



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD DIMENSIONAL DE
TRES DIFERENTES RESINAS COMERCIALES DE
POLI(METIL-METACRILATO) PARA BASE DE
DENTADURA UTILIZADAS EN EL LABORATORIO
INTERDISCIPLINARIO N° 2 HONORATO VILLA DE LA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNAM.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

OSCAR SÁNCHEZ GONZÁLEZ

TUTOR: Mtro. VICTOR MORENO MALDONADO

**ASESORES: Mtro. ROGELIO DANOVAN VENEGAS LANCÓN
Dr. CARLOS ÁNDRES ÁLVAREZ GAYOSSO**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIAS

A mi madre Tomasa González C. por ser una madre ejemplar, llena de amor, ternura y por tener mano firme y dura conmigo y con mis hermanos. Gracias por tus desvelos y por tus sacrificios. Te amo mamá.

A mi padre José Juan Sánchez P. por ser un padre bueno, comprensivo y trabajador, por enseñarme el significado del trabajo y la responsabilidad. Gracias por tu cariño. Te amo papá

A Dios por darme sabiduría y ser misericordioso conmigo.

Al Mtro. Victor Moreno M. y al Mtro Rogelio Danovan Venegas L. por todo su tiempo, dedicación y sus conocimientos compartidos.

A mis abuelos Juan, Catalina, Dolores y a ti Abuelito Antonio, nunca los voy a olvidar, los llevo en mi corazón.

A mis hermanos Miguel Ángel, Israel y Christian, a mis hermanas Citlali, Cecilia, Sandra y Diana, por sus cuidados, apoyo, por los buenos momentos que me han dado. Les debo mucho amigos.

A mis sobrinos Fernanda, Pablo, Paola, Julio, Erick, Emilio y Hansel, por alegrar mis días.

A ti Paty por estar conmigo en todo momento, por ofrecerme tu amor y amistad incondicional, por poner el pecho ante mi dolor y tu hombre en mis tristezas. Gracias por volverte mi ángel de la guarda. A tus padres Francisco y Lidia, a tus hermanas Gabriela y Elizabeth a Ale, Manuel y Manuelito, gracias por aceptarme y apoyarnos.

A los Tpd. Alain Audemar A. y Ricardo Rodríguez A. y al C.D. Federico Torres T. por compartir sus conocimientos y permitirme desenvolverme en el laboratorio.

A mis compañeros de servicio y a mis amigos Omar, Jonathan, Isaac, Miguel, Jessica, Paty, Diana y Luis, por escucharme y brindarme sus apoyos.

A todos mis maestros y personal de la Facultad de Odontología de la UNAM y por sus puestos a mis pacientes por su paciencia y creer en mí.

AGRADECIMIENTOS

Mtro. Victor Moreno Maldonado por guiarme en esta investigación y facilitarme lo necesario para su realización.

Mtro. Rogelio D. Venegas Lancón por guiarme y por sus asesorías que fueron de vital importancia.

Ing. Carlos Álvarez G. por su asesoría y apoyo en el Laboratorio de Materiales Dentales.

T.p.d Ricardo Rodríguez A. por la ayuda en el procesado de las muestras.

A La Universidad Nacional Autónoma de México y su Facultad de Odontología por haberme formado profesional e intelectualmente.

Al Laboratorio de Materiales Dentales de la Unidad de Posgrado de la UNAM por facilitarme el trabajo en sus instalaciones.

ÍNDICE

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	2
ANTECEDENTES	3
3. MARCO TEÓRICO	5
3.1 Plásticos para base de dentadura	5
3.2 Resinas acrílicas	5
3.2.1 Composición	6
3.2.1.1 Polímero	6
3.2.1.1.1 Plastificantes	6
3.2.1.1.2 Pigmentos	6
3.2.1.1.3 Partículas de relleno	6
3.2.1.1.4 Sustancias radiopacas	7
3.2.1.2 Monómero	7
3.2.1.2.1 Inhibidor	7
3.2.1.2.2 Activador	8
3.2.1.2.3 Plastificantes	8
3.2.1.2.4 Agentes de entrecruzamiento	8
3.3 Propiedades de las resinas para la base de la prótesis	9
3.3.1 Propiedades biológicas	9
3.3.2 Propiedades físicas	9
3.3.3 Propiedades mecánicas	10

3.4 Reacciones de polimerización.....	11
3.4.1 Polimerización por adición.....	12
3.4.1.1 Iniciación.....	12
3.4.1.2 Propagación.....	12
3.4.1.3 Terminación.....	12
3.4.2 Polimerización por condensación.....	12
3.5 Proceso de polimerización.....	13
3.5.1 Granular.....	13
3.5.2 Filamentosa.....	13
3.5.3 Pegajosa.....	13
3.5.4 Plástica.....	13
3.5.5 Elástica.....	13
3.5.6 Rígida.....	13
3.6 Métodos de polimerización.....	14
3.6.1 Resinas de curado químico.....	14
3.6.2 Resinas curadas por calor.....	14
3.6.3 Procesado en microondas.....	15
3.6.4 Modelado por inyección.....	16
3.6.5 Resinas de curado por luz.....	17
3.7 Características térmicas.....	17
3.7.1 Conductividad Térmica.....	17
3.7.2 Contracción de polimerización.....	18

3.8 Estabilidad dimensional.....	18
3.9 Sorción y solubilidad en agua.....	18
4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	20
5. JUSTIFICACIÓN.....	21
6. HIPÓTESIS.....	22
7. OBJETIVO GENERAL.....	23
8. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
9. TIPO DE ESTUDIO.....	24
10. VARIABLES.....	24
10.1 Variables Independientes.....	24
10.2 Variables Dependientes.....	24
11. EQUIPO Y MATERIALES.....	28
12. EQUIPO.....	29
13. INFRAESTRUCTURA.....	29
14. MUESTREO.....	30
14.1 Muestras en forma de barras rectangulares.....	30
14.2 Muestras en forma de base.....	31
14.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	32
14.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	32
14.5 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.....	32
15. MÉTODOS.....	33
15.1 MÉTODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE INYECCION. SR Ivocap®.....	33
15.1.1 Enmuflado mitad inferior.....	33

15.1.1.1 Colocación del embudo.....	33
15.1.1.2 Canales de inyección.....	34
15.1.2 Enmuflado mitad superior.....	34
15.1.3 Escaldado.....	34
15.1.4 Aislamiento.....	34
15.1.5 Preparación de las cápsulas.....	35
15.1.5.1 apertura de la capsula.....	35
15.1.5.2 vertido de la capsula.....	35
15.1.5.3 premezclado.....	35
15.1.5.4 mezclado en el (Cap-Vibrator®).....	35
15.1.5.5 eliminación de aire.....	35
15.1.6 Fijación de la mufla.....	35
15.1.7 Colocación de la cápsula SR Ivocap®.....	36
15.1.8 Inyección.....	36
15.1.9 Polimerización.....	37
15.1.10 Enfriamiento.....	37
15.1.11 Desenmuflado y acabado.....	38
15.2 METODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE INYECCIÓN.....	38
Palajet Heraeus Kulser®.....	38
15.2.1 Enmuflado.....	38
15.2.2 Escaldado.....	38
15.2.3 Aislamiento.....	39
15.2.4 Dosificación y mezclado.....	39

15.2.5 Inyección.....	40
15.2.5.1 colocación del cilindro inyector.....	40
15.2.5.2 cierre de la unidad e inicio de la inyección.....	40
15.2.5.3 tiempos de reposo de la inyección.....	40
15.2.6 Polimerización	40
15.2.7 Enfriamiento.....	41
15.2.8 Desenmuflado y acabado.....	41
15.3 METODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE MICROONDAS. Ezcryl®.New	
Stetic.....	41
15.3.1 Enmuflado.....	41
15.3.2 Escaldado.....	42
15.3.3 Aislamiento.....	42
15.3.4 Dosificación y mezclado.....	42
15.3.4.1 Mezclado.....	42
15.3.4. Fase filamentosa.....	42
15.3.5 Empaquetado.....	43
15.3.5.1 Película de polietileno	43
15.3.5.2 Prensado.....	43
15.3.5.3 Recorte de excedentes.....	43
15.3.5.4 Segundo prensado	43
15.3.6 Polimerización.....	43
15.3.6.1 Colocación de la mufla en el microondas.....	43
15.3.6.2 Primera fase.....	43
15.3.6.3 Segunda fase.....	43

15.3.6.4 Tercera fase.....	43
15.3.7Enfriamiento.....	43
15.3.7 Desenuflado y acabado	44
15.4 MÉTODO PARA LA MEDICION DE LA ESTABILIDAD DIMENSIONAL DE LAS MUESTRAS.....	44
15.4.1Muestras en Forma de Base Protésica.....	44
15.4.2 Muestras en Forma de Barra.....	45
15.5Observación de las muestras.....	47
15.5.1Muestras base.....	47
15.5.2 Muestras base 4 mm.....	47
16. ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE DATOS.....	48
16.1 Análisis de las muestras en forma de barra de 2 mm.....	48
16.2Análisis de las muestras en forma de barra de 4 mm.....	50
16.3 Análisis de las muestras en forma de base de 2 mm.....	52
16.4Análisis de las muestras en forma de base de 4 mm.....	54
17. Discusión.....	56
18. CONCLUSIONES.....	59
19. Bibliografía.....	61
20. ANEXOS.....	65

20.1 Hojas de datos.....	65
20.1.1 Muestras en forma de barra de 2 mm y 4 mm de grosor sistema Ivocap®	65
20.1.2 Muestras en forma de barra de 2 mm y 4 mm de grosor sistema PalaJet	66
20.1.3 Muestras en forma de barra de 2 mm y 4 mm de grosor sistema Ez Ceryl	67
20.1.4 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm de grosor sistema Ivocap®	68
20.1.5 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm de grosor sistema Pala Jet®	69
20.1.6 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm de grosor sistema Ez Ceryl®	70
20.2 Instructivos.....	71
20.2.1 Instructivo sistema Ivocap®.....	71
20.2.2 Instructivo sistema PalaJet®.....	78
20.2.3 Instructivo Ez Ceryl®.....	80

RESUMEN

Las resinas acrílicas en específico el polimetil metacrilato de metilo (PMMA) se encuentran clasificados como materiales para base de dentadura tipo I, la norma que corresponde al estudio de las características y propiedades físicas y mecánicas de dicho material es la norma ISO 1567: 1999, dentro de las características, pruebas y requerimientos de la norma figuran propiedades como son: deflexión transversa, resistencia a la fractura, cantidad de monómero residual, solubilidad, entre otras, sin embargo carece de una prueba o patrón de comparación en lo que se refiere a la estabilidad dimensional, lo cual es de suma importancia clínica y es un factor esencial para el éxito inicial y a un plazo razonable del tratamiento protésico.

También es de importancia conocer y reconocer los factores clínicos y de laboratorio que pueden intervenir y modificar dicha estabilidad dimensional, con el fin de eliminarlos, contrarrestar o prevenirlos y asegurar el éxito del tratamiento.

Por ello se realizó un estudio comparativo de los sistemas de inyección PalaJet® e Ivocap® y el sistema de microondas EzCryl®, utilizados en el laboratorio interdisciplinario N° 2 Honorato Villa, el cual consistió en examinar, evaluar y comparar los cambios dimensionales de dos diferentes tipos de muestras una en forma de base y otra en forma de barra con dos pines de los tres sistemas. En las muestras se evaluaron los cambios producidos inmediatos a la polimerización y posterior a la inmersión en agua a 37°C en periodos de 7, 14 y 21 días, mediante la medición de dos puntos fijos preestablecidos, así como la medición del espacio formado posterior a la polimerización entre un modelo base y las bases confeccionadas.

Las muestras fueron analizadas por una prueba de Kruskus Wallis y una prueba de medianas de Dunns. Los tres grupos mostraron mayor cambios dimensionales en el primer día inmediato al desenmoldado, siendo PalaJet® quien obtuvo los valores más bajos para los dos tipos de muestra a excepción de las barras de 4 mm de grosor, el sistema Ivocap® y Ez Cryl® se comportaron de manera similar; en los siguientes tres periodos los cambios fueron mínimos para los tres sistemas.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad las resinas son el material más utilizado para la elaboración de prótesis totales, en específico las resinas a base de poli (metacrilato de metilo), estas resinas deben cumplir con ciertos lineamientos básicos para la utilización en la cavidad bucal como son : no ser tóxicos, tener una buena resistencia a la flexión, compresión y al desgaste, poseer un adecuado módulo elástico además de ser estéticos y que simulen los tejidos blandos, que presenten mínima porosidad, que se puedan pulir al alto brillo, ser insolubles con la saliva, que presenten mínima sorción de agua y que posean buena estabilidad dimensional¹,

² Estos materiales se agrupan dentro de los materiales poliméricos, tienen la característica de unirse entre ellos en forma de cadenas y en algunos casos liberando subproductos como agua, (polimerización por condensación)^{3,4} e incluso cuentan con propiedades como la sorción de líquidos que pueden causar variaciones en las dimensiones de los acrílicos.⁵

Cabe destacar que en gran medida estos cambios muchas veces son provocados durante el procedimiento de laboratorio, debido a la manipulación indebida de los materiales o bien por el uso incorrecto de los equipos de laboratorio en cuanto el tiempo y temperatura de procesado.⁶

Existen diferentes equipos para la elaboración de prótesis, que a través del tiempo y de los avances tecnológicos se han ido mejorando para favorecer las propiedades físico-químicas de los materiales, así como, la reducción en los tiempos de trabajo. De estas mejoras han surgido sistemas de procesado como son el sistema de procesado por microondas (EZ C ryl®) y los sistemas de procesado por medio de inyección (SR -lvocap® y P alajet®), los cuales al controlar el tiempo, temperatura y presión durante el procesado, dan como resultado una mayor precisión y ajuste de la prótesis.

2. ANTECEDENTES

Desde el inicio del uso de los acrílicos como base de dentadura se ha abordado el tema de la estabilidad dimensional, y al paso del tiempo se ha determinado que intervienen diferentes factores como lo son: el material y la técnica empleada, el grosor de la base, la sorción del agua, la zona anatómica del aparato protésico a medir, entre otras.^{7, 8, 9}

Desde hace tiempo hasta la actualidad existen diferentes materiales para la elaboración de prótesis totales como los son: el nylon y el estireno sin embargo, el poli(metacrilato de metilo) (PMMA) es el material más utilizado pues ha demostrado tener mejores propiedades entre ellas la estabilidad dimensional a corto y a largo plazo.¹⁰

Se han descrito diferentes técnicas entre las que podemos mencionar: las de polimerización por termocurado convencional, termocurado por microondas, termocurado e inyección y la técnica de fotocurado. Cada técnica ha demostrado ser eficiente, sin embargo, en los diversos estudios que se han realizado respecto a cada una de ellas se ha observado que se pueden presentar ciertos cambios tanto horizontales como verticales.¹¹

En la técnica de termocurado convencional y la técnica de termocurado por microondas se han observado mayores cambios en sentido horizontal, mientras que en la técnica de termocurado e inyección se han observado mayores cambios de las prótesis en sentido vertical, así como la disminución en los cambios en dicha técnica por medio de la utilización de bridas o tornillos que permitan una presión constante.^{12, 13}

De igual manera se ha demostrado que los cambios que presentan las bases maxilares no son uniformes, si no que existe una mayor deformación en la zona palatina y en la zona de molares y que la zona más estable es la zona de caninos.¹⁴

La sorción de agua de l PMMA es un fenómeno que se ha estudiado y se ha observado que a determinado tiempo se logra una saturación.^{15 16}A pesar de que las prótesis presentan cambios dimensionales, la inmersión en agua es un procedimiento que por medio del fenómeno de sorción las bases protésicas absorben agua y compensan la deformación, principalmente en la zona palatina que se presenta de manera más frecuente en la técnica de termocurado por inyección.^{17 18}

El grosor es otro factor que interviene en la estabilidad dimensional, debido a esto se puede decir que la contracción es proporcional al grosor de la muestra, como consecuencia una base a mayor grosor presentará mayor deformación.¹⁹

El método de procesado es el factor más estudiado para evaluar las propiedades de un aparato protésico a base de PMMA, debido a que con el avance tecnológico se han desarrollado nuevas técnicas como la técnica de termocurado por inyección que al controlar el tiempo, la temperatura, la dosificación del material y la presión, se han mejorado las propiedades entre ellas la estabilidad dimensional, por ello se ha comprobado que es el método que presenta menores cambios por encima de la técnica de termocurado convencional y la técnica de termocurado por microondas.^{20, 21}

Se han utilizado diferentes metodologías para medir la estabilidad dimensional entre las que destacan la marcación de zonas anatómicas con ayuda de pines o aditamentos, el uso de calibradores digitales y el uso de técnicas microscópicas.²²

3. MARCO TEORICO

3.1 Plásticos para Base de Dentadura

Se han utilizado numerosos materiales para bases de dentaduras, como marfil, porcelana, vulcanita, nitrato de celulosa, fenolformaldehído, cloruro de vinilo, nylon, policarbonato, silicona, entre muchos otros, sin embargo la resina acrílica de poli(metacrilato de metilo) sigue siendo el material más utilizado por sus características y propiedades (tabla 1).²³

Tabla 1. Características del poli (metacrilato de metilo)²⁴

Propiedades (PMMA)	
Resistencia a la compresión	76 MPa
Resistencia a la tensión	55 MPa
Dureza (Knoop)	15 a 18 kg/mm ²
Contracción de polimerización (por volumen)	6%
Contracción de polimerización (lineal)	0.2 a 0.5%

3.2 Resinas Acrílicas

Son plásticos derivados del etileno, que contienen un grupo vinilo. Las resinas acrílicas que más se utilizan en Odontología son las derivadas del ácido acrílico. De los ésteres obtenidos de estos ácidos, unidos a diferentes radicales (metilo, etilo, fenilo), se obtienen los monómeros de dichas resinas: acrilato de metilo y metacrilato de metilo.

3.2.1Composición

3.2.1.1Polímero

El más utilizado en las resinas acrílicas es el poli (metacrilato de metilo), el cual puede ser modificado con pequeñas cantidades de metacrilato de butilo o alquilo, para conseguir un producto más resistente a la fractura y al impacto.

Iniciadores: el más utilizado es el peróxido de benzoilo o diisobutilonitrilo, el cual inicia cuando se mezcla el líquido con el polvo.

3.2.1.1.1Plastificantes

El más utilizado es ftalato de butilo entre 8 y 10%, el cual puede estar en polvo o puede añadirse al líquido, con el objetivo de aumentar la solubilidad.

3.2.1.1.2Pigmentos

Los más utilizados para obtener las diversas tonalidades pueden ser: sulfuro de mercurio (rojo), óxido de titanio (aumenta la opacidad), sulfuro de cadmio (amarillo), óxido férrico (marrón), usualmente se pueden utilizar tintes pero tienden a desprenderse del plástico.

3.2.1.1.3Partículas de Relleno

La resistencia al impacto es una propiedad importante para la base de la prótesis que son de resina y el refuerzo de fibra es un medio efectivo para aumentar la resistencia a la fractura de la misma.

