Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN AGUSTÍN

FACULTAD DE INGENIERIA DE PROCESOS

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MATERIALES

"COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA MECANICA DE RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE PROTESIS DENTALES TOTALES TERMOPOLIMERIZABLES"

TESIS PRESENTADA POR LA BACHILLER:

VILLAVICENCIO RAMOS, MARÍA ISABEL

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERA DE MATERIALES

AREQUIPA - PERÚ

2015

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

PRESENTACIÓN

Señores miembros del Jurado:

Cumpliendo con el Reglamento de Grados y Títulos de la Facultad de Ingeniería de Procesos – Escuela Profesional de Ingeniería Materiales, presento a vuestra consideración el Borrador de Tesis Titulado:

"COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA MECANICA DE RESINAS ACRÍLICAS PARA BASE DE PROTESIS DENTALES TOTALES TERMOPOLIMERIZABLES"

Siendo materiales odontológicos que tiene gran importancia en la recuperación de diferentes piezas dentales, es necesario que se tome en cuenta, las principales variables que permiten una calidad adecuada de dichos materiales, y no solo la experiencia del técnico dental, para ello realizamos un análisis de diferentes probetas realizadas con resinas acrílicas.

Se considera un marco teórico de los materiales odontológicos, llegando luego a las pruebas experimentales que se elaboraron en los laboratorios de ensayo de materiales y dureza.

Bach. VILLAVICENCIO RAMOS, MARÍA ISABEL

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

DEDICATORIA

El siguiente trabajo de tesis, dedico a mi madre de familia: Nicolasa Ramos Vda. de Villavicencio por haber confiado en mí, y por todo el apoyo y cariño que siempre me ha brindado, lo que me ha motivado para seguir adelante. A mis hermanos, el cual supieron apoyarme en la elaboración de mi trabajo; el cual están con una gran alegría por obtener este estado de profesión.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme la oportunidad de vivir esta experiencia, asesor y a mi madre de familia por el apoyo y las facilidades que me dieron para realizar mi trabajo de tesis.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

Índice.

CAPITULO I GENERALIDADES 1
1.1.- INTRODUCCIÓN 1
1.2.- ANTECEDENTES 1
1.3.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 3
1.4.- HIPÓTESIS 4
1.5.- OBJETIVOS 4
1.5.1.- OBJETIVO GENERAL 4
1.5.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICAS 4
1.6.- JUSTIFICACIÓN 5
CAPITULO II MARCO TEORICO 6
2.1.- RESINAS ACRILICAS PARA BASE DE DENTADURA 6
2.1.1. Historia 6
2.1.2. Propiedades 7
2.1.3. Aplicaciones 16
2.1.4. Requisitos 22
2.2.3. Ensayo de Deflexión transversal de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura 37
CAPITULO III MARCO METODOLOGICO 40
3.1. MATERIALES Y MÉTODOS 40
3.1.1. PMMA 40
3.1.2. Materiales 42
3.1.3 Metodología 45
a. Mufla: 53
b. Lijar: 53
c. Espátula: 53
d. Prensa: 53
e. Martillo: 54
f. Rueda de Trapo: 54
g. Soporte para flexión: 54
h. Máquina de ensayo de Charpy: 55
i. Máquina de metalizado: 56
j. Máquina de microscopia: 56
k. Máquina de ensayo de dureza: 60
l. Máquina de ensayo de Flexión: 61
3.3. ENSAYOS 62

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

1. ENSAYO DE CHARPY 62
2. ENSAYO DE DUREZA SHORE 63
3. ENSAYO DE FLEXION: 64
4. ENSAYO DE MICROSCOPIA 66
CAPITULO IV RESULTADOS OBTENIDOS 67
4.1. ENSAYO DE CHARPY 67
4.2. ENSAYO DE DUREZA DE SHORE 70
MEDICIÓN DE DUREZA DE POLIMERO 70
4.3. ENSAYO DE FLEXIÓN 71
a. VITACRYL 71
b. VITALLOY 72
4.4. ENSAYO DE MICROSCOPIA 76
a. Vistas de centro 1000x 76
b. Vista de borde aumento 100x 78
CAPITULO VI CONCLUSIONES 80
BIBLIOGRAFIA 81
BIBLIOGRAFIA DE INTERNET 81
ANEXOS 83
ANEXO 1: NORMA ENSAYO DE CHARPY (ASTM D6110) 83
ANEXO 2: NORMA ENSAYO DE DUREZA SHORE (ISO 868) 88
ANEXO 3: NORMA ENSAYO DE FLEXION 90
ANEXO 4: ENCUESTA A TECNICOS DENTALES 92

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

Índice de Figuras.

Figura Nro. 1 *Prótesis completa de resina 16*
Figura Nro. 2 *Protesis completas superiores..... 19*
Figura Nro. 3 *Protesis completas inferiores..... 20*
Figura Nro. 4 *Realización de etapas de laboratorio de mecánica dental en la realización de la ubicación de la pieza dentaria artificial. 21*
Figura Nro. 5 *Ajuste de los contactos dentarios entre la prótesis dental completa superior y la prótesis dental completa inferior**.*** *..... 21*
Figura Nro. 6 *Requisito para propiedad fisica de la base de dentadura. 23*
Figura Nro. 7 *Requisito para propiedad mecanica de la base de dentadura. 24*
Figura Nro. 8 *Requisito para propiedad quimicas, biologicas de la base de dentadura. 24*
Figura Nro. 9 *Fotografía de MEB de las perlas de PMMA**.*** *..... 25*
Figura Nro. 10 *Mezcla de resina con monomero..... 25*
Figura Nro. 11 *Manipulacion del material 26*
Figura Nro. 12 *Manipulación del material. 26*
Figura Nro. 13 *Péndulo de Charpy a) antes del impacto y b) después del impacto. 28*
Figura Nro. 14 *diseño de la probeta para el ensayo..... 30*
Figura Nro. 15 *Esquema del escleroscopio.. ..... 33*
Figura Nro. 16 *VITACRYL 42*
Figura Nro. 17 *Cera base 42*
Figura Nro. 18 *Yeso piedra..... 43*
Figura Nro. 19 *Yeso París 43*
Figura Nro. 20 *Piedra pómez..... 44*
Figura Nro. 21*Monómero..... 45*
Figura Nro. 22*Vaselina 45*
Figura Nro. 23 *Elaboración de modelo de cera 46*
Figura Nro. 24 *Molde 47*
Figura Nro. 25 *Diseño de modelo en la mufla 47*
Figura Nro. 26 *Acomodo del modelo en el molde 48*
Figura Nro. 27 *Eliminacion de burbujas en la mufla..... 49*
Figura Nro. 28 *Baño maría de la mufla..... 50*
Figura Nro. 29 *Preparación de la resina..... 50*
Figura Nro. 30 *Colocacion de pelicula plastica..... 51*
Figura Nro. 31 *Removiendo la pelicula plastica 51*
Figura Nro. 32 *Refrescada de la mufla. 52*
Figura Nro. 33 *Maquina de ensayo de impacto. 55*
Figura Nro. 34 *Maquina metalizado DESK II..... 56*
Figura Nro. 35 *Microscopio electrónico de barrido 59*
Figura Nro. 36 *Durómetro Portátil..... 61*
Figura Nro. 37 *Maquina Universal 62*
Figura Nro. 38 *Posicion de la probeta 62*
Figura Nro. 39 *Tamaño adecuado de las probetas 63*
Figura Nro. 40 *Situando en la porta probetas..... 63*
Figura Nro. 41 *Registro de datos de las probetas. 64*
Figura Nro. 42 *Posicion de la probeta 65*
Figura Nro. 43 *Ubicación adecuada de la probeta. 65*
Figura Nro. 44. *Medidas y 95% de Fisher LSD**.*** *..... 68*
Figura Nro. 45. *Grafico Caja y Bigotes 69*
Figura Nro. 46. *Grafico Caja y Bigotes 71*
Figura Nro. 47*. Diagrama Esfuerzo Flexural vs Flecha..... 72*
Figura Nro. 48*. Diagrama Esfuerzo Flexural vs Flecha..... 73*
Figura Nro. 49. *Diagrama de comparacion de resultados de ambas resinas. 75*
Figura Nro. 50. *Microfotografía Vitalloy 1000x 76*
Figura Nro. 51*. Microfotografía Vitacryl 1000x 77*
Figura Nro. 52. *Microfotografía Vitalloy 100x 78*
Figura Nro. 53. *Microfotografía Vitacryl 100x 78*

