las coronas EZ-Pedo[®] sufren un cambio de color después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en algún tipo de solución.
4. Las coronas NuSmile ZR[®] sufren más cambio de coloración que las coronas EZ-Pedo[®] después de 7, 15, 21 y 30 días de inmersión en algún tipo de solución.
5. Las coronas de óxido de zirconio anterior NuSmile ZR[®] tienen una mayor resistencia a la fractura que las coronas de óxido de zirconio anterior EZ-Pedo[®].

BIBLIOGRAFÍA

1. Organization WH. Oral health surveys. In: Methods B, editor. Geneva, Suiza 1987.
2. Irigoyen ME, Maupome G, Mejia AM. Caries experience and treatment needs in a 6- to 12-year-old urban population in relation to socio-economic status. *Community Dent Health*. 1999;16(4):245-9.
3. Donahue GJ, Waddell N, Plough AL, Del Aguila MA, Garland TE. The ABCDs of treating the most prevalent childhood disease. *Am J Public Health*. 2005;95(8):1322-4.
4. Murray J. Prevalence of dental caries: retrospect and prospect. *Dent Update*. 1998;25(9):374-8.
5. Beattie S, Taskonak B, Jones J, Chin J, Sanders B, Tomlin A, et al. Fracture resistance of 3 types of primary esthetic stainless steel crowns. *J Can Dent Assoc*. 2011;77:b90.
6. Champagne C, Waggoner W, Ditmyer M, Casamassimo PS, MacLean J. Parental satisfaction with veneered stainless steel crowns for primary anterior teeth. *Pediatr Dent*. 2007;29(6):465-9.
7. Roberts C, Lee JY, Wright JT. Clinical evaluation of and parental satisfaction with resin-faced stainless steel crowns. *Pediatr Dent*. 2001;23(1):28-31.
8. Milsom KM, Tickle M, King D. Does the dental profession know how to care for the primary dentition? *Br Dent J*. 2003;195(6):301-3.

9. Salami A, Walia T, Bashiri R. Comparison of Parental Satisfaction with Three Tooth-Colored Full-Coronal Restorations in Primary Maxillary Incisors. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(5):423-8.
10. Gupta M, Chen JW, Ontiveros JC. Veneer retention of preveneered primary stainless steel crowns after crimping. *J Dent Child (Chic).* 2008;75(1):44-7.
11. MacLean JK, Champagne CE, Waggoner WF, Ditmyer MM, Casamassimo P. Clinical outcomes for primary anterior teeth treated with preveneered stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 2007;29(5):377-81.
12. Ram D, Fuks AB, Eidelman E. Long-term clinical performance of esthetic primary molar crowns. *Pediatr Dent.* 2003;25(6):582-4.
13. Fuks AB, Ram D, Eidelman E. Clinical performance of esthetic posterior crowns in primary molars: a pilot study. *Pediatr Dent.* 1999;21(7):445-8.
14. Attari N, Roberts JF. Restoration of primary teeth with crowns: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2006;7(2):58-62; discussion 3.
15. Zimmerman JA, Feigal RJ, Till MJ, Hodges JS. Parental attitudes on restorative materials as factors influencing current use in pediatric dentistry. *Pediatr Dent.* 2009;31(1):63-70.
16. Dhar V, Hsu KL, Coll JA, Ginsberg E, Ball BM, Chhibber S, et al. Evidence-based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *J Clin Pediatr Dent.* 2015;39(4):303-10.

17. Seale NS. The use of stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):501-5.
18. Garcia-Godoy F, Bugg JL. Clinical evaluation of glass cementation on stainless steel crown retention. *J Pedod.* 1987;11(4):339-44.
19. Croll TP. Preformed posterior stainless steel crowns: an update. *Compend Contin Educ Dent.* 1999;20(2):89-92, 4-6, 8-100 passim; quiz 6.
20. Kim SO, Kwak JY, Choi BJ, Lee JH. Oral manifestations of a child with chronic vomiting. *J Dent Child (Chic).* 2005;72(2):49-51.
21. Ertan AA, Sahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):358-61.
22. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 2006;96(2):122-8.
23. Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehabil.* 1999;26(6):538-46.
24. Lee SY, Nathanson D, Giordano R. Colour stability of a new light-cured ceramic stain system subjected to glazing temperature. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):457-62.
25. Chadwick RG, Mitchell HL. Conduct of an algorithm in quantifying simulated palatal surface tooth erosion. *J Oral Rehabil.* 2001;28(5):450-6.