Se han usado diversos materiales siendo las fibras de vidrio las más utilizadas, seguidas por el silicato de circonio y alumina. La adición de fibras de vidrio y alumina aumentan la rigidez y disminuye la expansión

En la actualidad las fibras de polietileno han demostrado ser un refuerzo efectivo para resinas a base de PMMA, estas fibras le confieren al aparato protésico una mayor resistencia al impacto por lo tanto se reducen las posibilidades de ocurrir fracturas de las prótesis, también reduce la contracción o la deformación producida en el procesado y la expansión debido a la absorción de líquidos. La orientación aleatoria y desordenada de las fibras es técnicamente más fácil y favorecen a la construcción de una red que favorece sus propiedades mecánicas.²⁵

2.1.1.4Sustancias Radiopacas

A los plásticos se le ha agregado sustancias radiopacas para hacerlas visibles a los rayos X, tales como el sulfato de bario, con el inconveniente de que es necesario agregar hasta un 20%, lo que trae como consecuencia una reducción en la resistencia y cambios en el aspecto de la prótesis.

3.2.1.2Monómero

El monómero, líquido de las resinas acrílicas, está formado especialmente por metacrilato de metilo modificado por la adición de otros monómeros acrílicos. Es un líquido transparente claro que polimeriza por agentes físicos o químicos y se contrae 21% al polimerizar. La reacción es exotérmica.

3.2.1.2.1Inhibidor

Es la sustancia que se agrega al líquido evita la polimerización durante su almacenamiento, comúnmente se usa la hidroquinona en concentraciones de 0,003% a 0,1%.

3.2.1.2.2Activador

En los plásticos autopolimerizables de autocurado o curado frío, se usan como activadores aminas terciarias y ácido sulfínico, entre las aminas terciarias la más utilizada es la dimetilparatoluidina, en los termocurables es el calor y la luz en las fotopolimerizables.

3.2.1.2.3Plastificantes

Son sustancias agregadas al líquido para dar un polímero más blando, más resistente. Los más empleados son los ésteres de bajo peso molecular, como el ftalato de dibutilo. Los plastificantes no entran en la reacción de polimerización, pero se distribuyen en la masa polimerizada interfiriendo con la interacción de moléculas de polímero.

3.2.1.2.4Agentes de Entrecruzamiento

Se añaden en proporciones de 1%- 2% y se pueden llegar hasta 25%, para producir un mayor entrecruzamiento de las moléculas de polímero. Se han utilizado algunas sustancias tales como el dimetacrilato de etilenglicol o el alil metacrilato, añadido al monómero. Estos agentes de entrecruzamiento se caracterizan por grupos(C=C) en el lado opuesto de la molécula, que permite la unión de dos largas cadenas de polímeros.

La principal ventaja de utilizar estas sustancias es que el polímero final tiene mayor resistencia a las grietas o fracturas superficiales.²⁶

3.3Propiedades de las Resinas para la Base de la Prótesis

3.3.1Propiedades Biológicas

Las resinas para base, en general, son bien toleradas por los portadores de prótesis, aunque existe un porcentaje pequeño de la población que presenta reacciones alérgicas o de sensibilidad a los monómeros acrílicos. Esto se debe por lo general a la presencia de monómero residual por insuficiente polimerización de la base, o bien por la inadecuada dosificación de las relaciones de monómero con el polímero. En este sentido, conviene utilizar un régimen de curado prolongado y controlar las dosis en las mediciones preestablecidas para cada resina o bien la utilización de resinas fotopolimerizables.^{27,28}

La contaminación de las prótesis con microorganismos habituales en la flora microbiana bucal (principalmente *Candida albicans*),²⁹ constituye un problema relacionado con la falta de mantenimiento higiénico de los portadores de prótesis, habitualmente prótesis completa, y también con las condiciones de acabado y pulido de la prótesis o de la pérdida de esas características superficiales durante su uso.

3.3.2Propiedades Físicas

En una base protésica interesan su estabilidad y exactitud dimensional, no sólo durante su procesamiento (confección) sino también durante su funcionamiento en la cavidad bucal del paciente.

Al polimerizar, el monómero de metacrilato de metilo experimenta una contracción de polimerización de alrededor de 20% en volumen que se reduce en casi un tercio al ser mezclado en una relación 3/1 con el polímero. Sin embargo, cuando el material es trabajado por moldeo mediante compresión en la mufla, el resultado final es una contracción clínicamente aceptable.

Pero en el enfriamiento a partir de la temperatura de polimerización en el interior de la mufla, junto con la diferencia de contracción que se da entre el polímero y el yeso sobre el cual fue enmuflado, hace que se produzcan tensiones en las bases protésicas que al liberarse provocan distorsión.³⁰

Para mantener en valores mínimos esa distorsión y no comprometer el éxito clínico de la prótesis; el procesado debe hacerse con técnicas adecuadas de curado y enfriamiento posterior (enfriamiento lento). También debe evitarse someter a la prótesis terminada a temperaturas elevadas que podrían acelerar la liberación de esas tensiones y la distorsión. Por ello se recomienda no generar excesivo calor durante el acabado y pulido de la prótesis así como recomendar al paciente no utilizar líquidos demasiado calientes para higienizar el aparato protésico, como el uso de agua hirviendo.

Otra causa de inestabilidad dimensional de las resinas para prótesis es la posibilidad de incorporar agua a su masa, fenómeno denominado sorción acuosa. Por la presencia de algunos aditivos y por la composición que presenten algunos de los copolímeros incorporados, los valores de sorción acuosa pueden variar dentro de un máximo aceptado por las especificaciones vigentes en resinas parabases.³¹

3.3.3 Propiedades Mecánicas

Si bien en las resinas para prótesis son de importancia todas las propiedades mecánicas (resistencia, módulo de elasticidad, límite elástico, dureza), la manera habitual de caracterizar su comportamiento mecánico es sometiéndola a cargas flexurales. Para ello se realizan ensayos de resistencia transversal, aplicando cargas a una lámina de resina apoyada en sus dos extremos hasta su fractura. En realidad, lo que se registra como medida de este comportamiento, es la deflexión transversal en milímetros en el centro de la lámina ante cargas aplicadas en ese punto medio.

Se genera así una combinación de cargas compresivas y traccionales que permiten establecer si un determinado producto es aceptable en cuanto a su resistencia y rigidez o no.³²

Otras propiedades mecánicas como la resistencia al impacto, la dureza y la resistencia a la abrasión son importantes cuando se consideran algunos aspectos del acabado y pulido de la base, así como el uso y cuidados que debe tener un paciente portador de prótesis

3.4Reacciones de Polimerización

Los polímeros son macromoléculas formadas por la unión repetida de una o varias moléculas unidas por enlaces covalentes. El término macromolécula significa molécula muy grande. “Polímero” y “macromolécula” son términos muy similares aunque no deben utilizarse indistintamente ya que estrictamente hablando no son equivalentes ya que las macromoléculas, en principio, no requieren estar formadas por unidades de repetición.

Dependiendo de su origen, los polímeros pueden ser naturales o sintéticos. Los sintéticos contienen normalmente entre uno y tres tipos diferentes de unidades que se repiten, mientras que los naturales o biopolímeros como la celulosa, el ADN o las proteínas presentan estructuras mucho más complejas. Los polímeros sintéticos tienen, hoy por hoy, mayor interés desde el punto de vista comercial, por lo que en general me refiero casi exclusivamente a ellos.

Las moléculas que se combinan para formar los polímeros se denominan monómeros y las reacciones a través de las cuales se obtienen se denominan reacciones de polimerización. Cuando se parte de un solo tipo de molécula se habla de homopolimerización y de homopolímero.

Cuando son dos o más moléculas diferentes las que se repiten en la cadena se habla de copolimerización y copolímeros. Las reacciones de polimerización se suele dividir en dos grandes grupos: reacciones de adición y de condensación, y los polímeros obtenidos por cada una de estas vías se conocen como polímeros de adición o polímeros de condensación. En los polímeros de adición la unidad estructural de repetición tiene la misma composición que la del monómero de partida. El grupo más importante de polímeros de adición corresponde a los formados a partir de monómeros que contienen un doble enlace carbono-carbono.³³

3.4.1Polimerización por Adición

La polimerización por adición es la forma más común de polimerización para los materiales dentales. Esta ocurre en tres etapas: iniciación o inducción, propagación y terminación. Los monómeros tienen una unidad central de dos átomos de carbono unidos por un doble enlace. Un átomo de carbono tiene dos átomos de hidrogeno unidos, y el otro átomo de carbono está unido a un átomo y a un grupo reactivo llamado radical libre.

3.4.1.1Iniciación

El radical libre se vuelve reactivo mediante la reacción química del peróxido orgánico, como el peróxido de benzóilo, una aminoterciarina o mediante calentamiento. Los radicales libres inician la reacción abriendo la unión entre los dos átomos de carbono y el monómero. La unión de carbono gira causando que la molécula del monómero se una a otro monómero.

3.4.1.2Propagación

Se le llama al proceso de enlazar unidades de monómero, y continua hasta que las unidades de monómero se han agotado, o hasta que una sustancia reacciona con el radical libre para enlazarlo.

3.4.1.3Terminación

Cuando el radical libre es enlazado o destruido se termina el proceso. Sin importar cuál sea el método o el iniciador para las reacciones siempre se libera calor.

3.4.2Polimerización por Condensación

En la polimerización por condensación típicamente es usado más de un tipo de monómero, la reacción por si misma produce subproductos como el agua, gas hidrogeno, o alcohol que puede comprometer las propiedades físicas o las características de la manipulación.³⁴

3.5Proceso de Polimerización

Durante la interacción del polímero y el monómero, la masa de resina acrílica para base protésica, mezclada en proporciones adecuadas pasa por seis etapas; a saber:

3.5.1Granular

En esta etapa inicial puede suceder en el espacio molecular una pequeña interacción, o ninguna. Las esferas de polímero permanecen inalteradas y la consistencia de la mezcla es granulosa, después se hace flexible cuando el monómero ataca la superficie de las esferas.

3.5.2Filamentosa

Esta etapa se caracteriza cuando algunas cadenas de polímero son dispersadas en el monómero, incrementa la viscosidad de la mezcla y su adhesividad.

3.5.3Pegajosa

A nivel molecular, un número de cadenas de polímero aumenta la solución, formando abundantes polímeros no disueltos. Su adherencia a la espátula o a la pared del recipiente donde se está preparando la mezcla va disminuyendo.

3.5.4Plástica

Es una etapa ideal para la manipulación, en especial para el modelado por compresión, ya que se superan las características físicas y químicas de las etapas anteriores, por ello debe condensarse el material en el espacio protésico.

3.5.5 Elástica

En esta etapa el monómero desaparece por evaporización y por la penetración más amplia dentro de las esferas del polímero remanente.

3.5.6Rígida

El endurecimiento de la masa acrílica puede atribuirse a la evaporización del monómero libre. Técnicamente la mezcla parece seca y es resistente a la deformación mecánica.³⁵

3.6Métodos de polimerización

3.6.1Resinas de Curado Químico

La polimerización de las resinas acrílicas de curado químico se pone en acción cuando la amina terciaria en el líquido activa al peróxido de benzoilo del polvo y produce radicales libres. La hidroquinona al inicio inhibe que progrese la reacción destruyendo los radicales libres. Esta inhibición aumenta el tiempo de trabajo para que el material pueda ser manipulado por un periodo razonable, por lo común cuando avanza la reacción del material de una forma filamentosa a una masilla. Una vez que ha agotado la hidroquinona, la reacción avanza con más rapidez y cambia de su etapa de masilla a plástica. La reacción es exotérmica y va aumentando su temperatura, cuando la reacción se termina, el material es duro y rígido.³⁶

3.6.2Resinas Curadas por Calor

Es el método más común para procesar una dentadura utiliza calor y presión durante la polimerización. Las resinas acrílicas curadas por calor presentan sus etapas iniciales de polimerización de manera similar a la de las resinas de curado químico. La mufa se coloca en un aparato llamado prensa neumática la cual mantiene la presión sobre la mufa, y se coloca en un baño de agua a una temperatura controlada por al menos ocho horas, formando radicales libres y permitiendo que ocurra la polimerización.

La mayor parte del monómero es consumido durante la polimerización. La contracción es más marcada en el área palatina y puede causar que el acrílico se separe del modelo hasta 0.25 mm.^{37,38}

3.6.3Procesado en Microondas

Las mismas resinas para dentadura que son usadas para la técnica de procesado con calor pueden ser usadas para procesarse en microondas. Si es usado un monómero líquido especial en lugar de un monómero regular, se presentará menos porosidad. El tiempo de procesado es mucho más rápido, en promedio cinco minutos en lugar de las muchas horas necesarias para el procesado por calor convencional.³⁹

El acrílico polimerizable por microondas para base de dentadura requiere la reconstitución del polímero (polvo), y monómero (líquido). El polvo se incorpora al líquido en las proporciones recomendadas por el fabricante, que garantice una mezcla homogénea y pastosa, adecuada para la polimerización utilizando la técnica de modelado con energía microondas.

La mezcla resultante contiene peróxido de Bencilo, el cual se descompone cuando la temperatura de la mezcla aumenta más de 60°C, produciendo radicales libres que reaccionan rápidamente con las moléculas de monómero disponible para iniciar la polimerización de crecimiento en cadena. El polímero resultante produce una estructura de red que proporciona mayor resistencia a la deformación.

El proceso de polimerización de microondas, consiste en la generación de calor dentro de la resina, mediante ondas electromagnéticas producidas por un generador llamado "Magnetron". Las moléculas de metil metacrilato son capaces de orientarse por el campo electromagnético a una frecuencia de 2450 MHz, y cambian su dirección 5 billones de veces por segundo aproximadamente, lo que implica, numerosas colisiones intermoleculares y causan una rápida polimerización, por lo tanto, el proceso se puede realizar en un tiempo relativamente corto comparado con otras técnicas convencionales.⁴⁰

3.6.4 Modelado por Inyección

El procedimiento no solo trata de rellenar de forma suficiente el molde primario, sino también de compensar los espacios vacíos, que contribuyen a la contracción por polimerización. Ejemplo de estos sistemas de inyección son SR-Ivocap® (Fa. Ivoclar Vivadent) y el sistema Palajet- PalaXpress® (Fa. Heraeus-Kulzer).

En los procedimientos de inyección se introduce la resina mediante un embolo a presión en la mufla cerrada y se consigue una identidad en la forma del modelo en cera y para compensar los problemas derivados de la contracción por la polimerización secundarios a la presión de las resinas.

En el sistema Ivocap® está constituido por un aparato especial y capsulas, en las cuales se introduce el material. La resina de Ivocap® es un polímero caliente, que se mezcla de forma automática y posteriormente se inyecta en una mufla cerrada con ayuda de un embolo a presión. Se produce entonces la polimerización por presión y calor.

Existen una expansión que debe compensar la contracción de la resina, cuya importancia para la adaptación exacta de la prótesis definitiva es más importante que la que se puede atribuir a la contracción por polimerización observada.

Además de los parámetros relacionados con los materiales existen otros datos, como el grosor y la forma de la prótesis o la del modelo de trabajo, que también se deben tener en consideración.

Sin embargo algunas veces la variabilidad de las formas de las prótesis o los modelos no permiten una compensación porcentual de las distintas contracciones durante el enfriamiento.

En el sistema Palajet-PalaXpress® se utiliza una resina de PMMA en forma de autopolímero que se inyecta en una sola intención, es decir que no existirá una inyección continua durante la fase de baño en agua, sin embargo existirá una expansión aumentada tras la unión.⁴¹

3.6.5Resinas de curado por luz

Además de ser curadas por calor o mediante un químico, las resinas dentales pueden ser fotocuradas. Las resinas polimerizadas con luz tienen fotoiniciadores como la canforoquinona y activadores de amina. Estos reaccionan para formar radicales libres cuando son expuestos a la luz azul e inicia la reacción de polimerización. Comúnmente contiene resina de uretano dimetacrilato y rellenos de sílice para espesar el material y reforzarlo. Es usado como base para dentaduras, base de registro, cucharillas individualizadas y reparación de dentaduras.

Para polimerizar el material se emplea una cámara de luz azul de 400-500 nm, la dentadura gira en el interior de la cámara sobre una plataforma para conseguir una expansión uniforme a la fuente de luz.⁴²

Actualmente es un material que se usa para prótesis totales de corta duración y para rebases.

3.7Características Térmicas

Las propiedades térmicas de los plásticos tienen una gran importancia en odontología, ya que estos suelen ser procesados a diversas temperaturas que van de los 70°C o a ebullición, ya en el interior de la boca entran en contacto con alimentos y bebidas que varían en su temperatura. Si se utiliza un acelerador químico en lugar del calor, el material sigue estando expuesto al calor exotérmico resultante de la reacción de polimerización.

3.7.1Conductividad Térmica

Los polímeros para base de dentadura son malos conductores del calor y la electricidad, en comparación con otros materiales dentales e incluso con la dentina, unacrílico para base de dentadura tiene una conductividad térmica de $5,7 \times 10^{-4}$ cal/seg/cm² (°C/cm). La escasa conductividad térmica permite además que las bases actúen como aislantes entre los tejidos bucales y las sustancias frías o calientes que se introducen en la boca.

3.7.2 Contracción de Polimerización

Un polímero ideal para bases de dentaduras sería aquel que no presentara contracción de polimerización, pero aun que cumpliera este requisito, se producirá un cambio dimensional térmico al enfriarse el plástico, es decir de pasar de la temperatura del moldeo a la temperatura ambiente. Parte de la polimerización se logra después de que el material ha alcanzado su estado sólido y produce tensiones residuales en el material en lugar de más contracción.⁴³

3.8 Estabilidad Dimensional

Definición: Propiedad que tienen ciertos materiales que al ser sometidos a cambios de temperatura y humedad no pierden su forma y mantiene sus dimensiones originales.⁴⁴

La estabilidad dimensional de la prótesis durante el procesamiento y el servicio tiene una importancia enorme para el ajuste de la misma y la satisfacción del paciente, en general una prótesis bien procesada tienen un ajuste y estabilidad dimensional satisfactoria, sin embargo el exceso de calor o la pérdida de calor rápida puede deformar fácilmente la base de dentadura debido a la liberación de tensiones residuales.

Las bases de dentadura pueden tener una varianza en sus dimensiones de entre -0,3% y -0,5% dependiendo del material y el sistema de procesamiento empleado.

3.9 Sorción y Solubilidad en Agua

La sorción acuosa también modifica las dimensiones de las prótesis de acrílico, este cambio es reversible en su mayoría, y el material puede experimentar numerosas expansiones y contracciones si se le sumerge en agua por periodos largos o bien por la deshidratación prolongada. Sin embargo, el paciente debe evitar la humidificación y el secado descontrolada y a que puede generar una distorsión irreversible de la base.

Los plásticos para base de dentadura del mismo tipo pueden tener una sorción acuosa muy variable, debido a la presencia de aditivos. El poli (metacrilato de metilo) tiene una sorción acuosa relativamente alta: 0.69 mg/cm^2 .

El espesor de la prótesis y el tipo de polímero influyen en la posibilidad de que la sorción acuosa sea mayor, así como la temperatura del agua o temperatura bucal y la temperatura ambiente externa.

Se pueden producir cambios dimensionales al conservarlas dentaduras en agua o en contacto con líquidos orales. La región de la zona posterior es en la que se ha observado resultados más visibles. En general, las dentaduras termopolimerizables conservadas en agua experimentan una expansión lineal en esta región del 0,1- 0,2%, que compensa parcial, pero no la contracción del procesado. El cambio lineal neto puede oscilar entre una contracción de 0,1% y una de 0,4% posterior al procesado. La mayor parte de la expansión en agua se produce durante el primer mes, y los cambios son insignificantes después de 2 meses.⁴⁵

4.PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las resinas a base de PMMA son el material más utilizado para la elaboración de prótesis totales; debido a su naturaleza las resinas tienden a tener cambios en su estructura los cuales son propios de los polímeros; algunos pueden ser causados como consecuencia de no seguir las especificaciones del fabricante durante y posterior a su procesamiento.