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

Índice de Tablas

Tabla Nro. 1.*Valores de temperatura de Ablandamiento de compuestos de polimetacrilato****.* *6*
Tabla Nro. 2. *Valores de escala de dureza Shore* *35*
Tabla Nro. 3. *Propiedades físicas*..... *41*
Tabla Nro. 4. *Se siguen los pasos de la tabla adjunta.* *52*
Cuadro Nro. 5. *Descripción general del equipo de impacto*..... *55*
Tabla Nro. 6.*Descripción de los tipos de microscopio Vega II* *58*
Tabla Nro. 7. *Descripción general del equipo*..... *59*
Tabla Nro. 8. *Descripción general del equipo*..... *60*
Tabla Nro. 9. *Descripción general del equipo*..... *61*
Tabla Nro. 10. *Resultados ensayos de impacto de Charpy* *67*
Tabla Nro. 11. *Resumen Estadístico para Energía* *67*
Tabla Nro. 12.*Tabla ANOVA para Energía por Resina*..... *68*
Tabla Nro. 13. *Tabla de Medias para Energía por Resina con intervalos de confianza del 95.0%*..... *69*
Tabla Nro. 16. *Resumen Estadístico*..... *70*
Tabla Nro. 17. *Esfuerzo Flexural Vs Flecha*.....*74*

ACRONIMOS:

ADA: American Dental Association.
ASTM: American Society for Testing and Materials.
PMMA: Polimetacrilato- Metilo.
Tv o Tg: Temperatura de transición vítrea.
CDB: Calorimetro Diferencial de Barrido.
MPa: Megapascales.
ISO: International Organization for Standar.
MEB: MILLÎ EĞITIM BAKANLIĞI.
MDPE: Polietileno de alta densidad.
HB: Dureza Brinell.
HV: Dureza Vickers
HS: Dureza Shore
ANOVA: Analisis of Variance.
Ton: Toneladas.
EBSD: Electrón Backscatter diffraction.
LMH: Lady Margaret Hall
LMU: Ludwig Maximilians Universität München
LSD: Diferencia Mínima Significativa.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

RESUMEN

El presente trabajo presenta la Comparación de la resistencia mecánica de resinas acrílicas para base de prótesis dentales totales termopolimerizables.

El objetivo de la tesis fue comparar la deflexión transversal, resistencia al impacto, microscopia y dureza de 2 tipos de resinas acrílicas de base para prótesis dentales totales termopolimerizables, propuestos como una alternativa a los materiales comúnmente utilizados para realizar una prótesis total en forma convencional.

El estudio se inicia en el Capítulo I, con el planteamiento del problema y su justificación. Luego en el Capítulo II se define los aspectos teóricos de resinas acrílicas, propiedades térmicas, propiedades mecánicas (resistencia, elongación, modulo, tenacidad, activación de la polimerización) y Aplicaciones. Continuamos con el Capítulo III donde encontramos la metodología y las pruebas experimentales de los ensayos realizados. Seguidamente el Capítulo IV contiene los resultados obtenidos por las pruebas experimentales. Finalmente en el Capítulo V se observa las conclusiones del producto del trabajo realizado.

Se probaron resina acrílica termocurable, se fabricaron doce muestras de 65 x 10 x 2.5 mm de cada material. Las muestras se colocaron en agua a 37°C por 1 hora, se midió la deflexión transversal, dureza de Shore y resistencia al impacto.

De los ensayos realizados la resina VITALLOY es la que presenta mejores propiedades mecánicas con respecto a la resina VITACRYL. Los resultados mostraron que hubo diferencia estadísticamente significativa entre los dos materiales.

Palabras clave: Deflexión transversal, Resistencia al impacto, Dureza de SHORE, polímeros, base de dentadura.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

ABSTRACT

The present work presents the Comparison of the mechanical resistance of acrylic resins for base of total dental prostheses termopolimerizables.

The objective of the thesis was comparing the cross-sectional deflection, resistance to the impact, microscopy and hardness 2 types of resins acrylic of base for total dental prostheses termopolimerizables, proposed like an alternative to the materials commonly used to sell off a total prosthesis in shape conventional.

The study initiates in the Chapter I itself, with the proposal of the problem and its justification. II defines the theoretic acrylic aspects of resins, thermic properties, mechanical properties (resistance, elongation, module, tenacity, activation of polymerization) and Application Softwares himself later on the Chapter. We went on with the Chapter III where we found the methodology and the experimental proofs of the sold off essays. Straightaway the Chapter IV contains the results obtained by the experimental proofs. Finally the findings of the product of the realized work are observed in the Chapter V.

They tried on resin acrylic material curable Thermos bottle, manufactured twelve 65 x10x2,5 mm of every material. The samples placed themselves in water to 37 °C for 1 hour, measured her cross-sectional deflection, Shore's hardness and resistance to the impact.

Of the sold off essays the resin VITALLOY is her that VITACRYL shows better mechanical properties regarding the resin. The results evidenced that there was statistically significant difference between the two materials.

Key words: Cross-sectional deflection, Resistencia to the impact, SHORE's Hardness, polymers, base of denture.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

CAPITULO I GENERALIDADES

1.1.- INTRODUCCIÓN

La resina de poli (metacrilato de metilo) se ha utilizado con éxito para diversas aplicaciones en odontología durante muchos años. Esto tiene muchas ventajas, en particular por su apariencia y la facilidad de manipulación, pero todavía tiene ciertas propiedades mecánicas deficientes. Por ejemplo, las fracturas pueden ocurrir durante el uso debido al impacto y la fuerza transversal. Las muestras acrílicas son sensibles en presencia de pequeñas muescas.

La resistencia de los materiales para dentaduras postizas de resina acrílica puede fluctuar considerablemente, dependiendo de la composición de la resina y su procesamiento, los cuales generalmente se miden por medio de prueba de ensayos de flexión, impacto y dureza.

1.2.- ANTECEDENTES

Las resinas acrílicas comenzaron a utilizarse en los años 1936-1940, principalmente por los doctores Dappen y Schuebel en Alemania. Los polímeros de acrílico se introdujeron por primera vez como material de base de dentaduras en 1937.

La resina acrílica llamada acrílico es una resina sintética, cuerpo químico artificial derivado del ácido acrílico análogo a la resina o polimetilmetacrilato de metilo (PMMA). Se presenta en forma de polvo y líquido. El líquido es la forma monómera del metacrilato y el polvo o polímero es la forma polimerizada.