26. Gupta G, Gupta T. Evaluation of the effect of various beverages and food material on the color stability of provisional materials - An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2011;14(3):287-92.
27. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(3):222-31.
28. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
29. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32 Suppl 1:3-12.
30. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2008;17(5):370-7.
31. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. *Indian J Dent Res.* 2011;22(1):140-3.
32. Picconi C MG. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20:1-25.
33. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.

34. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont.* 2000;13(2):131-5.
35. Molin M, Karlsson S. A clinical evaluation of the Optec inlay system. *Acta Odontol Scand.* 1992;50(4):227-33.
36. Milleding P, Haag P, Neroth B, Renz I. Two years of clinical experience with Procera titanium crowns. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):224-32.
37. Groten M, Huttig F. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):429-31.
38. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):285-90.
39. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83-96.
40. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641-52.
41. Townsend JA, Knoell P, Yu Q, Zhang JF, Wang Y, Zhu H, et al. In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatr Dent.* 2014;36(5):125-9.

42. Ashima G, Sarabjot KB, Gauba K, Mittal HC. Zirconia crowns for rehabilitation of decayed primary incisors: an esthetic alternative. *J Clin Pediatr Dent.* 2014;39(1):18-22.
43. Walia T, Salami AA, Bashiri R, Hamoodi OM, Rashid F. A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. *Eur J Paediatr Dent.* 2014;15(2):113-8.
44. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont.* 2002;15(3):248-53.
45. Rentes AM, Gaviao MB, Amaral JR. Bite force determination in children with primary dentition. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1174-80.
46. Alvarez F, Grillo C, Schilardi P, Rubert A, Benitez G, Lorente C, et al. Decrease in cytotoxicity of copper-based intrauterine devices (IUD) pretreated with 6-mercaptopurine and pterin as biocompatible corrosion inhibitors. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2013;5(2):249-55.
47. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987;3(5):246-51.
48. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* 1994;10(6):353-62.
49. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642-8.

50. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent.* 1990;63(2):155-62.
51. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. Shading of ceramic crowns using digital tooth shade matching devices. *Int J Comput Dent.* 2005;8(2):129-52.
52. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):118-24.
53. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int.* 1991;22(5):377-86.
54. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):v, 341-58.
55. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-8.
56. Kielbassa AM, Beheim-Schwarzbach NJ, Neumann K, Nat R, Zantner C. In vitro comparison of visual and computer-aided pre- and post-tooth shade determination using various home bleaching procedures. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):92-100.
57. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br Dent J.* 2007;203(12):675-80.

58. Ghahramanloo A, Madani AS, Sohrabi K, Sabzevari S. An evaluation of color stability of reinforced composite resin compared with dental porcelain in commonly consumed beverages. *J Calif Dent Assoc.* 2008;36(9):673-80.
59. Koksall T, Dikbas I. Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. *Dent Mater J.* 2008;27(1):139-44.
60. Goiato MC, Zuccolotti BC, Moreno A, dos Santos DM, Pesqueira AA, Dekon SF. Colour change of soft denture liners after storage in coffee and coke. *Gerodontology.* 2011;28(2):140-5.
61. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int.* 2010;41(8):695-702.
62. Sepulveda-Navarro WF, Arana-Correa BE, Borges CP, Jorge JH, Urban VM, Campanha NH. Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages. *J Prosthodont.* 2011;20(8):632-8.
63. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):137-42.
64. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):236-41.

65. Soares-Geraldo D, Scaramucci T, Steagall-Jr W, Braga SR, Sobral MA. Interaction between staining and degradation of a composite resin in contact with colored foods. *Braz Oral Res.* 2011;25(4):369-75.
66. Mountain G, Wood D, Toumba J. Bite force measurement in children with primary dentition. *Int J Paediatr Dent.* 2011;21(2):112-8.
67. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci.* 2014;6(2):61-9.
68. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil.* 2001;28(2):133-9.