La norma ISO 1567:1999⁴⁶ es la encargada de evaluar los polímeros para bases de dentaduras mediante la realización de pruebas específicas, sin embargo, no dicta métodos ni valores para evaluar la estabilidad dimensional de estos materiales. Estos cambios se ven reflejados clínicamente en el sellado y ajuste de la prótesis en la boca del paciente, por lo cual se realizó este estudio experimental para evaluar la estabilidad dimensional de muestras hechas de PMMA con diferentes grosores.

5.JUSTIFICACION

En la actualidad en el mercado existen diferentes sistemas de procesamiento para prótesis totales, algunos de estos sistemas ofrecen prótesis “de precisión” con mínimos cambios.

Debido a que no hay una norma que cuantifique y dé valores permisibles en cuanto a variaciones dimensionales es de relevancia realizar este estudio con el fin de analizar los cambios que presentan los polímeros para base de dentadura durante y posterior al procesamiento de los diferentes sistemas utilizados en el laboratorio No. 2 Honorato Villa y Acosta de la Facultad de Odontología de la UNAM.

6.HIPOTESIS

H₁. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de inyección SR IVOCAP® (Ivoclar Vivadent) con grosor de 2 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 4 mm.

H₀. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de inyección SR IVOCAP® (Ivoclar Vivadent) con grosor de 4 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 2 mm.

H₂. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de inyección P alaJet® (Kulzer) con grosor de 2 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 4 mm.

H₀. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de inyección P alaJet® (Kulzer) con grosor de 4 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 2 mm.

H₃. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de termocurado por microondas EZ C ryl® (Newstetic) con grosor de 2 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 4 mm.

H₀. Las muestras elaboradas siguiendo las especificaciones del sistema de termocurado por microondas EZ C ryl® (Newstetic) con grosor de 4 mm presentarán menor cambio dimensional que las muestras con grosor de 2mm.

H₄. Las muestras de los tres sistemas presentarán mayores cambios dimensionales en la zona palatina y no así en las zonas retromolares de las crestas del reborde residual, (relación zona anatómica- cambio dimensional).

H₀. Las muestras de los tres sistemas no presentarán mayores cambios dimensionales en la zona palatina y si en las zonas retromolares de las crestas del reborde residual, (relación zona anatómica- cambio dimensional).

7.OBJETIVO GENERAL

Medir la estabilidad dimensional de tres diferentes resinas comerciales de PMMA para base de dentaduras durante y posterior al procesado de laboratorio.

8.OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Medir los cambios dimensionales inmediatos a la finalización del procesado de las bases protésicas elaboradas mediante los sistemas: IVOCAP® (IvoclarVivadent), PalaJet® (HeraeusKulser) y EZ cryl® (New Stetic).

2. Medir los cambios dimensionales de las bases protésicas elaboradas mediante los sistemas: IVOCAP® (IvoclarVivadent), PalaJet® (HeraeusKulser) y EZ cryl® (New Stetic); después de la inmersión en agua a 37°C por periodos de 7, 14 y 21 días.

3. Medir los cambios dimensionales inmediatos a la finalización del procesado mediante la colocación de 2 pines metálicos en las barras con grosores de 2 y 4 mm, elaboradas en los sistemas: IVOCAP® (IvoclarVivadent), PalaJet® (HeraeusKulser) y EZ cryl® (New Stetic).

4. Medir los cambios dimensionales en barras con grosores de 2 y 4 mm elaboradas mediante los sistemas: IVOCAP® (IvoclarVivadent), PalaJet® (HeraeusKulser) y EZ cryl® (New Stetic); después de la inmersión en agua a 37°C por periodos de 7, 14 y 21 días.

9.TIPO DE ESTUDIO

Experimental longitudinal y prospectivo.

10.VARIABLES

10.1Variables Independientes(Tabla No. 2)

- Grosor de la Muestra
- Zona Anatómica de la Base Protésica
- Temperatura de Procesado
- Presión Durante el Procesado
- Método de Procesado
- Tiempo de Inmersión en Agua
- Tiempo de procesado

10.2Variables Dependientes(Tabla No. 3)

- Estabilidad dimensional.

Tabla 2. Variables Independientes

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN
Grosor de la Muestra	Métrica de Razón Continua	El grosor fue medido con ayuda de un calibrador digital para las barras y con ayuda de un calibrador de ceramita para las bases.	Milímetros
Zona Anatómica de la Base Protésica	Categórica Dicotómica	Se marcó la parte palatina media y parte media de ambas zonas retromolares del modelo de yeso con ayuda de un trazador.	Zona Palatina Zona Retromolar
Temperatura	Métrica de Intervalo	Se colocaron las muestras en una cámara de temperatura controlada a una temperatura constante de 37°C	° C
Presión Durante el Procesado	Métrica de Razón Continua	La medición de la presión fue suministrada por un compresor de 30 l t y será medida por los barmanómetros de cada aparato de procesado. Ivocap® 7 bars PalaJet® 2 bars	bars

Tabla 2. Variables Independientes (continuación)			
VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN
Método de Procesado	Categórica Dicotómica	Todas las muestras fueron procesadas según las especificaciones de cada sistema, utilizando los materiales correspondientes de cada fabricante.	Termocurado por Inyección Termocurado por Microondas
Tiempo de Inmersión en Agua	Métrica de Razón Continua	Todas las muestras fueron sumergidas en agua por 21 días y retiradas para su observación en los periodos de 7, 14 y 21 días.	Días
Tiempo de Procesado	Métrica de Razón Continua	Se midió con un reloj cronométrico el tiempo para cada sistema: para Ivocap® 35' PalaJet® 30' Ez Ceryl® 10'	Minutos

Tabla 3. Variables Dependientes

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN
<i>Estabilidad Dimensional</i>	Métrica de Razón Continua	<p>Las muestras bas es fueron observadas por medio de microscopia óptica, para lo cual se sujetaron las muestras al microscopio y se midieron en los puntos trazados, con la ayuda de una gradilla Carls 8x y 5 de aumento, posterior a la observación se colocaron en un ambientador con agua a una temperatura de 37°C y se realizaron las mismas mediciones en periodos de 7, 14 y 21 días a partir de la primera observación.</p> <p>En muestras rectangulares se realizó una primera medición del espacio existente entre las superficies externas (caras planas) de los pines, esta medición se hizo con ayuda de un calibrador digital de superficies internas, se anotó la medición y se sumergieron en agua y se colocaron en un ambientador con una temperatura controlada de 37 °C y se volvieron a realizar las mismas mediciones en periodos de 7, 14 y 21 días a partir de la primera observación.</p>	Milímetros

11.EQUIPO Y MATERIALES

- Silicona de condensación de alta precisión para laboratorio “ Zetalabor” y endurecedor Indurent Gel” (Zhermack®, Italia).
- Yeso tipo 4.
- Taza de hule.
- Espátula de yeso.
- Frasco de cristal.
- Vaselina.
- Loseta de vidrio.
- Espátula 7^a.
- Espátula Lecrón.
- Espátula 31.
- Bisturí.
- Fresón de punta para acrílico.
- Micromotor.
- Lija de agua.
- Mechero de alcohol.
- Probeta.
- Cera toda estación (filenes®, México).
- Cera pegajosa.
- Pines metálicos.
- Acrílico SR Ivocap® Plus High Impact (IvoclarVivadent).
- Separating fluid (Ivoclar Vivadent, Schaan-Liechtenstein).
- Palaxpress® accessories-suplemento de cilindro de llenado, tapa, empaquetadura y cera de canales (HeraeusKulser).
- Aislar® (HeraeusKulser Alemania).
- Ez Cryl ® acrílico para microondas (New stetic).
- Nova Foil separador yeso acrílico (New stetic).

12.EQUIPO

- Sistema SR Ivocap® (Inyector de presión, brida y mufla).
- CapVibrator®.
- Prensa hidráulica OL57 FlliManfred.
- Sistema PalaJet® HeraeusKulser (Palajet® Inyector cilíndrico, Palaxpress® Dosing cup y Mufla).
- Palamat® elite 117V.
- Mufla para microondas (New Stetic).
- Curing Unit Hanau Engineering co.Inc.Ony USA.
- Microondas 1300 watts (Daewoo).
- Calibrador digital.
- Microscopio óptico.
- Lente con gradilla Carls 8x.
- Cámara ambientadora de temperatura 37°C.
- Cámara fotográfica.

13. INFRAESTRUCTURA

- Laboratorio Interdisciplinario N° 2 “Honorato Villa” F.O UNAM.
- Laboratorio de Materiales Dentales. División de Estudios de Posgrado e Investigación UNAM.

14. MUESTREO

Se realizaron dos tipos de muestra para evaluar la estabilidad dimensional de la siguiente manera:

14.1 Muestras en Forma de Barras Rectangulares

Barras de forma rectangular de las siguientes dimensiones (imagen.1):

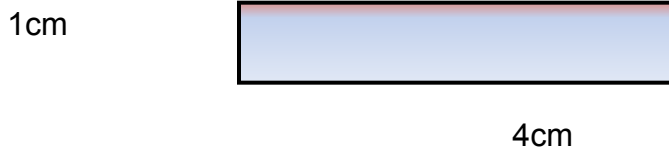


Imagen1.Diseño de las muestras rectangulares.

Las barras fueron conformadas en acrílico autopolimerizable, para evitar la deformación, se colocó un pin a 1cm de un extremo, posteriormente se colocó el segundo pin a una distancia de $20 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$, para colocar los pines se realizaron dos perforaciones con una fresón de punta y fueron fijados a la distancia preestablecida en forma paralela y con las caras planas hacia el exterior, se fijaron con ayuda de cera pegajosa. Se ordenaron en tres grupos de la siguiente manera (tabla 4).

Tabla 4.Número y organización de las muestras tipo barra.

MUESTRAS EN FORMA DE BARRA						
SISTEMA DE PROCESADO	Ivoclar®		Pala Jet®		Ez Ceryl®	
GROSOR DE LA MUESTRA	2mm	4mm	2mm	4mm	2mm	4mm
CANTIDAD DE LAS MUESTRAS	10	10	10	10	10	10
	20		20		20	
TOTAL	60					

14.2 Muestras en Forma de Base

Se realizaron un total de 60 bases protésicas en modelos de segmentos posteriores maxilares idénticos en y este tipo I V (imagen.2), las bases fueron modeladas por medio de reblandecimiento por calor de la hojas de cera toda estación y fueron calibradas con ayuda de un calibrador de cera a un grosor de 2mm y de 4 mm, las muestras fueron divididas en tres grupos: Ivoclar® (Ivoclarivadent), PalaJet® (HeraeusKulser) y Ez Ceryl® (New S tetic), y se organizaron de la siguiente manera (tabla 5).

Tabla 5. Número y organización de las muestras tipo base.

MUESTRAS EN FORMA DE BASE PROTÉSICA						
SISTEMA DE PROCESADO	Ivocap ®		Pala Jet ®		Ez Ceryl ®	
GROSOR DE LA MUESTRA	2mm	4mm	2mm	4mm	2mm	4mm
CANTIDAD DE LAS MUESTRAS	10	10	10	10	10	10
	20		20		20	
TOTAL	60					

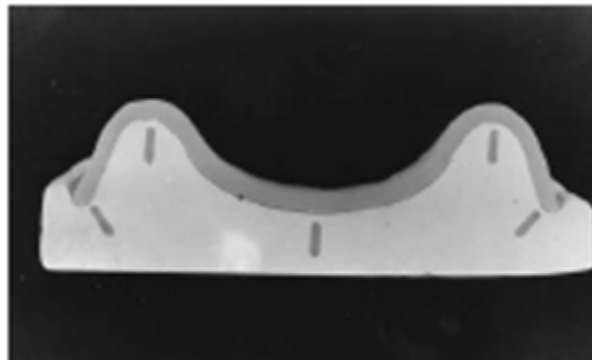


Imagen 2. Bases protésicas (cortes posteriores) en modelos de yeso idénticos.

14.3CRITERIOS DE INCLUSION

- Todas las muestras que cumplieron con las dimensiones establecidas para el estudio.
- Todas las muestras que se obtuvieron bajo las especificaciones del fabricante.

14.4CRITERIOS DE EXCLUSION

- Muestras que no cumplieron con las normas preestablecidas en el estudio
- Muestras que no fueron realizadas con los lineamientos del fabricante.
- Muestras realizadas con otros sistemas y materiales fuera del protocolo preestablecido.

14.5CRITERIOS DE ELIMINACION

- Muestras que se presentaron defectuosas a la observación.
- Muestras que no cumplieron con los lineamientos y dimensiones del estudio

15.MÉTODOS

15.1METODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE INYECCION. SR Ivocap®

15.1.1Enmuflado Mitad Inferior:

Se colocaron los patrones de enmuflado en la mufla, se mezcló el yeso tipo III y enmufló el modelo húmedo. Se eliminó el sobrante de yeso del aislante térmico y de las partes de la mufla. (imagen3).

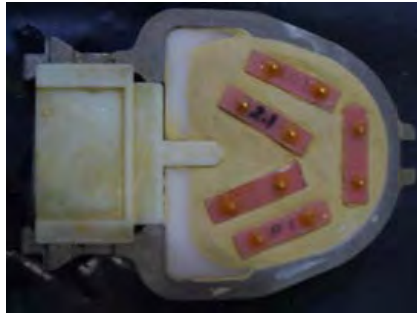


Imagen 3. Colocación del patrón de enmuflado y de las muestras en forma de barra.

15.1.1.1Colocación del Embudo

Se retiró el patrón una vez fraguado el yeso y se colocó en su lugar la guía de enmuflado con embudo (imagen 4).

15.1.1.2Canales de Inyección

Se colocaron los canales de cera rosa antes de la preparación de la contramufla; los canales de inyección tuvieron un diámetro de 3–5 mm, y se eligió el recorrido más corto (imagen 4).



Imagen4. Colocación del embudo de inyección y de los canales de cera en las muestras de base protésica.

15.1.2Enmuflado mitad superior

Se colocó la mitad superior de la mufla tras el aislamiento con separador y esoacrílico (Separating Fluid de Ivoclar Vivadent®). Se colocó silicona para laboratorio Zeta Labor sobre las superficie de las bases, después se mezcló el yeso y rellenó la contramufla hasta el borde, se colocó la tapa y se presionó con la mano hasta el tope.

15.1.3Escaldado

Se precalentó la mufla durante 15 minutos en agua a ebullición. Se eliminó la cera a chorro de agua caliente y jabón. Se dejó enfriar ambas mitades de la mufla a temperatura ambiente. (imagen5)



Imagen 5. Escaldado (eliminación de la cera).

15.1.4Aislamiento

Las superficies de yeso todavía húmedas se aislaron dos veces con separador yeso-acrílico (Separating Fluid de Ivoclar Vivadent®). (Imagen 6).



Imagen 6. Aislamiento de las superficies de yeso.

15.1.5 Preparación de las cápsulas

El contenido de la cápsula fue de: 20 g polímero, 30 ml Monómero (Imagen 7).

15.1.5.1 Se extrajo el recipiente de monómero de la cápsula y se abrió por la zona de rotura girando el extremo.

15.1.5.2 Se vertió el monómero dentro de la cápsula.

15.1.5.3 Antes de la mezcla, se volvió a colocar el recipiente de monómero en la cápsula. Inmediatamente después de haber añadido el monómero se procedió a iniciar la mezcla (imagen 8).

15.1.5.4 Se colocó la cápsula en el aparato de mezclado (Cap-Vibrator®), se fijó la cápsula con la cinta de goma y se mezcló durante 5 minutos, después del tiempo de mezclado se vigiló la formación de una mezcla homogénea y de consistencia.

15.1.5.5 Se eliminó el aire por la tapa abierta.



Imagen 7. Presentación del materia **Imagen 8.** Inicio de la mezcla dosificado.

15.1.6 Fijación de la Mufla

Se colocó la guía de centrado con embudo en la mitad inferior de la mufla. Después se unieron ambas mitades de la mufla y se procuró que la tapa de la misma estuviera correctamente asentada. Seguidamente se introdujo la mufla en la brida hasta el tope. Se colocó la brida con la mufla en una prensa hidráulica dental y se aplicó una carga de 3 toneladas. Al mismo tiempo se giró la uñeta de la brida hacia la derecha. Se eliminó el aire comprimido y se extrajo la brida con la mufla de la prensa (imagen 9).



Imagen 9. Fijación de la mufla en la brida.

15.1.7 Colocación de la Cápsula SR Ivocap®

Se retiró la tapa de la cápsula y se introdujo hasta el tope en la mufla. Se colocó el inyector y se extrajo totalmente el pistón del inyector.

Se colocó el inyector SR Ivocap® sobre la mufla, se levantó la brida de seguridad, se introdujo el pistón en la cápsula hasta que los agarres del inyector embonaran correctamente en la mufla. Posteriormente se bajó la brida de seguridad hasta que embonara.

15.1.8 Inyección

Se conectó el inyector de presión con la llave de aire comprimido cerrada a la instalación de aire (6 bar). Se abrió lentamente la llave de paso del aire comprimido. El pistón descendió para inyectar el material SR Ivocap® en el modelo durante 5 minutos.

15.1.9 Polimerización

Se colocó la unidad SR-Ivocap® en una bañera de polimerización. La superficie del agua cubrió con bolas flotantes de plástico para evitar una pérdida innecesaria de calor del baño de agua (imagen 10).

Se graduó la temperatura del agua de tal manera que hirviera durante todo el ciclo de polimerización.

El nivel del agua debió llegar hasta la marca roja de la brida, pero durante el ciclo de polimerización no sobrepasó la marca.

El tiempo de polimerización una vez que ha empezado a hervir fue de 35 minutos.

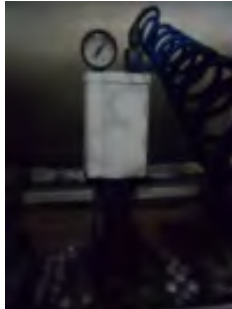


Imagen 10. Proceso de polimerización en bañera a ebullición.

15.1.10Enfriamiento

La unidad SR Ivocap se extrajo del agua hirviendo una vez transcurridos los 35 minutos de polimerización y se sumergió directamente en agua fría.

Durante los primeros 20 minutos, la presión de la brida y la de inyección fue constante y después de 20 minutos se retiró el inyector, sin embargo, la brida con la mufla permaneció otros diez minutos en agua fría.

15.1.11Desenmuflado y Acabado

Se colocó la brida en la prensa y se cargó con 3 toneladas, se desplazó la uñeta hacia la izquierda y se eliminó la presión y se retiró la mufla de la brida (imagen 11).

El yeso se eliminó de la mufla de forma habitual, las muestras se extrajeron con ayuda de pinzas, cuchillos para yeso y fresones para acrílico.⁴⁷

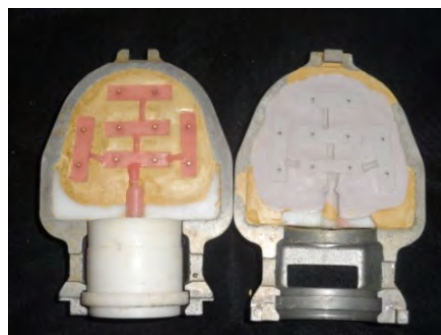


Imagen 11. Muestras terminadas en forma de barra.