La resistencia de las resinas acrílicas para bases varía según la composición de la resina, el proceso técnico y el medio en que funciona la prótesis. Por lo general, las propiedades tensionales de la resina se miden por un ensayo de resistencia transversal como lo describe la especificación número 12 de la *American Dental Association* (ADA).La deflexión transversal se refiere a la deformación por flexión de un objeto. La muestra se somete a una carga de desviación transversal en un grado específico. La exigencia de la especificación núm. 12 de la ADA estipula ciertas deflexiones máximas en el

centro de las muestras entre diversas cargas. En la práctica, la prueba evalúa una combinación de propiedades, como la resistencia a la tensión y módulo de elasticidad. Muchos investigadores han examinado la resistencia flexural de polímeros para base de dentadura: Hargreaves, 1983; Reitz, Sanders y Levin, 1985; Montes-G y Draughn, Bunch, 1987; Shlosberg, 1989; Hayakawa, 1990; Iwahori, 1992. Arima y colaboradores, en 1995, reportaron la resistencia flexural de seis polímeros autopolimerizables y demostraron que la resistencia flexural fue más baja que en aquellos polímeros curados por calor. Ruyter y Svendsen, en 1980, reportaron la resistencia flexural de resinas acrílicas autopolimerizables; Stafford, en el mismoaño, estudió una variedad de resinas termocurables para base de dentadura al altoimpacto.

Esta prueba mecánica nos permitirá predecir el comportamiento clínico delas bases para prótesis total.Las resinas acrílicas termocurables son generalmente formadas por PMMA y tiene como iniciador para la polimerización al peróxido de benzoílo. La química de las resinas autocurables es idéntica a las termocurables excepto en que el curado es iniciado por una amina terciaria (dimetil-p-toluidina o ácido sulfónico).

Estemétodo de curado no es tan eficiente como el calor y resulta en un material de peso molecular más bajo. Esto tiene un efecto adverso en las propiedades de resistencia del material y origina una cantidad de monómero residual no curado en la resina. Dentro de las alternativas al uso de las resinas acrílicas termocurables y autocurables utilizadas convencionalmente, se ha propuesto y usado una combinación de acetato de polivinil-acetato-polietileno con recubrimiento de resina acrílica autocurable, esta última propuesta por el doctor Enrique C. Aguilar en su técnica «prótesis total en una cita», resina acrílica fluida y resina fotopolimerizable para base de dentadura.

La placa de acetato está formada por polímeros termoplásticos, un polímero de polivinil-acetato-polietileno. Otros productos contienen poliuretano, caucho látex y vinil plastisol. Los copolímeros de acetato de vinilo-etileno son suministrados en forma de láminas que se ablandan con calor. Las resinas acrílicas de tipo fluido son de composición similar a las resinas autocurables, pero son utilizadas con una relación polvo-líquido significativamente menor que oscila entre en comparación con la de que es empleada convencionalmente. El

tamaño de las partículas de polvo del polímero es más pequeño. El tiempo de trabajo es menor al empleado para una termocurable; sin embargo, en relación con sus propiedades mecánicas estos materiales tienen una resistencia a la flexión inferior a las resinas termocuradas, son más blandas, tienen abrasión con facilidad y se deforman más bajo una carga constante. Las resinas fotopolimerizables para base de dentaduras fueron introducidas al mercado en 1983; son un material constituido por una matriz de dimetacrilato deuretano con un copolímero acrílico, rellenos microfinos de sílice y un sistema fotoiniciador canforoquinona. Para polimerizar el material se emplea una cámara de luz azul de 400-500 nm. El sistema elimina la necesidad de enmuflado, encerado y tanques de hervido. Tiene como ventaja el corto tiempo de trabajo y similares propiedades físicas de la resina acrílica termocurable. Se ha utilizado esta resina porque no contiene metil metacrilato del monómero libre.

La empresa Alejandro Tarrillo Barba S.A. radica en el Perú hace 40 años, la cual comercializa la resina acrílica termocurable “VITACRYL” ya en 35 años.

La empresa Comindent Tarrillo Barba S.A.C. radica en el Perú hace 28 años, la cual comercializa la resina acrílica termocurable “VITALLOY” ya en 25 años.

En la ciudad de Arequipa fueron las primeras en impartirlas al mercado ya 20 años en las tiendas Odontológicas ADA y Odonto .En el Perú solo se comercializa estas dos marcas ”VITACRYL y VITALLOY” los cuales presentan el registro del importador R.U.C. 20100024862-20100262291 respectivamente.

1.3.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los materiales de base de la dentadura convencionales resinas acrílicas de curado lento (VITACRYL y VITALLOY) van a estar preparado de manera mecánica para ver su resistencia al impacto.

La disminución de la resistencia al impacto de las resinas acrílicas para dentaduras postizas se debe a las cantidades desproporcionadas de resinas usadas en su preparación manual, desconocimiento por parte de los técnicos dentales de las tipos y propiedades mecánicas de las resinas usadas, falta de un control de las propiedades mecánicas de estas. Sin embargo debe

considerarse los parámetros técnicos en la que evaluamos dos tipos de resinas.

La prueba evalúa una combinación de propiedades, tales como resistencia y módulo de elasticidad a la tracción y de compresión.

1.4.- HIPÓTESIS

Dado que los ensayos de compresión, dureza y flexión revelan las propiedades de los materiales es posible que al someter a estos ensayos a las resinas acrílicas dentales VITACRYL y VITALLOY, se determine cuál de los dos es más óptima para la elaboración de bases odontológicas.

1.5.- OBJETIVOS

1.5.1.- OBJETIVO GENERAL

1. Comparar la resistencia mecánica de 2 tipos resinas acrílicas de base para prótesis dentales totales termopolimerizables.

1.5.2.- OBJETIVOS ESPECÍFICAS

1. Determinar la resistencia al impacto, de probeta de acrílico (base de dentadura de resinas acrílicas), cuyas propiedades de resina acrílica varían de los dos tipos de resinas a evaluar (VITACRYL y VITALLOY).
2. Determinar la dureza de la base de dentadura, cuyas propiedades de resina acrílica varían de los dos tipos de resinas a evaluar (VITACRYL y VITALLOY).
3. Determinar la resistencia a la Flexión de la base de dentadura, cuyas propiedades de resina acrílica varían de los dos tipos de resinas a evaluar (VITACRYL y VITALLOY).
4. Con la realización de los tres ensayos (impacto, micro dureza y flexión), se realizara una comparación de la resistencia mecánica de los dos tipos de resinas a evaluar (VITACRYL y VITALLOY).

1.6.- JUSTIFICACIÓN

Con las técnicas de pruebas a las que van a ser expuestas dichas probetas, de resinas acrílicas a evaluar lograremos determinar las mejores propiedades de VITACRYL y VITALLOY para una mejor elección de las resinas en las aplicaciones odontológicas.

Con la realización de este proyecto, lograremos dar un mejor nivel de conocimiento en la elección del tipo de resina VITALLOY y VITACRYL para la realización de base de dentadura.

Muchos profesionales odontólogos no eligen el tipo de resina, ya que este es derivado al técnico dental, el cual no tienen información de resistencia mecánica comparativa técnico de estas dos resinas (VITACRYL y VITALLOY), a pesar de tener un buen plan de tratamiento y obtendrá impresiones de calidad en el cual utilice un material que sea resistente a la fractura.

El presente proyecto permitirá determinar cuál de las resinas acrílicas tiene las mejores propiedades del material para su mejor uso y el de aportar conocimientos que permitan desarrollar y optimizar el nivel académico y practico en los cursos de curso prótesis dentales en la carrera técnica de prótesis dentales.