ANEXOS

9.1 Índice de figuras

Figura 1. A: Coronas pediátricas anteriores de zirconio NuSmile ZR [®] B y coronas pediátricas anteriores de zirconio EZ-PEDO [®]	27
Figura 2. Soluciones que se utilizaron en el estudio.....	28
Figura 3. Espectofotómetro Spectro Shade [™] Micro (MHT, Niederhasli, Switzerland).....	29
Figura 4. Calibrado del Espectofotómetro con las placas de color verde y blanco de cerámica.....	30
Figura 5. Software Spectro Shade [™]	31
Figura 6. Placas de cultivo con las diferentes soluciones.....	32
Figura 7. Incubadora Memmert UM400 (Memmert, Schwabach, Alemania) a temperatura constante de 37 ± 1°C.....	32
Figura 8. Placas de cultivo con las soluciones y las coronas sumergidas a los 14 días.....	33
Figura 9. Matriz de metal, corona NuSmile ZR [®] y corona EZ-PEDO [®]	35
Figura 10. Réplica del muñón en metal en un molde de resina.....	35
Figura 11. Corona cementada en el muñón.....	36
Figura 12. Máquina para fracturar las coronas. ZwickiLine Test (Zwick / Roel, Germany).....	37
Figura 13. Fractura de la corona EZ-PEDO [®]	48

9.2 Índice de gráficos

Gráfico 1. Comparación entre los líquidos mediante el test de Bonferroni, con un intervalo de confianza del 95%. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola® NA: Zumo de naranja.....	40
Gráfico 2. Comparación según el tiempo mediante el test de Bonferroni, con un intervalo de confianza del 95%.....	41
Gráfico 3. Comparación de las coronas mediante el test de Fisher, con un intervalo de confianza del 95%.....	42
Gráfico 4. Interacción de las coronas con los líquidos experimentales y el líquido control. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola® NA: Zumo de naranja.....	43
Gráfico 5. Muestra la interacción de las coronas en los diferentes tiempos. T1: 7 días T2: 14 días T3: 21 días T4: 30 días.....	44
Gráfico 6. Muestra la interacción entre los diferentes líquidos y los diferentes tiempos. AD: Agua destilada CA: Batido de chocolate CC: Coca-Cola® NA: Zumo de naranja. T1: 7 días T2: 14 días T3: 21 días T4: 30 d.....	45
Gráfico 7. Fuerza necesaria para fracturar las coronas (N).....	46
Gráfico 8. Comparación de la fuerza necesaria para fracturar las diferentes coronas.....	46
Gráfico 9. Fuerza necesaria para fracturar las coronas (N). El * representa significativamente diferencias de otros grupos (nivel de confianza del 95,0%). La fuerza de mordida máxima media de 3 a 6 años de edad para los dientes anteriores.....	47

9.3. Certificados del comité para la realización estudio



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
Comisión Científica – TFM

Proyecto de Trabajo Fin de Máster: 2013-M-ODP-ELM-2013-01

26 de abril de 2013

Dr. Jordi Cano Batalla
Investigador Principal
Área de Odontopediatría
Facultad de Odontología
Universitat Internacional de Catalunya

Estimada Dr. Cano:

La Comisión de Trabajos Final de Máster de la Facultad de Odontología de la Universitat Internacional de Catalunya, en su sesión del día 19 de abril revisó y aprobó el proyecto de investigación:

Título: ***Estudio in vitro de la estabilidad del color de las coronas pediátricas estéticas de cerámica zirconio en bebidas comunmente consumidas***
Investigador Principal: Dr. Jordi Cano Batalla (UIC)
Alumno: Raquel Torrents Gras (Master Universitario en Investigación Básica en Odontología y Biomedicina)
Duración: 1 año

El número de identificación del proyecto TFM es: **2013-M-ODP-ELM-2013-01**.

Antes de comenzar su trabajo experimental, deberá asegurarse de que cuenta con la aprobación ética del Comité Ético de Investigación correspondiente.

Atentamente



 **Universitat
Internacional
de Catalunya**

Dra. Montserrat Mercadé i Bellido
Coordinadora de la Comisión Científica



CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: ODP-ELM-2013-01
Versió del protocol: 1.0
Data de la versió: 5/12/2014
Títol: In vitro study fo the strenght resistance of anterior esthetic pediatric zirconium crowns.

Sant Cugat del Vallès, 8 de maig de 2015

Investigador: José Joao Guimaraes Aparicio

Títol de l'estudi: In vitro study fo the strenght resistance of anterior esthetic pediatric zirconium crowns.

Benvolgut,

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, dignitat d'animals, ni atempta contra el medi ambient, ni té implicacions econòmiques ni conflicte d'interessos.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, **RESOLT FAVORABLEMENT**, emetre aquest **CERTIFICAT D'APROVACIÓ**, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,



Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

9.4. Certificado del premio a la mejor comunicación presentada en la reunión anual de la sociedad de odontopediatría realizada en dénia en el 2015.