15.2 METODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE INYECCION. PalajetHeraeusKulser®

15.2.1 Enmuflado

Se frotó con vaselina las partes internas de la mufla, se colocó yeso tipo piedra y se colocó los modelos en el centro de la mufla, de tal modo que los canales de inyección quedaran en las zonas retromolares, el canal de inyección deben tener un grosor de 7mm canal y 3mm el canal de salida (imagen 12).

Colocar separador y eso-acrílico A islar® en la superficie de yeso tipos III y se colocó silicona Z eta Lab or®, posteriormente se coloca la contramufla y los remaches circulares, se vació yeso tipo III hasta termina de llenar.



Imagen 12. Enmuflado inferior y colocación de los canales de inyección en las muestras en forma de barra.

15.2.2 Escaldado

Después de que fraguó el yeso, se retiraron los remaches y se metió la mufla al agua caliente a ebullición por 15 minutos, los restos de cera se retiraron con agua caliente (imagen 13).

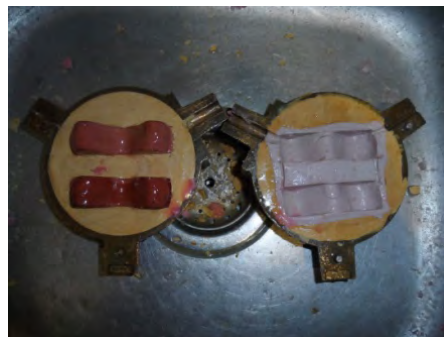


Imagen 13. Escaldado de las muestras.

15.2.3Aislamiento

Con la superficie aun calientes se colocaron dos capas de separador yeso-acrílico Aislar®, dejando secar cada capa (imagen 14).



Imagen 14. Aislamiento de las superficies con separador yeso-acrílico.

Posteriormente se cerró la mufla y se colocaron los remaches y se colocó la mufla cerrada en el equipo de inyección Palajet®

15.2.4Dosificación y Mezclado

Con ayuda del vaso dosificador se midió polvo- liquido en proporciones de 2/ 1 polvo/liquido (imagen 15).



Imagen 15. Dosificación de la resina en proporción 2/1 (nótese mayor grosor en el recipiente del polímero con relación del monómero)

15.2.5 Inyección

Se metió el disco obturador en el cilindro de alimentación y se vació la masa de PalaXpress® en chorro delgado en el cilindro de alimentación, la masa debió de estar opaca para su inyección.

15.2.5.1 Se Colocó el cilindro plástico dentro del cilindro metálico, se puso la tapa metálica y se cerró, se enroscó el cilindro en el Palajet® y se fijó la mufla.

15.2.5.2 Se corrió la unidad de presión hacia adelante hasta topar y se subió la palanca para iniciar la inyección.

15.2.5.3 La mufla llena permaneció 5 minutos en el Palajet® (imagen 16), después de los 5 minutos se retiró y se colocó en la canastilla de porta modelos.



Imagen 16. Inyección de la resina PalaXpress® en el equipo de inyección PalaJet®.

15.2.6 Polimerización

La polimerización se realizó en el PalamatPractic E LT®, el tiempo de polimerización fue de 30 minutos a 55°C y a 2 bar de presión (imagen 17).



Imagen 17. Polimerización en la unidad PalamatPractic ELT®.

15.2.7Enfriamiento

Una vez terminada la polimerización se retiró la mufla del PalamatPractic®, se retiraron los remaches y se enfrió la mufla a temperatura ambiente.

15.2.8Desenmuflado y acabado

Se separó ambas mitades de la mufla con ayuda de una espátula, los restos de yeso se retiraron con pinzas para yeso, los recortes de las muestras se realizaron con fresones para acrílico⁴⁸ (imagen 18).

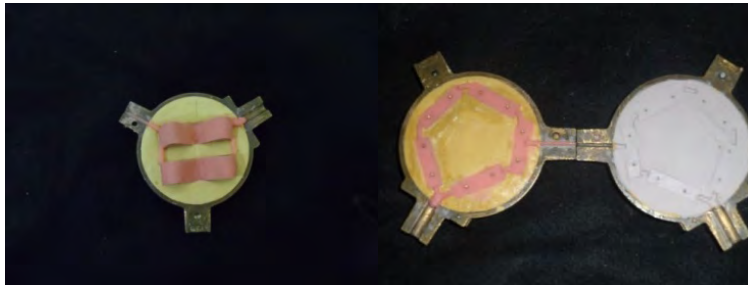


Imagen 18. Acabado de las muestras.

15.3METODO DE PROCESADO DEL SISTEMA DE TERMOCURADO POR MICROONDAS. Ezcryl®.New Stetic.

15.3.1Enmuflado

Se aisló con vaselina las superficies de la dentadura y las superficies internas de la mufla para evitar que el yeso se adhiera a ellas, posteriormente se vertió yeso tipo III para clonar el modelo en la mufla, una vez que fraguó el yeso se colocó una capa de separador yeso-acrílico (Nova Foil®); (Imagen 19).

Se puso una capa de silicona para laboratorio Zeta Labor®, se colocaron los tornillos de cierre y se llenó la contramufla con yeso tipo III hasta el tope.

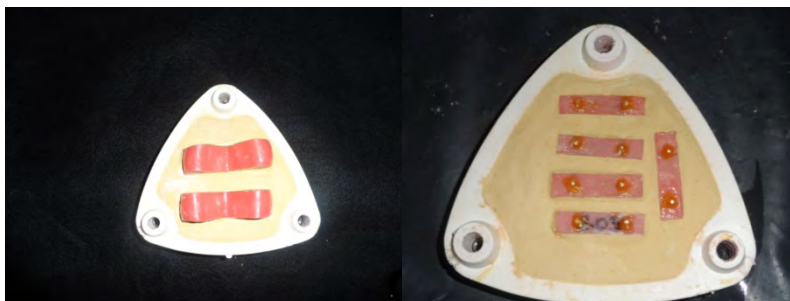


Imagen 19. Enmuflado inferior.

15.3.2Escaldado

Se eliminó la cera usando microondas, se colocó la mufla dos minutos a máxima potencia y se retiró los excesos de cera utilizando agua caliente y detergente (imagen 20); siempre se metió la mufla al microondas con los tornillos de cabeza.



Imagen 20. Reblandecimiento y eliminación de la cera por medio de microondas.

15.3.3Aislamiento

Se aplicó una capa del gada de separador y eso-acrílico(Nova F oil®) en las superficies de yeso aun estando caliente (imagen 20).



Imagen 20. Aplicación de separador yeso-acrílico.

15.3.4Dosificación y Mezclado

Se empleó tres medidas de polvo por una de monómero Ez Ceryl®, en proporción de volumen, correspondiente a 50 g ramos de polímero por 25 ml de monómero (para 5 muestras).

15.3.4.1Se vertió el monómero en un recipiente de porcelana y se agregó el polímero, se espatuló en forma de cruz para evitar la inclusión de aire.

15.3.4.2 Se tapó el recipiente hasta que la mezcla llegó a la fase filamentosa (aprox. 3 min).

15.3.5Empaquetado

15.3.5.1Se colocó la mezcla en la mufla en estado filamentosos y se cubrió con una película de polietileno y fue cerrada.

15.3.5.2Se prensó en forma lenta hasta llegar a 1500 psi.

15.3.5.3Posteriormente se descargó la prensa, se destapó la mufla y removió la película de polietileno para retirar el excedente de acrílico con ayuda de una espátula.

15.3.5.4Fue cerrada nuevamente la mufla y se aplicó una presión definitiva de 2000 psi y se colocaron los tornillos de cierre de la mufla.

15.3.6Polimerización

15.3.6.1Se Colocó la mufla dentro del microondas, con los tornillos hacia abajo.

15.3.6.2Primera fase: Se programó el horno a 3 minutos con una potencia del 40%.

15.3.6.3Segunda fase: Se mantuvo 4 minutos con la mufla dentro del horno de microondas en la función de cronometro y sin potencia.

15.3.6.4Tercera fase: Se programó el horno a 3 minutos a una potencia de 80% (las fases fueron realizadas en un microondas de 1100 watts, estas fases son tomadas según la tabla de potencias para el acrílico).

15.3.7Enfriamiento

La mufla fue retirada del microondas y se dejó reposar a temperatura ambiente durante 30 minutos, posteriormente se colocó en agua fría, durante 15 minutos.

15.3.7Desenmuflado y Acabado

El desenmuflado se realizó con ayuda de pinzas y cuchillos par yeso, recorte de las muestras se realizó con fresones para acrílico ⁴⁹ (imagen 21).



Imagen 21. Muestra rescatada después del procesado.

15.4MÉTODO PARA LA MEDICION DE LA ESTABILIDAD DIMENSIONAL DE LAS MUESTRAS

15.4.1Muestras en Forma de Base Protésica

Obtenidas las muestras después del procesado se observaron por medio de un microscopio óptico (imagen 22) y un lente con una gradilla graduada Carls 8 x y visto a 5 aumentos, (cada línea del lente equivale a 12.5μ) para lo cual se sujetaron las muestras al microscopio y se midieron en los puntos trazados con la ayuda de un acetato (imagen 23). Posterior a la observación se colocaron en un ambientador con agua a una temperatura de 37°C (imagen 24) y se volvieron a realizar las mismas mediciones en periodos de 7, 14 y 21 días a partir de la primera observación.

Una vez obtenidas las muestras se observaron por medio de microscopía óptica, y se obtuvieron los siguientes valores:

1. El espacio existente entre la base y el modelo en la zona media palatina.
2. Cambios dimensionales en el grosor de la base.

15.4.2Muestras en Forma de Barra

Una vez procesadas las muestras rectangulares se realizó la primera medición del espacio existente entre las superficies externas (caras planas) de los pines, esta medición se hizo con ayuda de un calibrador digital de superficies internas, se anotó la medición, se sumergieron en agua y fueron colocados en un ambientador con una temperatura controlada de 37°C, se midieron los siguientes parámetros:

1. Espacio existente entre los pines, (superficies externas)
2. Cambios dimensionales en el grosor de las barras.

Así se repitieron las mediciones por periodos de 7, 14 y 21 días.



Imagen22Microscopio óptico.

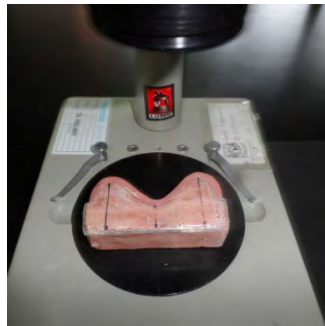


Imagen 23.Muestra y acetato con los puntos trazado en el microscopio.



Imagen24. Cámara ambientadora controlada a 37°C.

15.5Observación de las Muestras

15.5.1Muestras Base 2mm (imagen 25 *a, byc*).

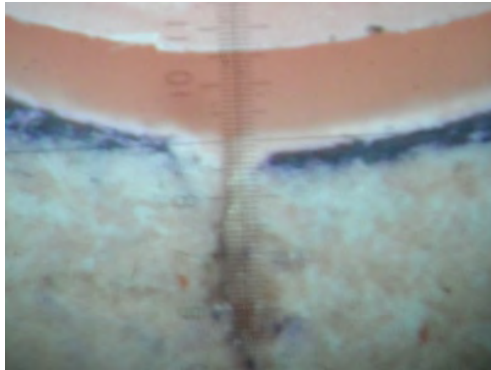


Imagen 25 a)EzCryl® 2 mm.

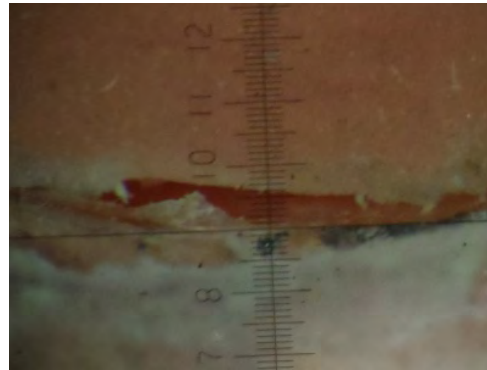


Imagen 25 b) Pala Jet® 2 mm.

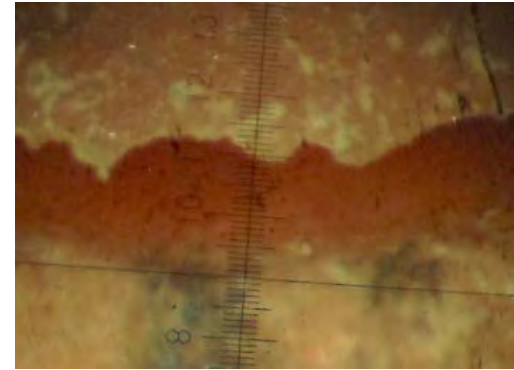


Imagen 25 c) Ivocap® 2 mm.

15.5.2Muestras Base 4 mm (imagen. 26 *a, byc*).

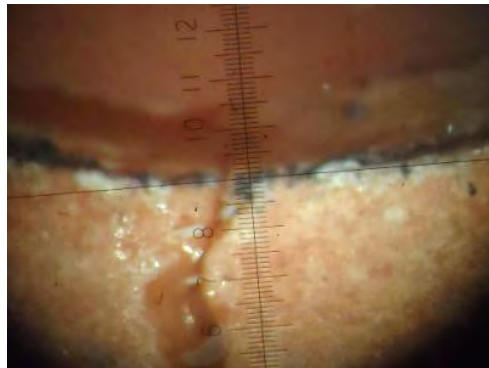


Imagen 26 a) Ez Cryl® 4 mm.

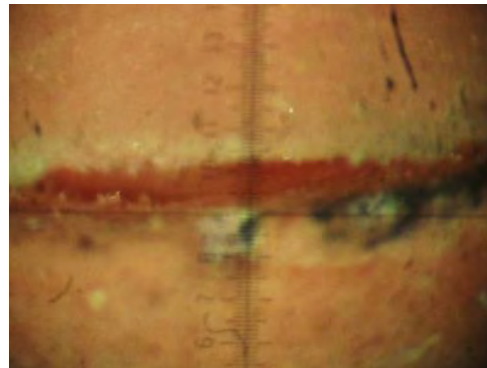


Imagen 26 b) Pala Jet® 4 mm.

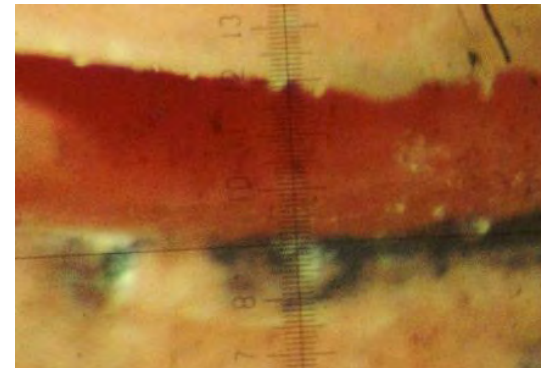


Imagen 26 c) Ivocap® 4 mm.

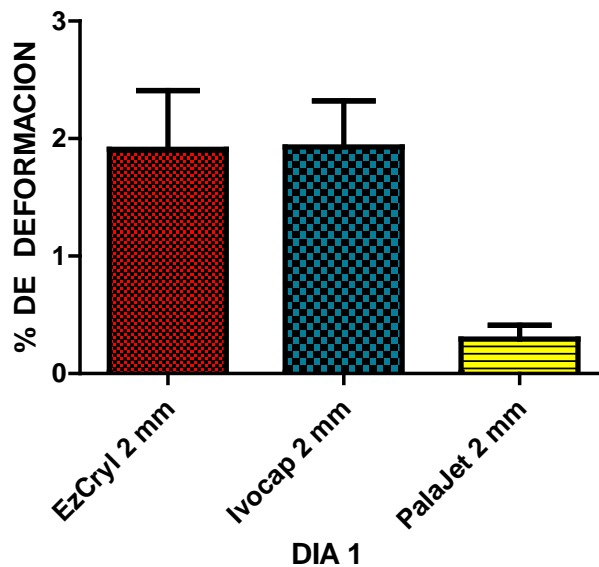
16. ANÁLISIS Y PROCESAMIENTO DE DATOS

Los datos fueron recolectados y se evaluaron por medio un análisis estadístico de Kruskal- wallis y una prueba de medianas de Dunns.

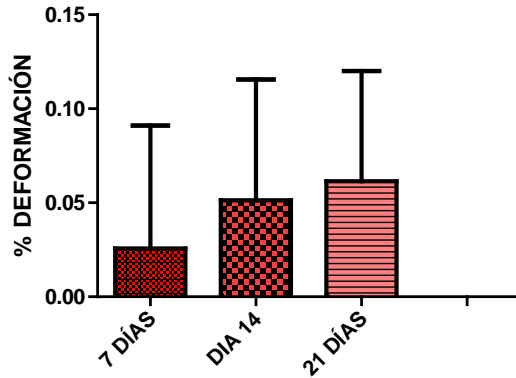
16.1 Análisis de las Muestras en Forma de Barra de 2 mm

El análisis arrojó que las muestras en forma de barra tuvieron cambios, e n concreto presentaron contracción los tres sistemas. Las barras de 2 mm de grosor del sistema EzCryl® y las del sistema Ivocap® se comportaron de manera similar pues obtuvieron un valor de 1.91 % en deformación y una desviación estándar de 1.6 para EzCryl® y 1.93 % en deformación y una desviación estándar de 1.24 para Ivocap®, los valores más bajos fueron obtenidos por el sistema PalaJet® el cual obtuvo un valor de 0.295 % de deformación y una desviación estándar de 0.369 (gráfica 1).

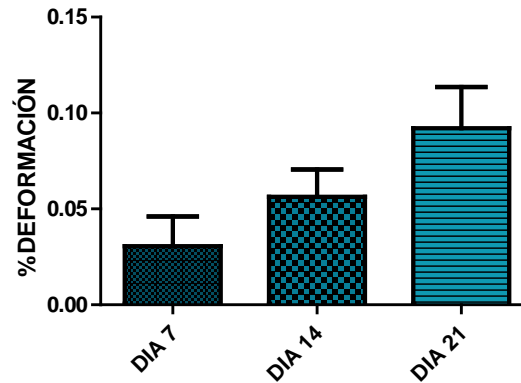
Gráfica 1. BARRAS 2 mm
(DEFORMACION EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



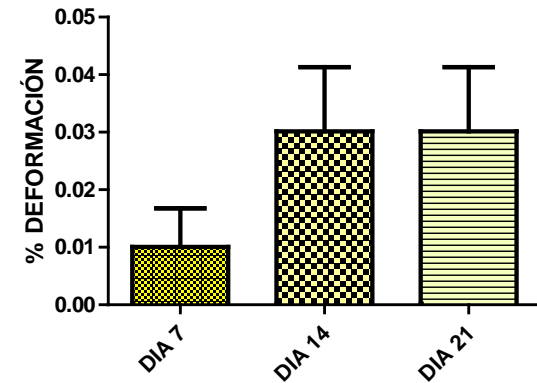
Gráfica 2. EZ-CRYL BARRAS DE 2 mm
(DEFORMACIÓN EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



Gráfica 3. IVOCAP BARRAS DE 2 mm
(DEFORMACION EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



Gráfica 4. PALAJET BARRAS DE 2 mm
(DEFORMACION EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



En ninguno de los tres sistemas de procesamiento de barra con un grosor de 2 mm presentó posterior al día 1 una deformación promedio mayor a 0.010%, lo cual es aceptable para los tres sistemas.