El presente proyecto permitirá que los profesionales de la rehabilitación dental tengan un mejor conocimiento sobre los materiales que se usan para la mejoría de la salud de sus pacientes.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

CAPITULO II MARCO TEORICO

2.1.- RESINAS ACRILICAS PARA BASE DE DENTADURA

2.1.1. Historia

Las resinas acrílicas aparecen en el campo dental en el año de 1937 bajo la forma de polvo y liquido con el nombre de Paladón en Alemania y Kallodent en Inglaterra, con el correr de los años todas las demás resinas sintéticas habían desaparecido hasta nuestros días, en que se usan para base de dentaduras las resinas acrílicas a base de poli (metacrilato de metilo).

Las resinas acrílicas son de mayor aplicación, pues las propiedades ópticas y su color son tan satisfactorios que la restauración pasa inadvertida.

Las resinas acrílicas son derivadas del Etileno. Existen dos tipos de resinas acrílicas, una de ellas deriva del ácido acrílico y otra del ácido metacrilico.

La esterificación tiene efectos sobre los puntos de ablandamiento de algunos compuestos de polimetacrilato, tenemos el siguiente cuadro:

Tabla Nro. 1.*Valores de temperatura de Ablandamiento de compuestos de polimetacrilato****.***

	Temperatura de ablandamiento (ºC)
Polimetacrilato- Metilo	125
Polimetacrilato- Etilo	65
Polimetacrilato- Propilo	38
Polimetacrilato- Isopropilo	95
Polimetacrilato- Butilo	33
Polimetacrilato- Isobutilo	70
Polimetacrilato- Fenilo	120

Fuente: Dr. Cristóbal Deglane

Siendo el polimetacrilato de metilo las más duras y las que tienen la más alta temperatura de ablandamiento. En general a medida que aumenta el peso molecular de los grupos alquílicos a cadena recta el punto de ablandamiento

continuo disminuyendo hasta que se alcanza el estado líquido a la temperatura del medio ambiente.

2.1.2. Propiedades

2.1.2.1. Propiedades térmicas.

Temperatura de transición vítrea “Tv.” (“Tg”).

Al dejarse un balde u otro objeto de plástico a la intemperie durante el invierno se puede notar que se agrieta o rompe con mayor facilidad que durante el verano; este fenómeno es conocido como transición vítrea. Esta transición es algo que sólo le ocurre a los polímeros, lo cual es una de las cosas que los hacen diferentes. Hay una cierta temperatura (distinta para cada polímero) llamada temperatura de transición vítrea, o Tg. Cuando el polímero es enfriado por debajo de esta temperatura, se vuelve rígido y quebradizo, igual que el vidrio. Algunos polímeros son empleados a temperaturas por encima de sus temperaturas de transición vítrea y otros por debajo. Los plásticos duros como el poliestireno y el polimetilmetacrilato, son usados por debajo de sus temperaturas de transición vítrea; es decir, en su estado vítreo. Sus Tg están muy por encima de la temperatura ambiente, ambas alrededor de los 100ºC.

Los cauchos elastómeros como el poliisopreno y el poliisobutileno, son usados por encima de sus Tg, es decir, en su estado caucho, donde son blandos y flexibles.

Este comportamiento puede ser entendido en término de los materiales vítreos, los cuales están formados típicamente por sustancias que contienen largas cadenas, retículos de átomos unidos o aquéllas que poseen una estructura molecular compleja. Normalmente tales materiales tienen una alta viscosidad (resistencia interna a la fluencia existente entre dos capas de líquido, cuando hay un movimiento relativo de una con respecto a la otra; esta resistencia interna es el resultado de la interacción de las moléculas líquidas en movimiento) en estado líquido. Cuando ocurre un enfriamiento rápido a la temperatura en que se espera una mayor estabilidad del estado cristalino, el movimiento es demasiado lento o la geometría demasiado delicada para adquirir una conformación cristalina; por tanto la característica aleatoriamente arreglada del líquido persiste por debajo de la temperatura, a la cual la viscosidad es tan alta, que el material es considerado para ser sólido. El

término vítreo se convierte en sinónimo de persistencia del estado de desequilibrio. En efecto, una vía de acceso al estado de la menor energía podría no estar habilitada.

Para ser más cuantitativa la caracterización del fenómeno de la transición líquido-vítrea y la Tg, se nota que durante el enfriamiento de un material amorfo desde el estado líquido, no ocurre un cambio abrupto en el volumen, tal y como sucede en el caso de un material cristalino a través de su punto de enfriamiento "Te"; en lugar de eso, a la temperatura de transición vítrea Tg, hay un cambio en la pendiente de la curva de volumen específico vs. Temperatura, desplazándose desde un valor bajo en el estado vítreo hasta uno más elevado en el estado elástico por encima del rango de las temperaturas.

Esta comparación, entre un material cristalino (1) y uno amorfo (2). Note que las intersecciones de los dos segmentos de rectas de la curva 2 definen la cantidad de Tg. Las mediciones del volumen específico mostradas aquí, hechas sobre el polímero amorfo (2), son llevadas a cabo en un dilatómetro a bajo régimen de calentamiento. En este aparato, la muestra es colocada en un bulbo de vidrio y se cubre con líquido, generalmente mercurio, de forma tal que el líquido, además de cubrirla, la rebose parcialmente y se abra paso a través de un estrecho tubo capilar de vidrio, el cual es utilizado para que cualquier cambio relativamente pequeño que ocurra en el volumen del polímero, causado por la variación de la temperatura, produzca cambios fácilmente medibles en la altura del mercurio en el capilar.

Mientras que el método dilatométrico es el más preciso para determinar la temperatura de transición vítrea, en cambio constituye un procedimiento experimental tedioso; es por ello que frecuentemente estas mediciones se realizan empleando el calorímetro diferencial de barrido (CDB o con las siglas en inglés: DSC). En este instrumento, el flujo de calor, dentro y fuera de una pequeña muestra (de 10 a 20 mg) es medido de manera tal que la muestra está subordinada a un cambio lineal programado de la temperatura.

Existen otros métodos de medición, tales como la densidad, la constan Se debe aclarar algo en este punto: la transición vítrea no es lo mismo que la fusión. La fusión es una transición que se manifiesta en los polímeros cristalinos; ocurre cuando las cadenas poliméricas abandonan sus estructuras cristalinas y se transforman en un líquido desordenado. La transición vítrea es

una transición que se manifiesta en los polímeros amorfos; es decir, polímeros cuyas cadenas no están dispuestas según un ordenamiento cristalino, sino que están esparcidas en cualquier ordenamiento, aún en estado sólido.

Pero incluso los polímeros cristalinos tienen alguna porción amorfa. Esta porción generalmente constituye el 40-70% de la muestra polimérica. Esto explica por qué una misma muestra de un polímero puede tener tanto una temperatura de transición vítrea como una temperatura de fusión. Pero lo más importante es saber que la porción amorfa sólo experimentará la transición vítrea, y la porción cristalina sólo la fusión. La temperatura exacta a la cual las cadenas poliméricas experimentan este gran cambio en su movilidad, depende de la estructura del polímero.

El movimiento que permite que un polímero sea flexible, no es generalmente el traslacional, sino uno conocido como movimiento segmental de rango largo.

Si bien la totalidad de la cadena polimérica puede parecer no desplazarse hacia ninguna dirección, los segmentos de dicha cadena pueden en cambio, serpentear, balancearse y rotar como un tirabuzón gigante. Cuando la temperatura cae por debajo de la Tg el movimiento segmental de rango largo se termina. Cuando este movimiento se detiene, ocurre la transición vítrea y el polímero cambia de un estado blando y flexible a otro rígido y quebradizo.

Para medir los puntos de fusión y las Tg, además de los calores latentes de fusión y los cambios de capacidad calorífica también se emplea la calorimetría diferencial de barrido.

Peculiaridades de la transición vítrea.

A veces, un polímero tiene una Tg más alta de lo deseado; si es necesario reducirla sólo se le agrega algo denominado plastificante (se trata de una pequeña molécula que penetrará entre las cadenas poliméricas y las separará). Este proceso se conoce como aumento del volumen libre. Cuando esto ocurre, las cadenas pueden deslizarse entre sí con mayor facilidad y al deslizarse con mayor facilidad, podrán moverse a temperaturas más bajas de lo que lo harían sin el plastificante. De esta forma, la Tg de un polímero puede ser disminuida, con el objeto de hacerlo más flexible y más fácil de manipular.

2.1.2.2. Propiedades mecánicas

Se habla mucho de polímeros "resistentes" (o "fuertes"), "tenaces" y hasta "dúctiles". La resistencia, la ductilidad y la resiliencia y otras son propiedades mecánicas.

a. Resistencia.

La resistencia es una propiedad mecánica que se puede relacionar acertadamente, pero no se sabría con exactitud qué significa la palabra "resistencia" cuando se trata de polímeros. En primer lugar, existen varios tipos de resistencia. Está la resistencia a la tracción. Un polímero tiene resistencia a la tracción si soporta cargas axiales que tienden a alargarlo.

La resistencia a la tracción es importante para un material que va a ser estirado o a estar bajo tensión. Las fibras necesitan tener buena resistencia a la tracción luego está la resistencia a la compresión. Un polímero tendrá resistencia a la compresión si soporta cargas axiales que tienden a compactarlo.

El concreto es un ejemplo de material con buena resistencia a la compresión. Cualquier cosa que deba soportar un peso encima, debe poseer buena resistencia a la compresión.

También está la resistencia a la flexión. Un polímero tiene resistencia a la flexión si es capaz de soportar cargas que provoquen momentos flectores en su sección transversal.

Existen otras clases de resistencia de las que se podría hablar. Un polímero tiene resistencia a la torsión, si es resistente cuando en su sección transversal actúan momentos torsores. También está la resistencia al impacto (tenacidad). Una muestra tiene resistencia al impacto si es fuerte cuando se la golpea agudamente de repente, como con un martillo.

Para definir lo que significa ser resistente se presentará el ejemplo de la resistencia a la tracción: se toma la muestra y se trata de estirarla axialmente.

Generalmente esta operación se ejecuta en máquinas tipo prensa. Esta máquina simplemente sujeta cada extremo de la muestra y luego procede a alargarla. Mientras dura el alargamiento de la muestra, va midiendo la fuerza (P) que está ejerciendo. Cuando se conoce la fuerza que se está ejerciendo sobre la muestra, se divide ese número por el área (F) de su sección transversal; el resultado es la tensión que está experimentando la muestra:

P / F = Tensión (σ)…….Ecuación I

La tensión requerida para romper la muestra representa la resistencia a la rotura del material a la tracción.

De igual forma ensayos similares pueden ser ejecutados para medir la resistencia a la rotura por compresión y flexión. En todos los casos, la resistencia es la tensión necesaria para romper la muestra.

En el Sistema Internacional de Unidades (SIU) las tensiones se expresan en mega pascales (MPa): 1 MPa = 106 N/m2 = 1 N/mm2 = 100 N/cm2, aunque en algunos casos se expresan en gigapascales (GPa): 1 GPa = 103 MPa.

En el Sistema Americano de Unidades, generalmente, las tensiones se expresan en kilolibras por pulgadas cuadradas (Ksi): 1 Ksi ≈ 6,895 MPa. Otras veces, la tensión y la resistencia se miden en las viejas unidades del Sistema Inglés: libras por pulgada cuadrada (psi); para convertir psi en MPa, el factor de conversión es 1 MPa ≈ 145 psi.

a.1 Elongación.

Las propiedades mecánicas de un polímero no se remiten exclusivamente a conocer cuán resistente es; la resistencia indica cuánta tensión se necesita para romper algo, sin embargo no dice nada de lo que ocurre con la muestra mientras se trata de romper; ahí es donde corresponde estudiar el comportamiento de elongación de la muestra polimérica. La elongación es un tipo de deformación, que simplemente expresa el cambio en la forma que experimenta cualquier material bajo tensión. Cuando se habla de tensión, la muestra se deforma por alargamiento. Esto precisamente es la elongación.

Por lo general, se habla de porcentaje de elongación, que es el largo de la muestra después del alargamiento (L), dividido por el largo original (L0), y multiplicado por 100.

L/ L0 x 100 % = Elongación)…….Ecuación II

Existen muchos fenómenos vinculados a la elongación, que dependen del tipo de material que se está estudiando; dos mediciones importantes son la elongación final y la elongación elástica.

La elongación final es crucial para todo tipo de material, representa cuánto puede ser alargada una muestra antes de que se rompa. La elongación elástica es el porcentaje de elongación al que se puede llegar, sin una deformación permanente de la muestra; es decir, cuánto puede estirarse, logrando que ésta vuelva a su longitud original luego de suspender la tensión. Esto es importante si el material es un elastómero. Los elastómeros tienen que ser capaces de estirarse bastante y luego recuperar su longitud original. La mayoría de ellos pueden estirarse entre el 500% y el 1000% y volver a su longitud original sin inconvenientes.

El PMMA tiene un porcentaje de elongación menor que los acrílicos de vinilo; por ello, estos pueden presentar una gran deformación antes de su fractura y son, considerablemente más duros. La combinación de una buena elongación con una buena resistencia a la tracción hace que el material sea más resistente.

a.2. Módulo.

Los elastómeros deben exhibir una alta elongación elástica, pero para algunos otros tipos de materiales, como los plásticos, por lo general es mejor que no se estiren o deformen tan fácilmente. Si se quiere conocer cuánto un material resiste la deformación, se mide algo llamado módulo. Para medir el módulo de tracción, se hace lo mismo que para medir la resistencia y la elongación final; esta vez se mide la resistencia ejercida sobre el material, tal como se procede con la resistencia a la tracción, incrementándose lentamente la tensión y midiendo la elongación que experimenta la muestra en cada nivel de tensión, hasta que finalmente se rompe. Luego, se grafica la tensión versus elongación, de este modo:

En el gráfico, la altura de la curva cuando la muestra se rompe, representa la resistencia a la tracción y la pendiente representa el módulo de tracción. Si la pendiente es pronunciada, la muestra tiene un alto módulo de tracción, lo cual significa que es resistente a la deformación, si es suave, la muestra posee bajo módulo de tracción y por tanto puede ser deformada con facilidad.

Hay ocasiones en que la curva tensión-elongación no es una recta, como en el gráfico anterior, algunos polímeros, especialmente plásticos flexibles, se obtienen otros tipos de dependencia, como ésta:

A medida que la tensión se incrementa, la pendiente, es decir el módulo, no es constante, sino que va experimentando cambios con la tensión. En casos como éste, generalmente se toma como módulo la pendiente inicial, como puede verse en la curva de arriba. En general, las fibras poseen los módulos de tracción más altos, y los elastómeros los más bajos, mientras que los plásticos exhiben módulos intermedios.

El módulo se mide calculando la tensión y dividiéndola por la elongación.

Pero dado que la elongación es adimensional, no tiene unidades por cual dividirlas. Por lo tanto el módulo es expresado en las mismas unidades que la resistencia, es decir, en MPa.

El modulo elástico polimerizado a 100 grados centígrados es de 1400 MPa.

b. Tenacidad.