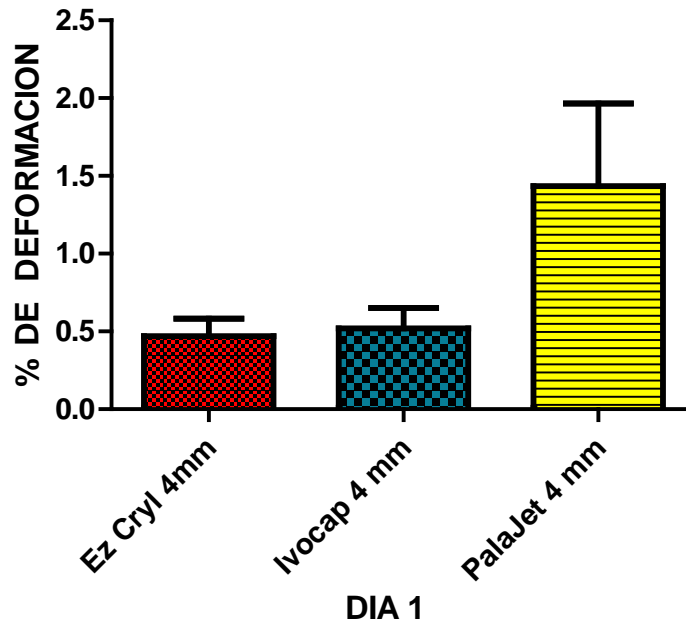
Ez Cryl® e Ivocap® tuvieron una creciente en la deformación con el paso del tiempo, siendo Ivocap® quien tuvo más cambios dimensionales al día 7 con un valor promedio del 0.03054%, y al día 21 de 0.09209% (gráfica 3); seguido de Ez Cryl® con un valor de 0.02574% para el día 7 y de 0.06141% para el día 21 (gráfica 2).

El grupo que presentó menor cambio dimensional fue PalaJet® con una deformación promedio al día 7 de 0.01% y una deformación final promedio del 0.03%, la cual fue constante para el día 14 y 21 (gráfica 4).

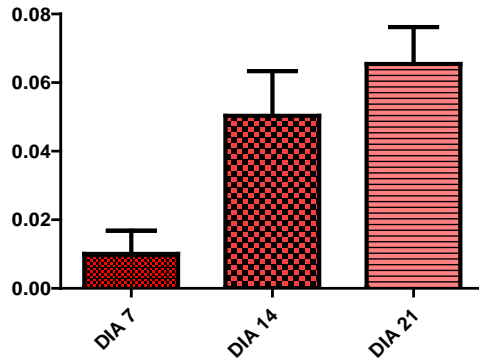
16.2 Análisis de las Muestras en Forma de Barra de 4 mm

En las muestras del sistema Ez Cryl® y el sistema Ivocap® se comportaron de manera similar obteniendo los valores más bajos, los valores fueron los siguientes: Ez Cryl® con los valores más bajos, una deformación de 0.47% y una desviación estándar de 0.35, seguido de Ivocap® con una deformación de 0.52% y una desviación estándar de 0.42. Los valores más altos fueron para el sistema PalaJet® con una deformación de 1.4% y una desviación estándar de 1.68 (Gráfica 5).

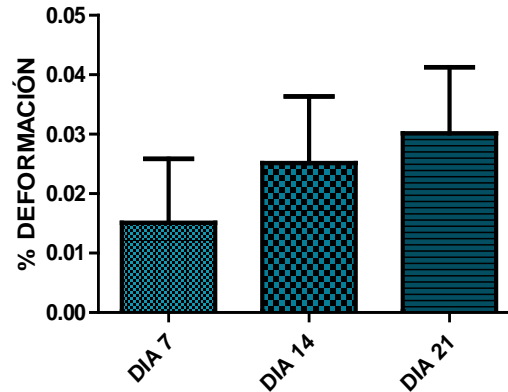
Gráfica 5. BARRAS 4 mm
(DEFORMACION EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



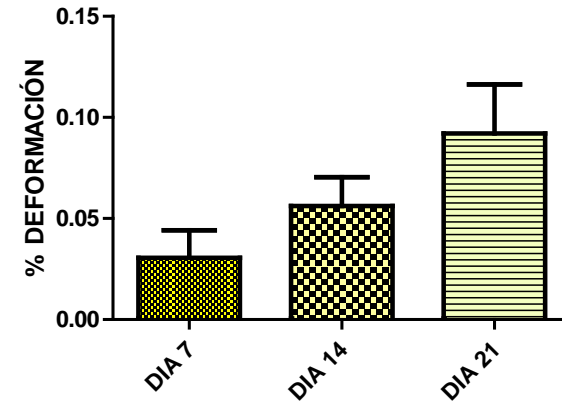
Gráfica 6. EZ-CRYL BARRAS DE 4mm
(DEFORMACIÓN EN LA LONGITUD DE LA MUESTRA)



Gráfica 7. IVOCAP BARRAS 4 mm
(DEFORMACIÓN EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



Gráfica 8. PALAJET BARRAS DE 4 mm
(DEFORMACION EN LONGITUD DE LA MUESTRA)



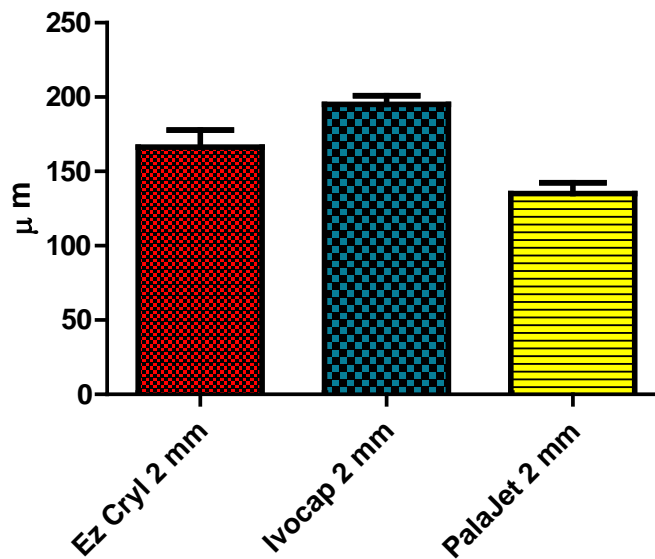
En los tres sistemas se presentaron cambios dimensionales crecientes con el transcurso del tiempo, las barras elaboradas con el sistema PalaJet® presentaron un mayor cambio dimensional en el día 7 (0.003%), en relación a los otros dos grupos (gráfica 8); seguida por Ivocap® y con mejor estabilidad inicial Ez Ceryl® (gráfica 6). Sin embargo, ningún sistema presentó un cambio dimensional mayor a 0.003% posterior al primer día. De igual manera PalaJet® presentó mayor deformación dimensional final en promedio 0.00092%, seguida de Ez Ceryl® 0.06538% y de menor deformación final Ivocap® 0.03016% (gráfica 7). A pesar de que PalaJet® presentó mayor deformación los valores no fueron mayores a 0.00092%

Los valores finales para Ez Ceryl en las muestras de 4 mm tuvieron un mejor comportamiento con un valor de 0.001007%, en comparación con las muestras de 2 mm del mismo sistema, tuvieron un valor de 0.02574% (gráficas 2 y 6). Sin embargo, el sistema Ivocap® en las barras de 4 mm presentaron menor deformación en relación a las de 2 mm, el comportamiento fue mejor en las barras de 4 mm de principio a fin (gráficas 3 y 7). Para el sistema PalaJet®, se presentó menor deformación en las barras de 2mm que en las de 4mm, la deformación posterior al día 1 de las barras de 2 mm fue menor que para la deformación inicial de las barras de 4mm (gráficas 3 y 6).

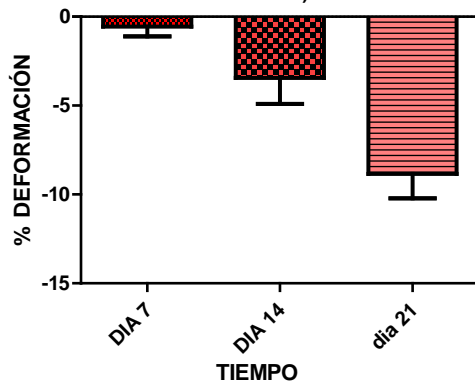
16.3 Análisis de las muestras en forma de base de 2 mm

En las muestras en forma de barra se midió y analizó el espacio formado entre el modelo y la base de los tres sistemas al día 1 correspondiente al desmoldado (gráfica 9). El valor más alto fue obtenido para Ivocap® con una separación de 195 micras, seguido de Ez Cryl® con una separación de 166 micras y con una mejor adaptación de PalaJet® con una separación de 135 micras.

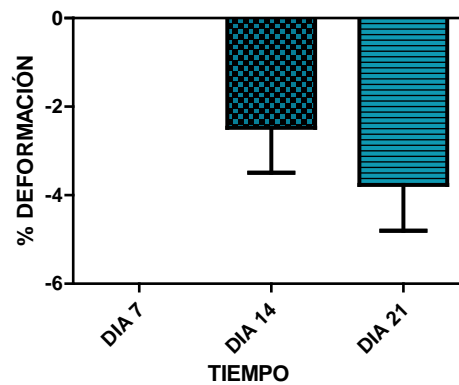
Gráfica 9. BASES DE 2 MM
(ESPACIO ENTRE MODELO Y BASE)



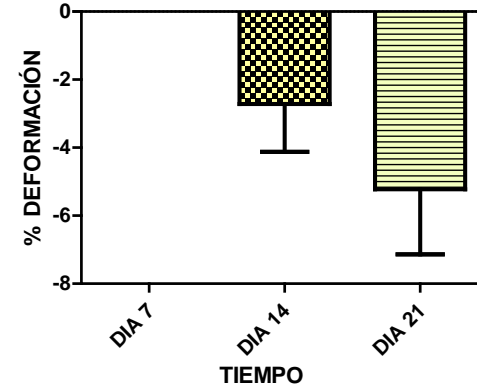
Gráfica 10. EZ-CRYL BASES DE 2 mm
(DEFORMACION DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Gráfica 11. IVOCAP BASES DE 2 mm
(DEFORMACION DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Gráfica 12. PALAJET BASES DE 2 mm
(DEFORMACION DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Recordemos que para las muestras en forma de base las mediciones se realizaron en la parte media de la muestra, por ello lo que se evaluó fue el espacio existente entre base y modelo, los valores fueron expresados de manera negativa, es decir por de bajado del cero debido a la reducción del espacio.

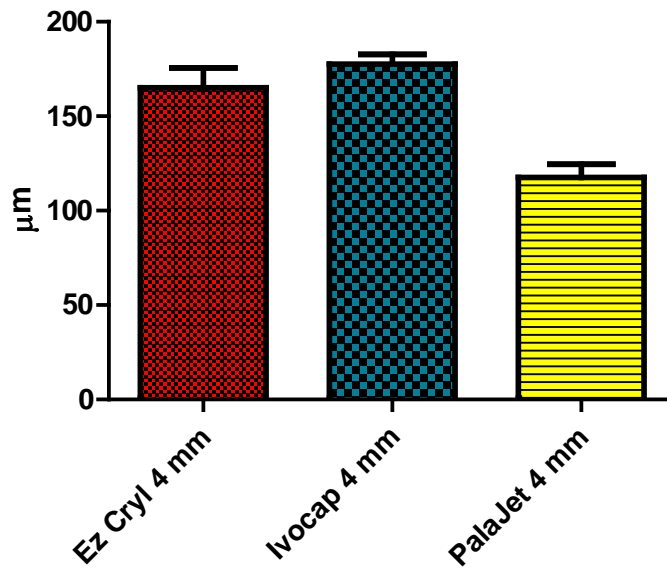
Los valores fueron decrecientes con el paso del tiempo en los tres sistemas. Para el sistema Ez Cryl® las muestras base de 2 mm de grosor tuvieron un valor promedio de deformación en el día 7 de -0.055% (gráfica 10), mientras que los sistemas Ivocap® y PalaJet® no presentaron cambios iniciales en promedio (gráficas 11y 12).

Los valores finales más altos fueron alcanzados por Ez Cryl® con un valor promedio de -8.83% (gráfica 10) seguido de PalaJet® -5.22% (gráfica 12) y finalmente con el valor promedio más bajo Ivocap® 3.77% (gráfica 11).

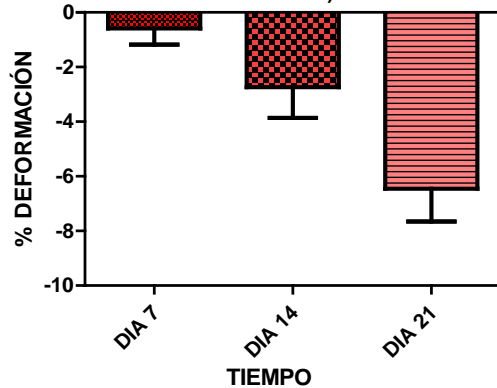
16.4 Análisis de las muestras en forma de base de 4 mm

Las muestras en forma de base con un grosor de 4 mm los valores disminuyeron en los tres sistemas, en el sistema Ez Ceryl® se comportaron de manera similar las muestras de 4 mm obtuvieron un valor de 165 micras y 166 para 2mm, en el sistema Ivocap® el valor disminuyó de 195 a 177 micras y para el sistema PalaJet® hubo una disminución en las muestras de 4 mm con respecto a las de 2 mm con valores de 135 micras y 117 micras para 2mm y 4 mm correspondientemente.

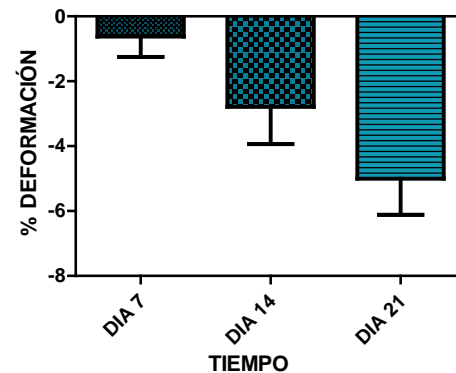
Gráfica 13. BASES DE 4 MM
(ESPACIO ENTRE MODELO Y BASE)



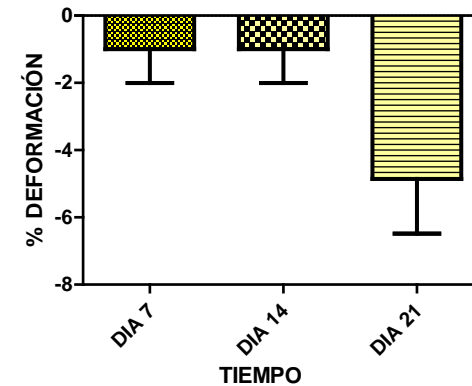
Gráfica 14. EZ-CRYL BASES 4 mm
(DEFORMACIÓN DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Gráfica 15. IVOCAP BASES DE 4 mm
(DEFORMACION DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Gráfica 16. PALAJET BASES DE 4 mm
(DEFORMACION DE LA LONGITUD ENTRE EL MODELO Y LA MUESTRA)



Para las muestras base de un grosor de 4 mm los valores también fueron decrecientes con el paso del tiempo, el valor inicial más bajo fue obtenido por el sistema Ez Cryl® 0.058% (gráfica 14), seguido por Ivocap® 0.062% y por ultimo PalaJet® con 1%, sin embargo fue el sistema PalaJet® quien obtuvo el valor final más bajo 4.8% (gráfica 16), seguido por Ivocap® (gráfica 15) con 5.0% y al último Ez Cryl® con 0.064%.

Comparando es tos grupos con l as m uestras base de grosor de 2 mm podemos apreciar que E z C ryl® obt uvo un v alor de deformación inicial muy similar en ambos grosores, sin embargo el valor final fue mayor en las muestras de 2 mm.

Para el sistema Ivocap® el valor inicial para 2 mm fue 0 mientras que en 4 mm 0.62%, de igual manera el valor final fue menor para 2 mm de 3.7% y para 4mm de 5.0%.

En el sistema PalaJet® el valor inicial para 2 mm fue 0 y para 4 mm fue de 1%, sin embargo el valor final fue menor para 4 mm con -4.8% que en 2 mm con -5.22%.

Cabe destacar que un cambio en un valor de bajo a alto representa un aumento en la deformación del material, pero representa una disminución en la longitud del espacio formado entre la muestra base y el modelo de trabajo, lo cual podría ser favorable clínicamente.

17.DISCUSIÓN

La estabilidad dimensional en prótesis total es de suma importancia y es un factor determinante en el éxito del tratamiento, cabe destacar que la estabilidad dimensional es un factor que depende de diversas variables, que pueden ser modificadas durante el procesamiento de laboratorio, el cuidado y mantenimiento e incluso durante el uso de la dentadura por el paciente.

Debe tomarse en cuenta que tanto el material de trabajo como son y esos, siliconas y separador presentan cambios y reacciones, por lo cual deben ser controlados en la fase de procesamiento, de igual manera el poli (metilmetacrilato) pueden tener cambios de contracción resultantes del procesamiento.

Chung-Jae Lee en 2010 en la Universidad de Korea comparó la adaptación de dentaduras maxilares en la zona palatina posterior al procesamiento, el estudio se realizó en un tres sistemas de inyección, en los que se incluía el sistema Ivocap®, el sistema Success® y el sistema MakPress® y dos sistemas de termocurado convencional y un sistema de resina fluida, las mediciones fueron realizadas con microscopía y sumergidas en agua por 14 días, posterior a esto se uso silicona de automix y silicona de mezclado manual se colocó entre el modelo y la prótesis y fue pesado para determinar la cantidad y la relación peso- tamaño de la brecha. Los mejores valores fueron obtenidos por el sistema de inyección MakPress® tanto en el peso de la silicona de automix como en la adaptación, los otros dos sistemas de inyección incluido Ivocap® presentaron valores similares con los sistemas convencionales, también se encontró en todos los demás sistemas una relación entre el peso y la adaptación de la prótesis.⁵⁰

En nuestro estudio el sistema Ivocap® presento valores más bajos, sin embargo no fueron significativamente diferentes a los otros dos métodos empleados, igualmente empleamos silicona de mezclado manual, aunque nosotros la usamos para enmuflar, debemos decir que el uso de la silicona es una variante que se puede modificar por el tipo manipulación.

Judit M Soto en el 2004 en la UNAM realizó un estudio en el cual comparó la estabilidad dimensional entre un sistema de microondas y dos sistemas de termocurado convencional, para lo cual proceso bases de dentaduras y seccionó la parte posterior, fueron observadas por microscopio y fotografiadas, posteriormente se proyectaron y midieron con una regla milimetrada. El sistema de microondas presentó una mejor estabilidad dimensional.²²

El sistema de curado por inyección se considera un método más eficaz debido a controlar mayor número de variantes, en nuestro estudio los valores más bajos fueron obtenidos por el sistema Ivocap®, a pesar de ello consideramos que el sistema de microondas es un método eficaz y que obtuvo valores similares a Ivocap®.

Koeck en 2007 en su libro Prótesis Completas menciona en el sistema Ivocap® que existe una expansión que se debe compensar la contracción de la resina, cuya importancia para la adaptación exacta de la prótesis definitiva es más importante que la que se puede atribuir a la contracción por polimerización observada. La variabilidad de las formas de las prótesis o los modelos no permiten una compresión porcentual de las distintas contracciones durante el enfriamiento, por ello creemos que en el sistema Ivocap® el grosor y la forma interfirió con la contracción de las muestras barra de 2mm.