El gráfico de tensión versus alargamiento puede darnos otra valiosa

Información. Si se mide el área bajo la curva tensión-alargamiento, coloreada de rojo en la figura de abajo, el número que se obtiene es algo llamado tenacidad.

La tenacidad es en realidad, una medida de la energía que una muestra puede absorber antes de que se rompa. Si la altura del triángulo del gráfico es la resistencia y la base de ese triángulo es el alargamiento, entonces el área es proporcional a resistencia por alargamiento. Dado que la resistencia es proporcional a la fuerza necesaria para romper la muestra y el alargamiento es medido en unidades de distancia (la distancia a que la muestra es alargada), entonces la resistencia a la tracción es proporcional a la fuerza por la distancia y según la Física: fuerza por distancia es energía:

$$\text{Resistencia} \times \text{Deformación} \approx \text{Fuerza} \times \text{Distancia} = \text{Energía}.$$

Desde el punto de vista físico la resistencia plantea cuánta fuerza es necesaria para romper una muestra, mientras que la tenacidad plantea cuánta energía

hace falta para romperla, aunque en realidad, ambas no reflejan las diferencias desde el punto de vista práctico.

Si bien es deseable que para muchas aplicaciones los materiales posean elevados módulos y resistencia a la deformación, en el mundo real es mucho mejor que un material pueda doblarse antes que romperse y si el hecho de flexionarse, alargarse o deformarse de algún modo impide que el material se rompa, tanto mejor. De modo que cuando se diseñan nuevos polímeros o nuevos compositos, frecuentemente se sacrifica un poco de resistencia con el objeto de conferirle al material mayor tenacidad.

Activación de la polimerización:

Para la polimerización de las resinas de poli (metacrilato de metilo) el que con más frecuencia se emplea es el Peróxido de Benzoilo que se descompone a temperaturas relativamente bajas para dar radicales libres.

El proceso continua indefinidamente hasta la formación del polímero. Es rápido, casi instantáneo y además la reacción es exotérmica.

La activación original de la molécula del monómero se puede conseguir por medio de la luz ultravioleta u otros rayos activos, por el calor o por la energía que les transfiere otros cuerpos activos. En Odontología se recurre a este último medio de activación, por eso se le da más atención.

Si la activación del derivado Etilénico se hace por medio de otro compuesto activado $(R_1)x$, la reacción se puede representar:

R_1 (+)H-C-H = H-C-H (=) R_1 - H-C-H - H-C-H - H-C-H - H-C-H -

Si denominamos M al derivado Etilénico se le representara de la siguiente forma:

$$R_1 + M = R_1 M$$

La reacción progresiva entonces será de la siguiente manera:

$$R_1 M + M = R_1 MM$$

$$R_1 MM + M = R_1 MMM$$

$$R_1 M_n + M = R_1 M_n$$

Por consiguiente este método de polimerización es dependiente de los radicales libres (aceleradores potentes).

Periodos de polimerización:

- Iniciación: Llamado también de inducción, es aquel en el que las moléculas del iniciador adquieren energía o actividad y comienza a transferirlos a las moléculas del monómero o sea :

  R_1 (+)H-C-H = H-C-H (=) R_1 - H-C-H - H-C-H -

- Propagación: La reacción de propagación continua hasta que el radical libre o las moléculas del iniciador pierden su activación, o sea:

  R_1 - H-C-H - H-C-R(+) - H-C-H (=) R1-H-C-H - H-C-R - H-C-H - H-C-R -

  O sea:

  $$R_1 M + M = R_1 MM$$
  $$R_1 MM + M = R_1 MMM$$
  $$R_1 M_n + M = R_1 M_n$$

  En realidad la polimerización nunca se completa.

- Terminación: Las reacciones en cadenas pueden ya sea por acoplamiento directo entre ellos o por la transferencia de un átomo de hidrogeno de una cadena a otra.

  En la terminación por acoplamiento directo ambas moléculas pierden su activación por su intercambio de energía.

  $R_1M_n + R_1M_n = R_1M_n + R_1M_n$

  La transferencia de un átomo de Hidrogeno de una cadena a otra:

  R_1M_n - H-C-H - H-C-H (+) R_1M_n- H-C-H - H-C-R (=) R_1M_n H-C = H-C-R(+) R_1M_n - H-C-H- H-C-R-H

- Transferencia de cadena: Esto se diferencia del anterior, en que la transferencia se hace de una cadena en una a una que no lo está con lo que se genera muchos núcleos para su crecimiento, o sea:

  R_1M_n - H-C-H - H-C-R- (+) H-C-H = H-C- R (=) R_1M_n - H-C = H-C-R (+) H- H-C-H - H-C-R-

  Factores que retardan o impiden la polimerización

  Las reacciones de polimerización no llegan a un grado tal como para incorporar todas las moléculas del monómero a las cadenas del polímero. Quedan siempre moléculas libres del monómero. Además las cadenas que se forman no siempre son de gran peso molecular. La

mayoría de las veces ello se debe a impurezas presentes en el monómero que impiden continuar las reacciones.

a) Cualquier impureza capaz de reaccionar con los radicales libres, inhiben o por lo menos retardan la polimerización y pueden reaccionar tanto con el iniciador activante o como con los núcleos activados y aun cadenas de crecimiento, lo cual hace variar el tiempo del periodo de iniciación caso como el grado de polimerización.

   Ejemplo:

   El oxígeno es un agente capaz de retardar la polimerización, ya que puede reaccionar con los radicales libres y se ha demostrado, que la velocidad de reacción y el grado de polimerización son menores si esta se produce en el medio ambiente si se efectúa en un tubo cerrado.

2.1.3. Aplicaciones

Dentro de las alternativas al uso de las resinas acrílicas termocurables y autocurables utilizadas convencionalmente, se ha propuesto y usado una combinación de acetato de polivinil-acetato-polietileno con recubrimiento de resina acrílica autocurable, esta última propuesta por el doctor Enrique C. Aguilar en su técnica «prótesis total en una cita», resina acrílica fluida y resina fotopolimerizable para base de dentadura.

Las resinas acrílicas sirven para construir bases para dentaduras parciales o totales, para confeccionar cubetas de acrílico individuales, para reparación de las mismas, para fabricación de dientes, en prótesis somática para restaurar órganos perdidos. Como cementos dentales para hacer implantes de dientes de acrílico.

Figura Nro. 1*Prótesis completa de resina*

Fuente: prótesis totales

Una **prótesis dental**, es un elemento artificial destinado a restaurar la anatomía de una o varias piezas dentarias, restaurando también la relación entre los maxilares, a la vez que devuelve la dimensión vertical, y repone los dientes.

El encargado de fabricar estos aparatos o elementos artificiales, es el protésico dental, quien realiza su trabajo en un laboratorio dental recibiendo las indicaciones del odontólogo, que trabaja en clínica.

Objetivos de las prótesis

Funcionalidad

Tal vez sea el objetivo de mayor importancia en una prótesis, puesto que recuperar la funcionalidad de una boca es lo básico para el bienestar del paciente, y es lo primero, aunque no lo único, que ha de lograrse. Las funciones de la boca que ante todo se deben recuperar son: primero una masticación eficaz (eficiente trituración de los alimentos), sin que la prótesis interfiera en la deglución, puesto que ambas funciones influyen directamente en algo tan fundamental como lo es la alimentación, y segundo una fonética adecuada que permita al paciente una correcta comunicación, sin que la prótesis interfiera en ella, sino todo lo contrario, que la posibilite. Además de esto, obviamente debe tenerse en cuenta que las prótesis no deben interferir en la respiración.