Keenan en 2003 en la Universidad de Londres realizó un estudio donde comparó la estabilidad dimensional de un sistema de inyección y dos sistemas de microondas, para lo cual realizó dentaduras totales maxilares y definió puntos en los molares y con ayuda de un micrómetro digital corroboró la distancia posterior al procesado, dando como resultado la disminución de la longitud en los tres grupos, de igual manera midió la dimensión vertical en los grupos y los sumergió en agua por un periodo y con los cual tres grupos presentaron una recuperación.. Los valores fueron insignificativos sin embargo el sistema de inyección obtuvo valores más bajo en comparación de los otros dos grupos.¹⁴

En nuestro estudio se realizó de igual manera un comparativo entre estos dos sistemas, de igual manera los tres grupos presentaron una contracción de polimerización y al ser sumergidos en agua y presentar el fenómeno de sorción acuosa con lo cual hubo un recobro de la dimensión. En nuestro estudio los valores más bajos fueron los del sistema de inyección Ivocap®

Craig en su libro Materiales de Odontología Restauradora en 1998 menciona que la región de la zona posterior es la que se observan cambios más visibles, y que al conservarlas en agua experimentan una expansión lineal en esta región del 0,1- 0,2%, que compensa parcial, pero no la contracción del procesado del 0,3- 0,5% mayor parte de la expansión en agua se produce durante el primer mes. Nuestro estudio corrobora que la zona palatina es el área con mayor deformación la cual por su forma permite generar tensiones que se reflejan en la contracción, sin embargo al ser sumergida en agua por el fenómeno de sorción favorece a la recuperación parcial de la contracción por polimerización.

18. CONCLUSIONES

1. Los tres sistemas de procesado presentaron cambios dimensionales e n específico contracción durante el procesado y posterior a la inmersión e n agua se presentó una expansión.
2. Los principales cambios dimensionales en los tres sistemas se observaron en el día 1, posterior al desmenuflado y recuperación de las muestras.
3. El sistema de inyección Ivoclar® presentó una estabilidad dimensional aceptable en los dos tipos de muestra los valores no presentaron una deformación mayor a 1.93%, ya que los patrones de muestra se les dio una rango de ± 0.1 mm. También en este sistema hubo una relación contracción- grosor, en las muestras de mayor grosor hubo mayor contracción a excepción de las barras de 2mm, las cuales suponemos interfirió la forma y el grosor.
4. En el sistema PalaJet® presentó una estabilidad dimensional aceptable ya que en los dos tipos de muestra los valores no presentaron una deformación mayor a 1.4%, los patrones de muestra se les dio una rango de ± 0.1 mm por lo podemos decir que las muestras obtuvieron un estabilidad dimensional aceptable. La relación grosor-contracción solo fue llevada por las barras debido a que en las bases se obtuvo un valor menor en las muestras de 4 mm que en las de 2mm, en estas muestras suponemos interfirió la forma del paladar.

5. En el sistema Ez Cryl® presento una estabilidad dimensional aceptable, en los dos tipos de muestra los valores no presentaron una deformación mayor a 1.91, ya que las patrones de muestra se les dio una rango de $\pm 0.1\text{mm}$ podemos decir que las muestras obtuvieron una estabilidad dimensional aceptable. Los valores para las muestra barra y bases fueron similares para ambos grosores, solamente mayor en las muestras barras de 2mm con respecto a las de 4mm.
6. En las muestras en forma de bases de igual manera se presentaron cambios más significativos posteriores al desenmuflado y después a la inmersión en agua se presentó una expansión la cual se vio reflejada en la disminución del espacio entre el modelo y la base.
7. Podemos decir que al no contar con un parámetro establecido en alguna norma para estabilidad dimensional no hay un valor establecido con el cual cumplir, sin embargo los valores obtenidos para los tres sistemas consideramos son aceptables y son materiales confiables para el uso en el laboratorio de prostodoncia de la Facultad de Odontología de la UNAM.

19.REFERENCIAS

1. Anusavice. (1999) *La ciencia de los materiales dentales de Phillis*. Ed. Mc GrawHill, 10ª Edición, 1999, p.p 219-221, 230
2. Skinner E. W., Phillips R.w. *La Ciencia de Los Materiales Dentales*. Argentina, Ed. Monai; 1987, p.p 178, 179-186, 193-195
3. Vega del Barrio J.M. *Materiales en Odontología. Fundamentos Biológicos, Clínicos, Biofísicos y Fisicoquímicos*. Barcelona. Ed Avances; 1996 p.p 22-232.
4. Anusavice. *La Ciencia de los Materiales Dentales de Phillis*, Ed. Mc Graw-Hill, 10ª Edición, 1999, p.p 218
5. Ranganath LM, Seth RG. The effect of Fiber Reinforcement on the Dimensional Changes OF Poly Methyl Methacrylate Resin After Processing and After Immersion Water : an In vitro Study. *J Comtemp Dent Pract* 2011.1;12(4): 305-17
6. Sinclair GF, Clark RK. Dimensional Changes in Dentures Processed in Silicone and stone Stone Moulds. *J Prosthet Resort Dent* 2002; 10 (1) 43-
7. Garfunkel E. Evaluation of Dimensional Changes in Complete dentures Processed by Injection- Pressing and the Pack and Press Technique. *J prosthet Dent* 1983; 50: 757-61
8. Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The Comparison of Denture Base Processing Techniques. Material Characteristics. *J Prosthet Dent* 1987; 37 Pt. I:450- 9
9. Wallace PW, Gasser GN, Myers, Preskin HM. Dimensional Accuracy of Denture Resin Cured by Microwave Energy. *J Prosthet* 1991; 66: 403- 9
10. G. J. P ronyche, E .J S utow. Dimensional Stability and Dehydration of a Thermoplastic Polycarbonate- Base and two T wo P MMA-base Denture Resins. *J of Rehabilitaton* 2003; 30,1157- 1161
11. Chung-Jae Lee. Comparative Adaptation Accuracy of Acrylic denture Denture Evaluated by two Different Methods. *J Dental Materials* 2010;29 (4): 411-417.

12. Rafael X ediek Consani. D imensional A ccuracy of U pper C omplete Denture B ases: The E ffect o f M etallic F lask C losure M etthods. J Compilation Gerodontogy 2009; 26: 58-64
13. Keenan PL. R andford. D R. c lark. R K. Dimensional C hange i n Complete Dentures F abricated by I njection M olding and M icrowave Processing. J Prosthet Dent 2003: 89(1) 37-44
14. Consani RL, D omitti SS. E ffect o f P acking T ypes on t he D imensional Accuracy of Denture Base Resin C ured by the C onventional Cycle in Relation to Post- Pressing Times. Braz Dent J. 2004;15(1):63-7.
15. Ranganath LM. The Effect of F iber R einforcement on the D imensional Changes of P oly m ethyl m ethacrylate R esin a fter P rocessing a nd a fter Immersion i n Water: an i n V itro S tudy. J C ontemp Dent P ract. 2 011 1;12(4):305-1
16. Debby MS.Wang. E ffect o f P rocessing M ethod o n t he D imensional Accuracy Resin Dentures. J Prosthet Dent 1999. 24; 47-52
17. Consani RL. Dimensional Stability of Distances Between Posterior Teeth in Maxillary Complete Dentures. Braz Oral Res. 2006; 20(3):241-6.
18. Kim Y, Michalakakis. Effect of Relining Method on Dimensional Accuracy of Posterior Palatal Seal. An in Vitro Study. J Prosthodont. 2008 (3):211-8.
19. Reason M G, J epton. N J. A chieving an E ven T hickness i n H eat-Polymerized P ermanent A crylic Resin D enture B ases for Complete. J Prosthet Dent 1999;82(3): 359-61
20. Elahi JM, Abdullan MA. Effect of Different Polymerization Techniques on Dimensional Stability of Record Bases .J Prosthet Dent 1994; 71(2) 150-3
21. Soto PJM, López SA. Comparación de Cambios Dimensionales en Bases Protésicas de a Acrílicos C urados por c C alor y M icroondas. Rev Odontológica Mexicana 2004; 8 (1-2).
22. Taraoka F, Takahashi J. Controlled Polymerization System for Fabricating Precise Dentures. J ProsthetDent 2000; 83: 514-20
23. José Luis Cova. Biomateriales Dentales 2ed. Ed Amolca. 2010, pp 333.

24. Carol Dixon H. Materiales dentales aplicaciones clínicas. Ed Manual Moderno. España 2012, pag 220.
25. Mowade T.K. Effect of fiber Reinforcement on Impact strength of head polymerized polymethyl methacrylate denture base resin invitro study and Sem analysis J. adv Prosthodontics, 2012 feb; 4(1) 30-6
26. José Luis Cova, ob. cit pp. 333-337.
27. Venegas-Lancón. Influencia del ciclo de polimerización en la concentración de monómero residual de tres resinas comerciales para base de dentadura. Rev Odontológica Mexicana 2009 Vol. 13, Núm. 4 pp 205-216
28. Federico Barcelo. Materiales Dentales conocimientos básicos y aplicados 2da ed, Ed Trillas, México 2012, pp 227.
29. Koba C , Koga C . Determination of Candida species nested in denture fissures. JProsthetDent.2013 ;1(4):529-533
- 30 Humberto Guzman. Biomateriales Odontologicos de uso Clinico, 4ta ed. Ed Prisma, 2006 Colombia. pp. 216-220
31. Osvaldo Cacciacane. Protesis y Fundamentos. Ed Ripano, Madrid 2013. Pp. 665-667.
32. Robert G . Craig. Materiales de Odontología Restauradora 10 ed, Ed Harcourt Brace 1998, pp 504-509
33. Anusavice Phillips. Science of Dental Materials, 12 ed, Ed Elsevier. EUA 2013. PP. 476- 481.
34. Carol Dixon, ob. Cit pp. 218.
35. Jose Luis Osawa. Fundamentos Protopodoncia Total. Ed Trillas, México 2010, pp 373-375.
36. Ricardo Machi, Materiales dentales, 4ed Ed Panamericana, España 2009, pp 345-351.
37. José Luis Osawa, ob.cit. pp 374.
38. Carol Dixon, ob. Cit. pp 222
39. Carol Dixon, ob. Cit. Pp 222.
40. www.newstetic.com/.../256-acrilico-poli...
41. B. Koeck, ob. Cit. pp 369-371.

42. Robert G. Craig, ob. Cit. pp 503.
43. Anusavice Phillips, ob. Cit. pp 487.
44. Oscar Steenbecker. Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética. Ed Valparaiso, Chile 2006, pp 413.
45. Robert G. Craig, ob. Cit. pp 513.
46. International Standard ISO1567 Dentistry- Denture Base Polymers Third Edition. 1999.
47. Manual de Uso Sistema Ivoclar®(IvoclarVivadent) Schaan-Liechtenstein 2010
48. Manual instructivo Instructivo Sistema Palajet® (HeraeusKulser Alemania) 2010
49. Manual de Uso acrílico Acrílico Ez Cry®
50. Chung-Jae Lee. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. Dent Mater J. 2010 Aug;29(4):411-7

20. Anexos

HOJAS DE DATOS.

20.1 Muestras en forma de barra 2 mm y 4 mm Sistema Ivocap®

Muestra barra								
Muestra	Dia 1		Dia 7		Dia 14		Dia 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Ivocap 2mm	19.78	1.78	19.78	1.78	19.79	1.82	19.79	1.82
2 Ivocap 2mm	19.86	1.72	19.86	1.72	19.86	1.72	19.88	1.74
3 Ivocap 2mm	19.38	1.68	19.38	1.69	19.39	1.69	19.39	1.69
4 Ivocap 2mm	19.91	1.89	19.91	1.89	19.91	1.90	19.91	1.90
5 Ivocap 2mm	19.66	1.77	19.68	1.78	19.68	1.78	19.68	1.78
6 Ivocap 2mm	19.70	1.69	19.70	1.69	19.70	1.69	19.71	1.71
7 Ivocap 2mm	19.85	1.78	19.87	1.79	19.87	1.79	19.87	1.79
8 Ivocap 2mm	19.23	1.71	19.23	1.72	19.25	1.74	19.25	1.74
9 Ivocap 2mm	19.34	1.67	19.34	1.67	19.35	1.68	19.36	1.69
10 Ivocap 2mm	19.43	1.73	19.45	1.74	19.45	1.74	19.48	1.75
1 Ivocap 4mm	19.91	3.93	19.93	3.94	19.93	3.94	19.93	3.94
2 Ivocap 4mm	19.87	3.90	19.87	3.90	19.87	3.90	19.87	3.90
3 Ivocap 4mm	20.02	4.01	20.02	4.01	20.02	4.01	20.02	4.01
4 Ivocap 4mm	19.97	3.98	19.97	3.98	19.98	3.99	19.98	3.99
5 Ivocap 4mm	19.78	3.89	19.79	3.89	19.79	3.90	19.79	3.90
6 Ivocap 4mm	19.92	4.0	19.92	4.0	19.92	4.0	19.92	4.0
7 Ivocap 4mm	19.76	3.87	19.76	3.87	19.76	3.88	19.76	3.88
8 Ivocap 4mm	19.87	3.92	19.87	3.92	19.87	3.93	19.88	3.93
9 Ivocap 4mm	19.88	3.89	19.88	3.89	19.88	3.89	19.88	3.89
10 Ivocap 4mm	19.98	4.01	19.98	4.01	19.99	4.01	19.99	4.01

20.1.2 Muestras en forma de barra de 2 mm y 4 mm Sistema PalaJet®

Muestra barra								
Muestra	Día 1		Día 7		Día 14		Día 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Palajet2mm	20.01	1.99	20.01	1.99	20.02	1.99	20.02	1.99
2 Palajet 2mm	19.98	1.99	19.98	2.0	19.98	2.0	19.98	2.0
3 Palajet 2mm	19.86	2.01	19.86	2.01	19.86	2.01	19.86	2.01
4 Palajet 2mm	19.97	1.99	19.97	1.99	19.97	1.99	19.97	1.99
5 Palajet 2mm	20.0	2.01	20.0	2.01	20.0	2.01	20.0	2.01
6 Palajet 2mm	19.94	1.96	19.94	1.96	19.95	1.96	19.95	1.96
7 Palajet 2mm	19.97	1.99	19.98	1.99	19.98	1.99	19.98	1.99
8 Palajet 2mm	19.82	1.90	19.83	1.92	19.84	1.93	19.84	1.93
9 Palajet2mm	19.84	2.02	19.84	2.02	19.85	2.02	19.85	2.02
10 Palajet 2mm	20.02	1.97	20.02	1.97	20.02	1.99	20.02	1.99
1 Palajet 4mm	20.02	4.01	20.02	4.01	20.02	4.01	20.02	4.01
2 Palajet 4mm	19.17	4.0	19.17	4.01	19.19	4.01	19.21	4.01
3 Palajet 4mm	19.89	4.0	19.89	4.0	19.90	4.0	19.91	4.01
4 Palajet 4mm	19.95	3.97	19.95	3.97	19.95	3.98	19.96	3.98
5 Palajet 4mm	19.23	3.91	19.25	3.92	19.25	3.92	19.27	3.94
6 Palajet 4mm	19.46	3.87	19.46	3.88	19.46	3.88	19.46	3.89
7 Palajet4mm	19.51	3.84	19.52	3.85	19.53	3.85	19.53	3.86
8 Palajet 4mm	20.01	4.02	20.01	4.02	20.02	4.02	20.02	4.02
9 Palajet 4mm	19.96	4.0	19.98	4.0	19.98	4.0	19.99	4.0
10 Palajet 4mm	19.93	3.98	19.94	3.98	19.94	3.98	19.94	3.98

20.1.3 Muestras en forma de barra de 2 mm y 4 mm Sistema Ez Cryl®

Muestra barra								
Muestra	Dia 1		Dia 7		Dia 14		Dia 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Ez cryl 2mm	19.18	1.89	19.20	1.90	19.21	1.90	19.21	1.91
2 Ez cryl 2mm	19.47	1.94	19.45	1.95	19.46	1.96	19.46	1.96
3 Ez cryl 2mm	19.96	1.99	19.96	1.99	19.98	2.0	19.98	2.0
4 Ez cryl2mm	19.89	1.83	19.89	1.84	19.89	1.84	19.89	1.84
5 Ez cryl 2mm	19.26	1.90	19.26	1.91	19.27	1.91	19.27	1.91
6 Ez cryl2mm	20.0	2.01	20.0	2.01	20.0	2.01	20.01	2.02
7 Ez cryl2mm	19.36	1.89	19.38	1.90	19.38	1.90	19.38	1.91
8 Ez cryl 2mm	19.54	1.92	19.56	1.93	19.56	1.94	19.56	1.94
9 Ez cryl 2mm	19.54	1.86	19.54	1.86	19.54	1.87	19.55	1.87
10 E z cr yl 2mm	19.98	2.01	19.99	2.01	19.99	2.01	19.99	2.01
1 Ez cryl 4mm	20.01	4.0	20.01	4.01	20.01	4.01	20.02	4.01
2 Ez cryl4mm	19.91	3.95	19.91	3.95	19.92	3.97	19.92	3.98
3 Ez cryl 4mm	19.84	3.89	19.85	3.89	19.85	3.90	19.86	3.90
4 Ez cryl 4mm	19.93	3.97	19.93	3.97	19.93	3.97	19.93	3.97
5 Ez cryl4mm	19.77	3.87	19.77	3.88	19.79	3.89	19.79	3.89
6 Ez cryl 4mm	19.89	4.0	19.89	4.0	19.90	4.0	19.90	4.0
7 Ez cryl 4mm	19.93	4.01	19.93	4.01	19.95	4.01	19.95	4.01
8 Ez cryl 4mm	20.0	3.93	20.0	3.95	20.01	3.96	20.01	3.97
9 Ez cryl4mm	19.91	3.98	19.91	3.98	19.91	3.99	19.92	4.0
10 E z cr yl 4mm	19.87	3.89	19.88	3.90	19.89	3.90	19.89	3.90

20.1.4 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm Sistema Ivocap®

Muestra base								
Muestra	Dia 1		Dia 7		Dia 14		Dia 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Ivocap 2mm	15 l	1.65	15 l	1.65	15 l	1.65	14 l	1.67
2 Ivocap 2mm	13 l	1.78	13 l	1.78	13 l	1.78	13 l	1.78
3 Ivocap 2mm	17 l	1.72	17 l	1.72	16 l	1.75	16 l	1.75
4 Ivocap 2mm	16 l	1.89	16 l	1.90	16 l	1.90	15 l	1.90
5 Ivocap 2mm	16 l	1.82	16 l	1.82	16 l	1.83	16 l	1.83
6 Ivocap 2mm	17 l	1.71	17 l	1.73	17 l	1.73	17 l	1.74
7 Ivocap 2mm	15 l	1.82	15 l	1.84	14 l	1.85	14 l	1.86
8 Ivocap 2mm	14 l	1.79	14 l	1.79	14 l	1.79	14 l	1.79
9 Ivocap 2mm	15 l	1.85	15 l	1.85	14 l	1.86	14 l	1.87
10 l vocap 2mm	18 l	1.69	18 l	1.69	17 l	1.71	17 l	1.71
1 Ivocap 4mm	14 l	3.95	14 l	3.95	14 l	3.96	14 l	3.97
2 Ivocap 4mm	16 l	3.89	15 l	3.90	15 l	3.90	15 l	3.90
3 Ivocap 4mm	13 l	3.97	13 l	3.99	13 l	4.0	13 l	4.0
4 Ivocap 4mm	15 l	4.03	15 l	4.03	15 l	4.03	14 l	4.03
5 Ivocap 4mm	12 l	3.91	12 l	3.91	13 l	3.91	13 l	3.92
6 Ivocap 4mm	16 l	3.96	16 l	3.97	15 l	3.98	15 l	3.99
7 Ivocap 4mm	14 l	3.87	14 l	3.90	14 l	3.91	14 l	3.91
8 Ivocap 4mm	15 l	3.96	15 l	3.96	15 l	3.97	15 l	3.97
9 Ivocap 4mm	12 l	3.99	12 l	3.99	12 l	3.99	12 l	3.99
10 l vocap 4mm	14 l	3.98	14 l	3.98	14 l	3.99	14 l	4.0