Para lograr la funcionalidad de la prótesis, se deben tener en cuenta 4 factores:

Toda prótesis, sea del tipo que sea, debe tener un sistema de retención eficiente, es decir, que la restauración se mantenga sujeta en la boca y no se caiga o salga de su posición, ya que de no ser así la masticación, deglución y fonética, se verán afectadas e incluso imposibilitadas.

Si se trata de una prótesis completa de resina, la más problemática al respecto, se deberá tener en cuenta el buen diseño de la base de la dentadura así como su superficie, que deberá ser lo suficientemente amplia para lograr una mayor retención en boca (para mejorar la retención en este tipo de prótesis, existen productos adhesivos como cremas y polvos).

El soporte de las prótesis, es decir las estructuras de la boca (dientes y periodonto) que soportarán las prótesis, deberán ser

cuidadosamente escogidas, ya que tanto la estabilidad como la retención, dependerá en parte de un buen soporte. Debe tenerse en cuenta las fuerzas oclusales para que el soporte sea, dentro de lo posible, el más amplio y mejor repartido en boca.

Las prótesis pueden ser:

Mucosoportadas:

Aquellas que se soportan sobre el proceso alveolar, en contacto con la encía que es un tejido fibromucoso. Las prótesis completamente mucoso portadas son las típicas "dentaduras postizas" (prótesis completas de resina).

Estética:

Tal vez podría decirse que en la sociedad actual, como en tiempos pasados, la estética se busca por necesidad y por ello, ya sea una necesidad impuesta o autoimpuesta, la estética y buena apariencia, se convertirá en otro objetivo más para las prótesis. La belleza es algo cultural, un concepto abstracto y subjetivo, por ello tal vez no siempre el paciente tendrá el mismo criterio de 'prótesis estética' con respecto al de los profesionales sanitarios. Cuando se habla de estética en este campo, puede aparecer el error de relacionar lo mejor y más bello con lo más perfecto, dentaduras blancas, dientes alineados a la perfección y sin ningún tipo de desgaste, etc., no obstante, el objetivo protésico será conseguir una dentadura de aspecto estético, pero no tan perfecto como sí natural, teniendo en cuenta la edad del paciente, sexo del paciente, morfología facial del paciente, tamaño de la cara y la propia dentadura del paciente. Los dientes deberán colocarse del mismo color y forma que las piezas naturales, sobre todo si el paciente conserva parcialmente su dentadura. Estéticamente, una dentadura completa y sana es importante, sin embargo, las prótesis no se limitan a restaurar las dentaduras, sino que también restauran la dimensión vertical de la boca y el aspecto global de la cara.

A la hora de confeccionar una prótesis, deberá tenerse en cuenta la línea media (que permite saber dónde va el primer central), la línea de sonrisa (que permite establecer la longitud de los dientes), y la línea de los caninos (que permitirá determinar la amplitud del grupo anterior).

Material de Fabricación:

Resina:

Actualmente se usan distintos tipos de resina tanto para la confección de prótesis de resina, como para las bases de las prótesis metálicas, para la ortodoncia removible y para los 'provisionales' (puentes de resina que protegen los tallados mientras se realizan las prótesis fijas de porcelana). Es un material fácil de manipular, tal vez el más sencillo de todos, a la vez que resulta ser el más económico. Los dientes acrílicos que se montan en las diferentes restauraciones, también son de resina.

Prótesis dentales completas

Este tipo de prótesis dental, denominada prótesis dental completa (prótesis dentales completas) o también prótesis dental total (prótesis dentales totales) son aparatos removibles, pueden ser uni-maxilar (superior o inferior) ó bi-maxilar (superior e inferior). Los pacientes tributarios de este tipo de prótesis dental son aquellos que han perdido por diferentes razones la totalidad de las piezas dentarias, a los cuales denominamos pacientes desdentados o edéntulos totales.

Figura Nro. 2 Protesis completas superiores

Fuente: prótesis totales

Generalmente el paciente se plantea la siguiente interrogante: ¿De qué manera se sustentan o sujetan este tipo de prótesis dental (prótesis dentales)?.

Muy habitualmente el paciente ha pasado primero por el uso de una prótesis dental parcial removible (prótesis dentales parciales removibles), las cuales tienen retenedores o “ganchos” que sujetan a la prótesis dental de los dientes remanentes que el paciente tenga.

Pero evidentemente al llegar a un estado en el que el paciente ya no tiene ninguna pieza dental propia, este mecanismo ya no es aplicable.

Esto solamente se logra si el protesista realiza las técnicas de impresiones de manera y en secuencia correctas.

Otra pregunta es ¿Debo usar adhesivo de prótesis dental para fijarlas?

Por el contrario las prótesis dental completa (prótesis dentales completas) se realiza(n) de manera tal que su base y fundamentalmente sus bordes tengan la posibilidad de crear una acción de cierre periférico mediante la interposición de la saliva, igual que como se sujeta una ventosa de goma humedecida contra la superficie de un vidrio.

Figura Nro. 3*Protesis completas inferiores*

Fuente: prótesis totales

En la mayoría de los casos con una cuidadosa técnica de confección de las prótesis, la utilización de adhesivos no es imprescindible, sin embargo en casos en donde los maxilares ya no presentan condiciones ideales para la retención de la prótesis, el uso del adhesivo puede ser una ayuda adicional.

Sin dejar de considerar el aspecto de seguridad psicológica que muchas veces el adhesivo de prótesis dental le brinda al paciente.

Figura Nro. 4*Realización de etapas de laboratorio de mecánica dental en la realización de la ubicación de la pieza dentaria artificial.*

Fuente: etapas de prótesis totales

Figura Nro. 4 Durante la realización de etapas de laboratorio de mecánica dental en la realización de la ubicación de la pieza dentaria artificial buscando balance de los contactos dentarios entre la prótesis dental completa superior y la prótesis dental completa inferior.

Figura Nro. 5 Durante la realización de etapas de laboratorio de mecánica dental en la realización del ajuste de los contactos dentarios entre la prótesis dental completa superior y la prótesis dental completa inferior.

Figura Nro. 5*Ajuste de los contactos dentarios entre la prótesis dental completa superior y la prótesis dental completa inferior****.***

Fuente: prótesis totales

2.1.4. Requisitos

Requisitos que deben cumplir las resinas dentales:

1. Estética: ser translucido, transparente como para permitir reemplazar estéticamente los tejidos bucales. No experimentar cambios de color sea dentro o fuera de la boca.
2. Debe poseer estabilidad dimensional en todas circunstancias (no sufrir contracción, dilatación o distorsiones durante su curado y el uso posterior en la boca).
3. Poseer una resistencia, resilencia y resistencia a la abrasión adecuada.
4. Ser impermeable a los fluidos bucales, de manera que no sea antihigiénico ni de gustos desagradables. De usarse como material para obturación o como cemento, se deberá unir químicamente con las estructuras dentarias.
5. Tener una adhesión a los alimentos o a otras sustancias ocasionales, lo suficientemente escasa como para la restauración se pueda limpiar de la misma manera que los tejidos bucales.
6. Ser insípida, inodora, atoxica y no irritante para los tejidos bucales.
7. Ser completamente insolubles en los tejidos bucales u otras substancias ocasionales, sin presentar signos de corrosión.
8. Tener poco peso específico y conductibilidad térmica relativamente apta.
9. Poseer una temperatura de ablandamiento que esté por encima de la temperatura de cualquier alimento o líquido caliente que se lleve a la boca. Además debe ser capaz de resistir la temperatura de ebullición del agua con fines de esterilización sin distorsionarse ni sufrir modificación alguna.
10. Se fácilmente reparable en caso de fractura.
11. No necesitar técnicas ni equipos complicados para su manipulación.