20.1.5 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm Sistema PalaJet®

Muestra base								
Muestra	Dia 1		Dia 7		Dia 14		Dia 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Palajet2mm	10 l	1.98	10 l	1.99	10 l	1.99	10 l	1.99
2 Palajet 2mm	12 l	1.96	12 l	1.96	12 l	1.98	12 l	1.98
3 Palajet 2mm	13 l	1.88	13 l	1.90	12 l	1.91	12 l	1.92
4 Palajet 2mm	9 l	1.93	9 l	1.95	9 l	1.95	9 l	1.95
5 Palajet 2mm	11 l	1.97	11 l	1.97	11 l	1.99	10 l	1.99
6 Palajet 2mm	8 l	2.0	8 l	2.0	8 l	2.0	8 l	2.0
7 Palajet 2mm	10 l	1.92	10 l	1.92	10 l	1.92	10 l	1.93
8 Palajet 2mm	9 l	1.95	9 l	1.96	9 l	1.96	9 l	1.96
9 Palajet2mm	13 l	1.86	13 l	1.87	13 l	1.88	12 l	1.90
10 Palajet 2mm	13 l	2.0	13 l	2.0	13 l	2.0	13 l	2.01
1 Palajet 4mm	11 l	4.02	11 l	4.02	11 l	4.02	11 l	4.02
2 Palajet 4mm	6 l	3.97	6 l	3.97	6 l	3.98	6 l	3.98
3 Palajet 4mm	9 l	4.02	9 l	4.02	9 l	4.02	9 l	4.02
4 Palajet 4mm	11 l	4.04	11 l	4.04	11 l	4.04	11 l	4.04
5 Palajet 4mm	8 l	3.97	8 l	3.98	8 l	3.99	8 l	3.99
6 Palajet 4mm	10 l	3.89	10 l	3.89	10 l	3.89	10 l	3.89
7 Palajet4mm	12 l	3.96	12 l	3.96	12 l	3.97	12 l	3.97
8 Palajet 4mm	8 l	4.01	8 l	4.01	8 l	4.01	8 l	4.01
9 Palajet 4mm	10 l	4.0	10 l	4.0	10 l	4.01	10 l	4.01
10 P alajet 4mm	9 l	3.97	9 l	3.98	9 l	3.98	9 l	4.0

20.1.6 Muestras en forma de base de 2 mm y 4 mm Sistema Ez Cryl®

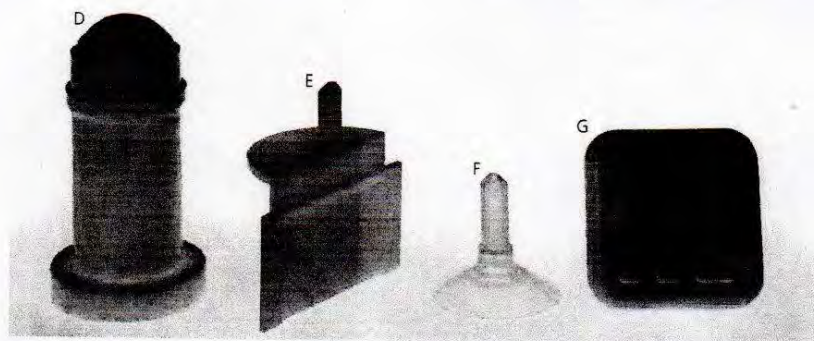
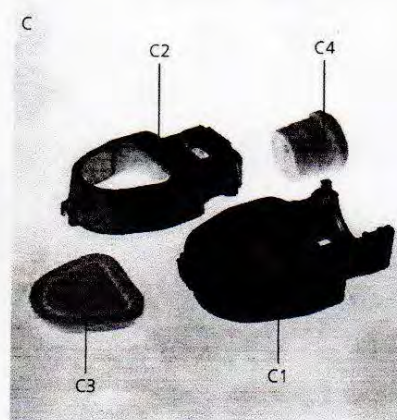
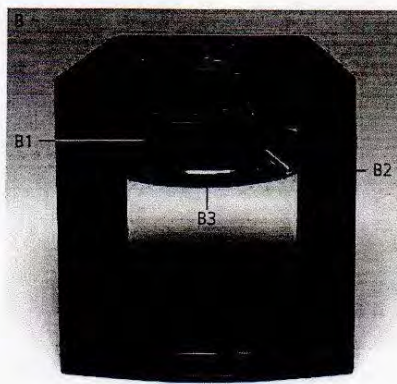
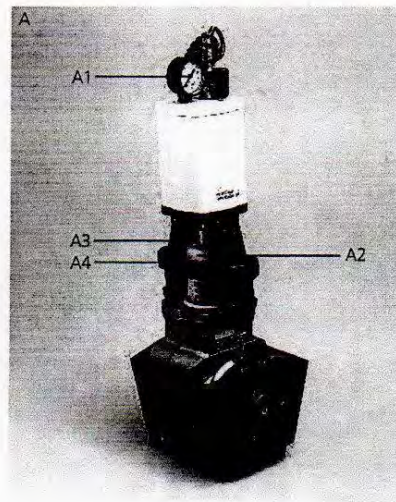
Muestra base								
Muestra	Dia 1		Dia 7		Dia 14		Dia 21	
	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor	Distancia	Grosor
1 Ez cryl 2mm	11 l	1.96	11 l	1.97	10 l	1.97	10 l	1.97
2 Ez cryl 2mm	10 l	1.98	10 l	1.98	10 l	1.98	10 l	1.98
3 Ez cryl 2mm	14 l	2.0	14 l	2.02	14 l	2.02	14 l	2.02
4 Ez cryl2mm	12 l	1.94	12 l	1.95	12 l	1.95	12 l	1.96
5 Ez cryl 2mm	9 l	1.93	9 l	1.94	9 l	1.95	9 l	1.95
6 Ez cryl2mm	13 l	2.0	13 l	2.01	13 l	2.01	13 l	2.01
7 Ez cryl2mm	15 l	2.01	15 l	2.01	15 l	2.01	15 l	2.02
8 Ez cryl 2mm	17 l	1.97	17 l	1.98	17 l	1.99	17 l	1.99
9 Ez cryl 2mm	14 l	1.83	14 l	1.83	14 l	1.85	14 l	1.86
10 E z cr yl 2mm	18 l	2.02	18 l	2.02	18 l	2.02	18 l	2.03
1 Ez cryl 4mm	11 l	4.02	11 l	4.02	11 l	4.03	11 l	4.03
2 Ez cryl4mm	10 l	3.98	10 l	3.99	10 l	3.99	10 l	4.0
3 Ez cryl 4mm	15 l	4.0	15 l	4.0	15 l	4.0	15 l	4.0
4 Ez cryl 4mm	13 l	4.02	13 l	4.03	12 l	4.03	12 l	4.03
5 Ez cryl4mm	17 l	4.07	17 l	4.08	17 l	4.08	17 l	4.08
6 Ez cryl 4mm	9 l	4.01	9 l	4.01	9 l	4.01	9 l	4.03
7 Ez cryl 4mm	14 l	4.03	14 l	4.03	14 l	4.03	14 l	4.03
8 Ez cryl 4mm	12 l	3.98	12 l	3.98	12 l	3.98	11 l	4.0
9 Ez cryl4mm	15 l	4.0	15 l	4.0	15 l	4.0	15 l	4.01
10 E z cr yl 4mm	16 l	4.09	16 l	4.09	16 l	4.09	16 l	4.10

20.2 Instructivos

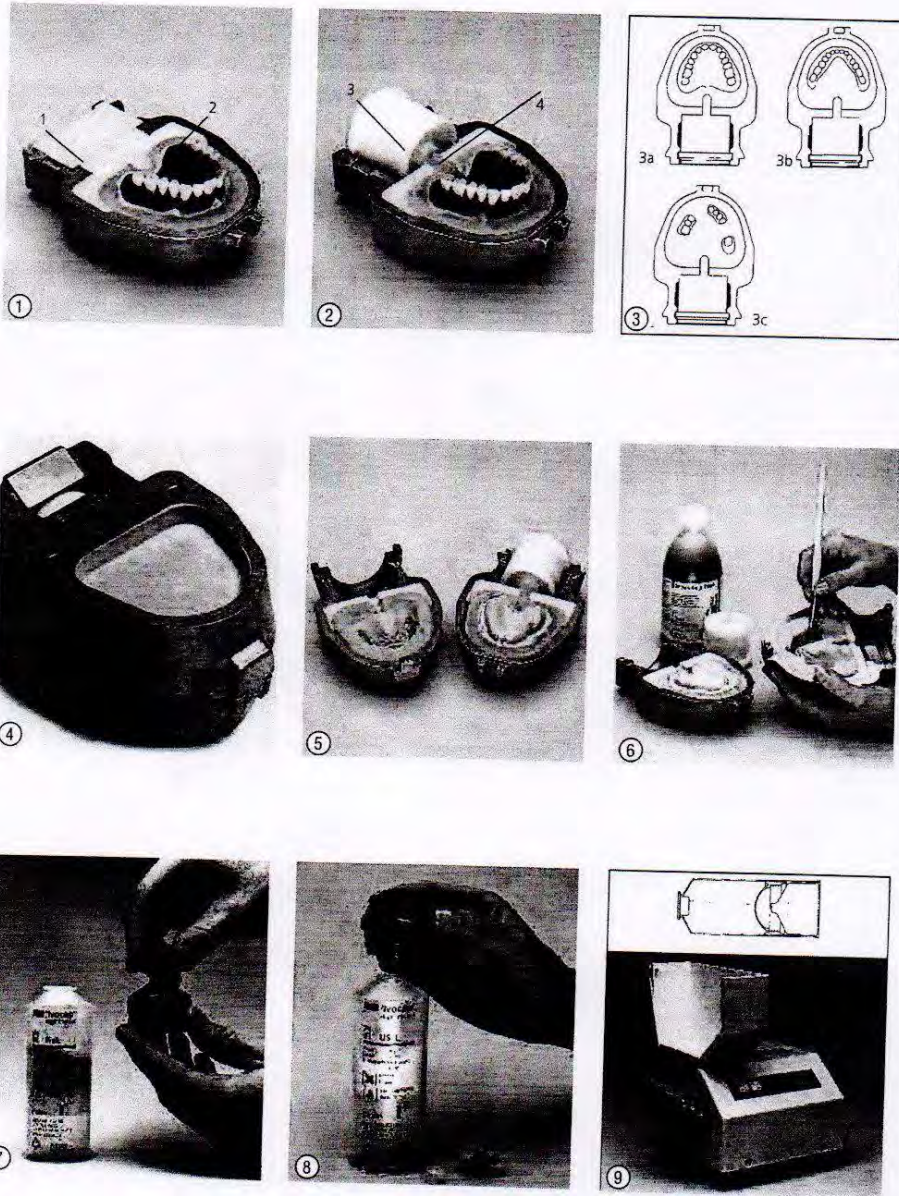
20.2.1 Instructivo Ivocap®

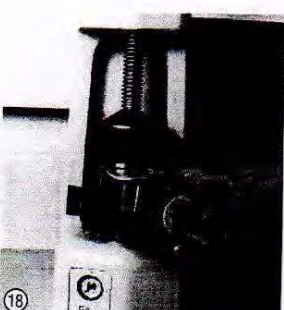
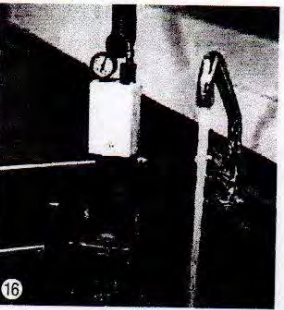
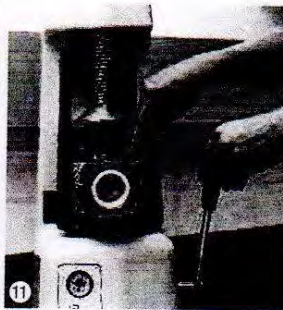
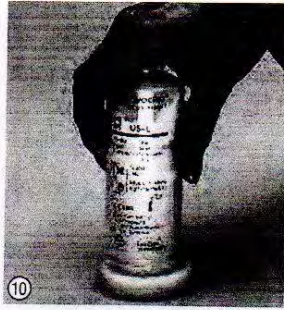


List of parts / Teilverzeichnis
Liste des composants / Elenco particolari /
Despiece / Lista de partes



Verarbeitung / Step-by-step procedure / Mise en oeuvre / Istruzioni d'uso / Instrucciones de Uso / Procedimento





Español

Instrucciones de Uso

Descripción del producto

SR Ivocap es un sistema de inyección especialmente desarrollado que controla la contracción de polimerización mediante calor / presión del acrílico durante la polimerización, gracias a la inyección continuada de material. El sistema de inyección SR Ivocap permite así obtener prótesis de calidad con extraordinarias propiedades físicas.

Composición

SR Ivocap High Impact

Polvo:

Polimetilmetacrilato, Copolímero, Peróxido de benzoilo, Pigmentos

Líquido:

Metilmetacrilato, Dimetacrilato (reticulante), Copolímero

SR Ivocap Clear

Polvo:

Polimetilmetacrilato, Peróxido de dibenzoilo

Líquido:

Metilmetacrilato, Dimetacrilato (reticulante)

Despiece

SR Ivocap System

A) Inyector "ID2"

A1 = Manómetro

A2 = Pistón

A3 = Agarres del inyector

A4 = Brida de seguridad

B) Brida

B1 = Uñeta

B2 = Anillo de presión con mango

B3 = Placa de presión

C) Muffa

C1 = Parte inferior muffa

C2 = Parte superior muffa

C3 = Tapa de la muffa

C4 = Guía de centrado

D) Embolo de inyección

E) Patrón de revestimiento

F) Embudo

G) Temporizador

Indicaciones

SR Ivocap High Impact, SR Ivocap Clear

- Prótesis total
- Prótesis parcial
- Rebases
- Trabajos ortodónticos
- Férulas

Contraindicaciones

- El contacto de material sin polimerizar con la cavidad oral
- En caso de alergia conocida a alguno de sus componentes

Notas importantes

- En modo alguno humectar los dientes con monómero SR Ivocap, ya que ello provoca una insuficiente adhesión a los mismos
- Humedecer bien los modelos antes del enmuffado
- Antes del enmuffado aplicar separador en la parte interna de las muffas
- Los canales de inyección deberán tener un diámetro de 3-5 mm.
- Limpiar a fondo y aislar las superficies de yeso.
- Respetar con exactitud los tiempos de polimerización y enfriamiento.
- El contacto de agentes disolventes o monómero, con el material de prótesis polimerizado, puede provocar decoloraciones blancas.
- En caso de ser imprescindible aislar los cuellos de los dientes con el sistema SR Ivocap, se recomienda utilizar el siguiente producto: Sil-Tech® Super (Ivoclar Vivadent). El uso de otros productos puede provocar reacciones negativas del material de prótesis

Advertencias

- El monómero contiene metilmetacrilato (MMA)
- MMA es fácilmente inflamable – punto de inflamación + 10° C
- MMA sin polimerizar irrita los ojos, las vías respiratorias y la piel
- Es posible una sensibilización por contacto con la piel
- Evitar el contacto de la piel con el monómero y con material sin polimerizar. Los guantes clínicos comerciales no proveen de protección al efecto de sensibilización de los metacrilatos
- No inhalar los vapores
- Mantener alejado de fuentes inflamables – no fumar
- No verter el monómero en la canalización
- Tomar medidas contra cargas electrostáticas

Instrucciones de uso

① Enmuffado – mitad inferior

Colocar los patrones de enmuffado (1) en la muffa, mezclar el yeso duro y enmuffar el modelo humedecido. Eliminar el sobrante de yeso del aislante térmico (2) y de las partes de la muffa.

② Colocación del embudo

Retirar el patrón una vez fraguado el yeso y colocar en su lugar la guía de enmuffado (3) con embudo (4).

③ Canales de inyección

En prótesis completas superiores basta con colocar un único canal de inyección en forma de delta desde el extremo del embudo al paladar (fig. 3a). En prótesis completas inferiores deben aplicarse siempre dos canales de inyección hacia los extremos posteriores de la prótesis (fig. 3b). En

el caso de esqueléticos con sillas individuales debe colocarse un canal en el extremo distal o un canal circular (línea punteada) en cada silla (fig. 3c).

Colocar los canales de cera rosa antes de la preparación de la contramufra. Si los canales de inyección se hacen después del escaldado y antes del aislamiento, deben realizarse con fresa.

- Los canales de inyección deben tener un diámetro de 3-5 mm.
- Elegir el recorrido más corto.
- No dañar los bordes de yeso a lo largo del embudo de inyección; éstos hermetizan posteriormente el hombro de la mufra.

④ Enmufado – mitad superior

Colocar la mitad superior de la mufra tras el aislamiento con vaselina o con Separating Fluid de Ivoclar Vivadent. Mezclar el yeso y rellenar la contramufra hasta que las superficies incisales y las caras masticatorias de los dientes queden ligeramente cubiertas.

Para facilitar el desenmufado, se coloca un folio de papel que actúa como capa separadora (humedecer el folio de papel).

A continuación llenar la mufra hasta el borde, colocar la tapa y presionar con la mano hasta el tope.

¡No cerrar la mufra con prensa!

⑤ Escaldado

Precalentar la mufra al menos durante 5 minutos en agua muy caliente. Eliminar la cera y escaldar bien. A continuación, dejar enfriar ambas mitades de la mufra a temperatura ambiente. Eliminar los restos de yeso del embudo, borde de la mufra y aislante térmico.

⑥ Aislamiento

Las superficies de yeso todavía húmedas se aíslan dos veces con Separating Fluid de Ivoclar Vivadent. También puede utilizarse una pistola pulverizadora con separador. Evitar la formación de charcos p.ej. en el fondo de saco o en los espacios interdentes. **No** eliminar la capa de separador con agua.

⑦ Preparación de las cápsulas

Contenido de la cápsula:

20 gr. polímero, 30 ml. monómero

a) Extraer el recipiente de monómero de la cápsula y abrir por la zona de rotura girando el extremo.

- ⑧ b) Verter el monómero dentro de la cápsula.

c) Antes de la mezcla, volver a colocar el recipiente de monómero en la cápsula.

Inmediatamente después de añadir el monómero iniciar la mezcla (5 minutos en el Cap-Vibrador)

- ⑨ d) Colocar la cápsula en el Cap-Vibrador, fijar la cápsula con la cinta de goma y mezclar durante **5 minutos**.

Durante la mezcla se forma una bola de material de prótesis SR Ivocap. Si después de una correcta mezcla de 5 minutos no

se ha formado una bola, puede prolongarse la mezcla durante otros 30 segundos. En caso de no formarse una bola de material, no influyen en modo alguno en la calidad del material de prótesis.

No mezclar durante más de 7 minutos, ya que la resina se calienta durante la mezcla, incrementando así el riesgo de una polimerización prematura.

- ⑩ e) Retirar el recipiente de monómero vacío, p.ej. con aire comprimido, colocar la cápsula sobre el émbolo y empujar el material hacia arriba con ligeros movimientos basculantes. Eliminar el aire por la tapa abierta.

No puede quedar aire entre el material y el émbolo. Las cápsulas mezcladas pueden almacenarse hasta 5 días en lugar refrigerado y oscuro. Antes de volver a utilizar, dejar a temperatura ambiente.

⑪ Fijación de la mufra

Colocar la guía de centrado con embudo en la mitad inferior de la mufra. A continuación, unir con cuidado ambas mitades de la mufra y procurar que la tapa de la misma esté correctamente asentada.

Seguidamente introducir la mufra en la brida hasta el tope. Colocar la brida con la mufra en una prensa hidráulica dental y cargar con 3 toneladas (en prensas dentales corresponde a 80 bar de presión). Al mismo tiempo, girar la uñeta (B1) de la brida hacia la derecha. Eliminar el aire comprimido y extraer la brida con la mufra de la prensa.

⑫ Colocación de la cápsula SR Ivocap

Retirar la tapa de la cápsula e introducir la cápsula hasta el tope en la mufra.

⑬ Colocación del inyector

Extraer totalmente el pistón del inyector, p.ej. tirando de la barra del pistón con la llave de paso del aire comprimido abierta.

Colocar el inyector SR Ivocap sobre la mufra, levantar la brida de seguridad (A4), introducir el pistón en la cápsula hasta que los agarres del inyector encajen correctamente en la mufra. A continuación bajar la brida de seguridad hasta que encaje.

⑭ Inyección

Conectar el inyector de presión con la llave de aire comprimido cerrada a la instalación de aire (6 bar).

Abrir lentamente la llave de paso del aire comprimido. El pistón desciende e inyecta el material SR Ivocap en el modelo.

- Si se utiliza una segunda vez material sobrante SR Ivocap o éste fue mezclado hace tiempo, debe prolongarse el tiempo de inyección 10 minutos
- Templar el material sobrante a temperatura ambiente antes de su uso
- Si durante el proceso de inyección aparece la marca roja en el pistón, es que la cápsula está vacía. Mezclar una cápsula nueva y reemplazar la vacía.

15 Polimerización

Colocar la unidad SR-Ivocap en una bañera de polimerización adecuada. La superficie del agua debe cubrirse con bolas flotantes de plástico para evitar una pérdida innecesaria de calor del baño de agua (aislamiento). Procurar que no quede ninguna bola de plástico debajo de la brida.

- Graduar la temperatura del agua de tal manera que esté hirviendo durante todo el proceso de polimerización
- El nivel del agua debe llegar hasta la marca roja de la brida, pero durante toda la polimerización no debe sobrepasar ésta
- El tiempo de polimerización una vez que ha empezado a hervir es exactamente de 35 minutos
- No interrumpir el proceso de cocción por la introducción posterior de otras muelas
- Monómero residual según ISO 20795-1 <2,2%. Para que el monómero residual sea inferior al 1% debe polimerizarse con agua hirviendo durante 90 minutos. Esto provoca una polimerización del material sobrante de la cápsula

Consecuencias por un nivel de agua incorrecto durante la polimerización

- **Por encima de la marca roja:**
 - Polimeriza el material de la cápsula; se hace imposible una inyección continuada durante la polimerización
 - Pérdida de material por polimerización del posible material sobrante.
- **Por debajo de la marca roja:**
 - Zonas del paladar, línea de Post Dam o zonas retromolares parcialmente sin polimerizar

16 Enfriamiento

La unidad SR Ivocap se extrae del agua hirviendo una vez transcurridos los 35 minutos de polimerización y se enfría directamente en agua fría.

Durante los primeros 20 minutos, la presión de la brida y la de inyección debe ser constante.

A los 20 minutos se puede retirar el inyector. Sin embargo, la brida con la muela deben permanecer otros diez minutos en agua fría.

Tiempo total de enfriamiento: 30 minutos.

- 17 Una llave de paso en el inyector permite mantener la presión de inyección durante el enfriamiento, independientemente del suministro de aire comprimido. Ello se traduce en una mayor movilidad, ya que la bañera de enfriamiento no tiene que estar necesariamente cerca de la conexión de aire comprimido.
- 18 **Desenmulado**
Colocar la brida en la prensa y volver a cargar con 3 toneladas. Desplazar la uñeta (B1) hacia la izquierda y eliminar la presión. Retirar la muela de la brida.
- 18 **Procedimiento recomendado:**
 - Retirar ambas tapas de plástico de la muela. Colocar la muela con la parte más delgada hacia delante en la prensa.

Colocar una plantilla adecuada entre el yeso y el plato de la prensa de tal forma que no toque directamente la muela. Cargar a continuación con presión mínima (fig. 19)

- Introducir un destornillador ancho en la ranura al lado de la espiga guía y levantar la mitad superior de la muela (fig. 19)
- Retirar la muela de la prensa, girar la misma y volver a repetir el proceso. El yeso se puede eliminar de la muela sin problemas y sin necesidad de ejercer fuerza (p.e.: martillo)
- La eliminación del yeso se hace de forma habitual
- Acabado y pulido como de costumbre
- También pueden utilizarse aparatos para desenmular

Reparaciones

Para realizar reparaciones se recomiendan las resinas autopolimerizables Ivoclar Vivadent, las cuales están disponibles en todos los colores SR Ivocap. Las instrucciones de uso de dichos materiales de Ivoclar Vivadent, explican detalladamente los métodos de reparación. Rogamos observen las instrucciones de uso de cada uno de los aparatos.

Condiciones de almacenamiento

- Conservar el material en un lugar fresco, oscuro y bien ventilado
 - Sin mezclar: A temperatura ambiente (2–28°C / 36–82°F)
 - Mezclado: Máx. 5 días en lugar fresco y protegido de la luz a 8°C / 46°F
- En caso de almacenamiento en frigorífico, sacar la cápsula una hora antes de su utilización para que alcance la temperatura ambiente
- No utilizar el producto una vez caducado
- Mantener fuera del alcance de los niños

Clasificación según ISO 20795-1

Tipo I, clase 1

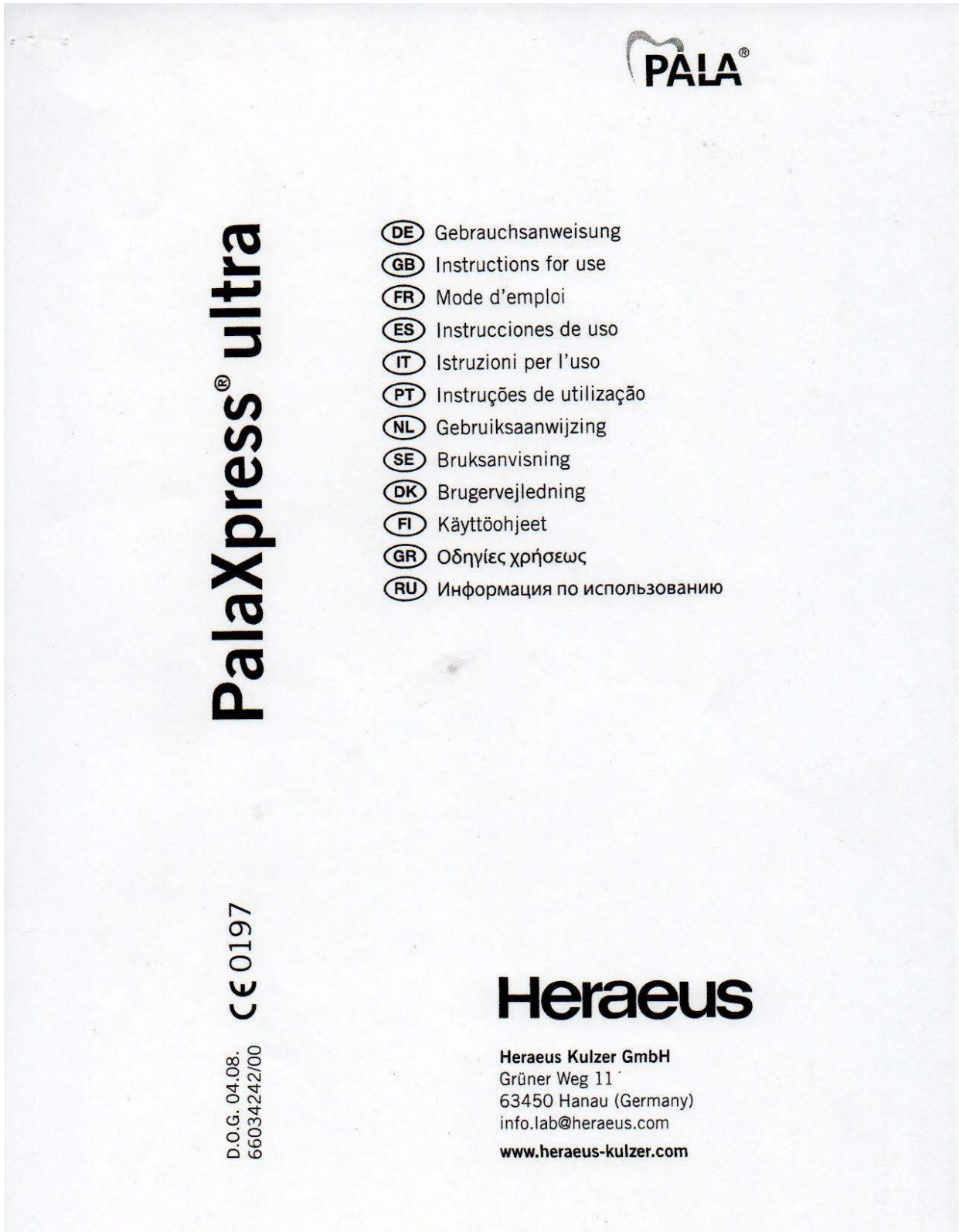
Fecha de elaboración de estas Instrucciones de uso: 11/2010

Fabricante

Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan / Liechtenstein

El material ha sido fabricado para uso dental y debe manipularse según instrucciones de uso. El fabricante no se hace responsable de los daños ocasionados por otros usos o una manipulación indebida. Además, el usuario está obligado a comprobar, bajo su propia responsabilidad, antes de su uso si el material es apto para los fines previstos, sobre todo si éstos no figuran en las instrucciones de uso.

20.2.2 Instructivo PalaJet®



PALA®

PalaXpress® ultra

- DE Gebrauchsanweisung
- GB Instructions for use
- FR Mode d'emploi
- ES Instrucciones de uso
- IT Istruzioni per l'uso
- PT Instruções de utilização
- NL Gebruiksaanwijzing
- SE Bruksanvisning
- DK Brugervejledning
- FI Käyttöohjeet
- GR Οδηγίες χρήσεως
- RU Информация по использованию

D.O.G. 04.08.
66034242/00

CE 0197

Heraeus

Heraeus Kulzer GmbH
Grüner Weg 11
63450 Hanau (Germany)
info.lab@heraeus.com
www.heraeus-kulzer.com

ES Instrucciones de uso

Composición

Autopolimerizado, compuesto de polvo y líquido.
Componente principal del polvo:
copolímero de metacrilato de metilo.
Componentes principales del líquido:
metacrilato de metilo, dimetacrilato y caucho parcialmente modificado.
El sistema catalizador no contiene aminas terciarias. PalaXpress ultra no contiene cadmio.

Ámbito de aplicación

Material odontológico de base para prótesis utilizado para las técnicas de inyección y vertido de aplicación universal y altamente resistente a la rotura.

Procedimientos de inyección:

– Prótesis totales del maxilar superior e inferior

Procedimientos de colado:

- Técnica de colado
- Realización de prótesis coladas
- Diseño del borde
- Reparaciones
- Rebases indirecto

Para prótesis dentales fijas y extraíbles.

Contraindicación

Los rebases directos con PalaXpress ultra están contraindicados.

Observaciones

El producto contiene monómeros polimerizables (p. ej., acrilato/metacrilato) que pueden provocar alergia cutánea en personas sensibles. El producto no debe utilizarse si se produce irritación por las resinas basadas en acrilato/metacrilato ni en casos de alergia conocida a estas resinas. Durante la colocación del diente en cera, no debe utilizarse ningún aislante a base de alcohol (para la separación de yesos y ceras), ya que pueden provocar decoloraciones blancas en la superficie basal de la prótesis.

Procedimientos de inyección

Dosificación y procesamiento

PalaXpress ultra se presenta en un vaso dosificador con una proporción de mezcla de 30 g de polvo por 15 ml de líquido (2:1). Esta cantidad es la correspondiente para una prótesis total de tamaño medio. El momento de la inyección llega cuando la superficie de la masa es mate. Para obtener más información acerca del procesamiento de inyección de PalaXpress ultra, consultar el manual de usuario de Palajet®.

Polimerización

El tiempo de polimerización en un envase presurizado es de 30 min, la temperatura del agua, de 55°C y la presión, de 2 bar. Para obtener más información acerca de los programas de polimerización, consultar el manual de usuario de Palamat® elite.

Procedimientos de colado

Tareas preparatorias

Para la fabricación del tipo se recomienda el uso de yeso duro de clase III. Los dientes artificiales elaborados en cera se fijan por medio de yeso o silicona (molde/cubeta de yeso). Después de extraer la cera con agua caliente (sin aditivos químicos), debe aplicarse dos finas capas de Aístar® en el modelo de yeso (consulte las instrucciones de uso). Sólo de este modo se garantizará una calidad de superficie adecuada en los modelos a partir de PalaXpress ultra. Para mejorar la unión entre PalaXpress ultra y los dientes artificiales, las superficies basales deben rasparse con una fresa de diamante grueso (eliminar los restos de polvo de pulido) y humedecerse con Palabond®. Aplicar Palabond dos veces

con un pincel (sin borde de metal) y dejar actuar durante 30 segundos cada vez. Después de la segunda aplicación, el producto adhesivo está activo durante 10 min.

Dosificación y procesamiento

La proporción de mezcla recomendada para la técnica de vertido es de 10 g de polvo por 7 ml de líquido. Introducir el líquido en el vaso de mezclas, añadir rápidamente la cantidad de polvo correspondiente y removerlo durante un máximo de 15 segundos hasta obtener una masa homogénea. Si se añade más polvo, debe ser en cantidades mínimas. Evitar la formación de burbujas. Para eliminar las burbujas, mover el vaso de mezclas. El tiempo de procesamiento depende de la temperatura ambiente. Después de la mezcla, PalaXpress ultra se puede vertir durante aproximadamente 3 min a una temperatura ambiente de 23°C; después de 4 min, se alcanza una fase plástica que dura unos 7 minutos.

Polimerización

La polimerización en Palamat elite/Palamat® practic se produce entre los 7 y los 13 min. La superficie de la masa debe tener un aspecto mate. El tiempo de polimerización en un envase presurizado es de 30 min, la temperatura del agua, de 55°C y la presión, de 2 bar.

Elaboración y pulido para procedimientos de inyección y vertido

Tras la reclosión, la prótesis se extrae del modelo y se trata con fresas dentadas en cruz. Antes del pulido con piedra pómez, la prótesis se alisa con papel esmeril de granulado fino. Hasta la colocación en la boca, la prótesis debe conservarse en agua. Los trabajos de reconstrucción con PalaXpress ultra pueden realizarse y completarse con todos los autopolimerizados PALA.

Indicaciones de conservación

El material no debe utilizarse después de la fecha de caducidad. Una vez abierto el producto, no debe almacenarse a más de 25°C. Debe evitarse la radiación solar directa. Cerrar siempre los recipientes después de su uso y mantenerlos fuera del alcance de los niños. Antes de usar el producto por primera vez, comprobar la integridad del embalaje primario. No utilizar el producto si el envase está dañado.

Indicaciones de peligro del líquido


Fácilmente inflamable. Irrita los órganos respiratorios y la piel. Posibilidad de sensibilización en contacto con la piel. Conservar el recipiente en un lugar bien ventilado. Mantener el producto alejado de las fuentes de ignición. No fumar. Evitar el contacto con la piel. Adoptar medidas para prevenir cargas electrostáticas. Utilizar guantes de protección adecuados. Para la extinción de incendios, utilizar arena, dióxido de carbono o productos de extinción en polvo, no utilizar agua.

Advertencia

Para la eliminación de desechos, consultar la ficha de datos de seguridad o las normas nacionales.

* = marca registrada de Heraeus Kulzer GmbH


20.2.3 Instructivo Ez Ceryl®

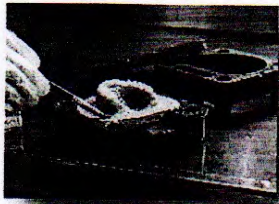


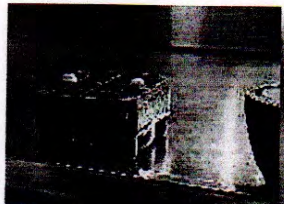
Dirección: Cra. 53 N° 50-09
Guarne (Antioquia) COLOMBIA.
Teléfono: (574) 550 00 00
Fax: (574) 551 31 34

FICHA TÉCNICA: RESINA ACRILICA POLIMERIZABLE POR MICROONDAS EZ-CRYL®
FTRM32-001

7 INSTRUCCIONES DE USO







Enmuflado

-Técnica de enfilado de dientes y encerado convencional.

-Acondicione los elementos necesarios empleando para ello la mufla especial para el sistema de polimerización por microondas.

-Aísle con vaselina todas las superficies internas de la mufla para evitar que el yeso se adhiera a ellas.

-Vierta yeso (Tipo II) en la parte inferior de la mufla, se posiciona la impresión evitando la formación de retenciones. Ubique las superficies oclusales de las piezas dentales paralelas a la base de la mufla, para evitar un dislocamiento dentario durante el prensado.

- Después de fraguado el yeso, se aísla la superficie de éste con separador yeso-yeso y yeso-cera (se recomienda Novafoil®) e iniciar una segunda fase de inclusión de yeso piedra (Tipo III) cubriendo la prótesis.

- Termina enmuflado.

Elaboración: 2009-09-02
Modificación: 2013-04-04

Elaborado: Auxiliar en I&D.
Aprobado: Jefe Investigación.

Clase
E

Página
5 de 11

NS New Stetic S.A

Dirección: Cra. 53 N° 50-09
Guarne (Antioquia) COLOMBIA.
Teléfono: (574) 550 00 00
Fax: (574) 551 31 34

**FICHA TÉCNICA: RESINA ACRILICA POLIMERIZABLE POR MICROONDAS EZ-CRYL®
FTRM32-001**

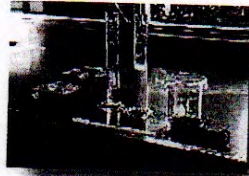


Eliminación de la cera

Método tradicional: Agua caliente sobre la cera y detergente.

Método Microondas: se coloca sobre la cera un algodón humedecido en agua, se lleva la mufia ajustada dentro del horno, programado a la potencia máxima del microondas durante dos minutos. Se retira la mufia, se extrae el algodón y se examina que no quede capa de cera sobre la superficie del yeso.

NOTA: Se aplica separador para yeso (Novafoil®), después del lavado de la cera y con la mufia caliente, se pincela muy bien evitando que queden excesos.



Preparación de la Mezcla

Tres partes de polímero Ez-Cryl® Termopolimerizable por Microondas y una parte de monómero Ez-Cryl® Termopolimerizable por Microondas en volumen.

Vierta el monómero en un recipiente de vidrio o porcelana y sobre este se adiciona el polímero, se mezcla con espátula durante 30 segundos.

El recipiente debe permanecer tapado hasta que la mezcla llegue a su etapa filamentosa, para proceder a la etapa de empaquetado.

Elaboración: 2009-09-02
Modificación: 2013-04-04

Elaborado: Auxiliar en I&D.
Aprobado: Jefe Investigación.

Clase
E

Página
6 de 11