Requisitos

•Físicos

–Apariencia

–temperatura de transición vítrea (Tg):comentarlos porque ese requisito tres líneas.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

–Estabilidad dimensional

–Conductividad térmica

–Radiopacidad

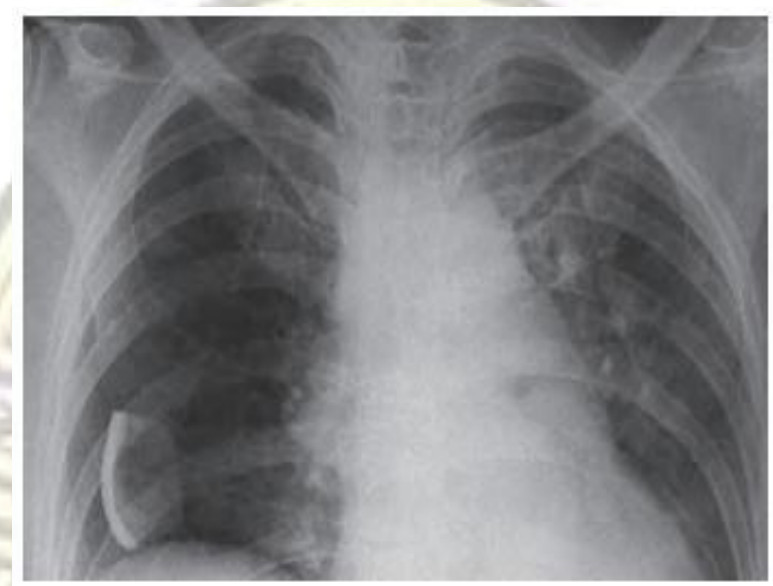


Figura Nro. 6*Requisito para propiedad fisica de la base de dentadura.*

Fuente: requisito prótesis totales

Requisitos

•Mecánicos

–Módulo de elasticidad

–Límite elástico

–Resistencia flexural

–Límite de fatiga

–Resistencia al impacto

–Resistencia a la abrasión

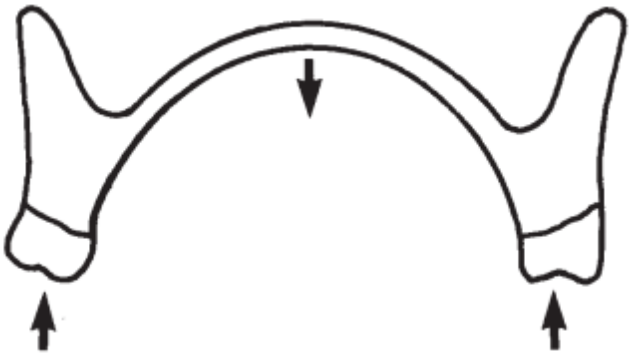


Figura Nro. 7*Requisito para propiedad mecanica de la base de dentadura.*

Fuente: requisitos prótesis totales

Requisitos

•Químicos

•Biológicos

Figura Nro. 8*Requisito para propiedad quimicas, biologicas de la base de dentadura.*

Fuente: prótesis totales

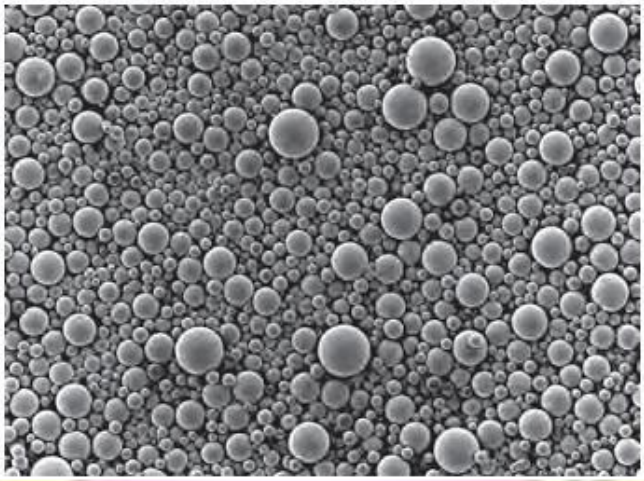


Figura Nro. 9*Fotografía de MEB de las perlas de PMMA****.***

Fuente: prótesis totales

MANIPULACION DEL MATERIAL

Acrílico Termopolimerizable

•Mezclar polvo y líquido hasta obtener una masa moldeable...

•Relación polvo/líquido -2.5:1 en peso o bien, 3:1 en volumen.

–Contracción del 6%.

–Facilita el mezclado y el empaquetamiento del material.

- Colocar el líquido en un recipiente limpio, seguido del polvo.
- Acto seguido, revolver con la espátula y dejar a que el material consiga la consistencia adecuada.

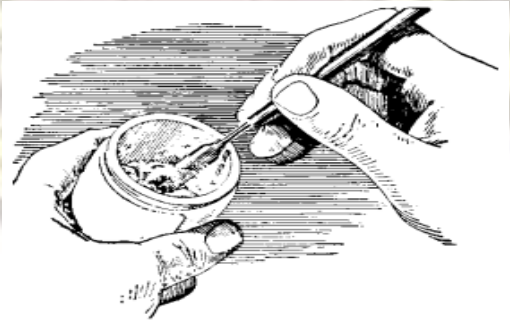


Figura Nro. 10*Mezcla de resina con monomero*

Fuente:procedimiento prótesis totales

- Durante éste tiempo, se debe cubrir el recipiente para evitar la evaporación del momero.
- Una vez obtenida la consistencia deseada, es posible manipular el material

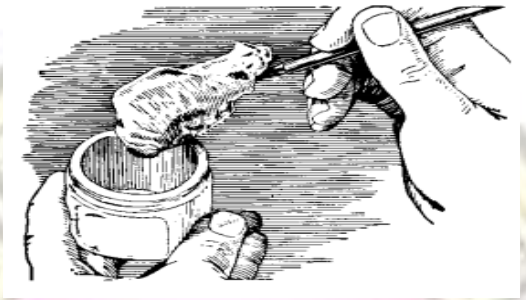


Figura Nro. 11*Manipulacion del material*

Fuente:procedimiento prótesis totales

- Al momento de mezclar el polvo con el líquido, el material pasa por las siguientes fases:

  –Arenosa.

  –Pegajosa.

  –Plástica.

  –Elástica*.

  –Rígida*.

  •Curado del material:

  –Baño de agua caliente u horno.

  * Se requieren 65 ^{0}C para que el peróxido de benzoilo empiece a producir radicales libres.

  * La reacción de polimerización es altamente exotérmica.

  * El punto de ebullición del monómero es de 100.3 ^{0} C.

Figura Nro. 12 Manipulación del material.

Fuente:procedimiento prótesis totales

Refuerzo o Reparación de Dentadura Postiza

Coloque el Ribbond lo más cercano posible al lado de la cavidad oral, opuesto a la superficie de tejido en la que pivota la dentadura postiza. A mayor área cubierta con Ribbond (una cinta de refuerzo bondable que impide los fallos de fractura en materiales dentales acrílicos. Su combinación única de tejido patentado y fibras enlazadas, de alta resistencia da resultados sin igual por cualquier otro refuerzo.es perfecto para una amplia variedad de usos), mayor resistencia tendrá de la reparación. Siga las instrucciones anteriores para reparaciones con acrílico.

2.2 ENSAYOS MECÁNICOS

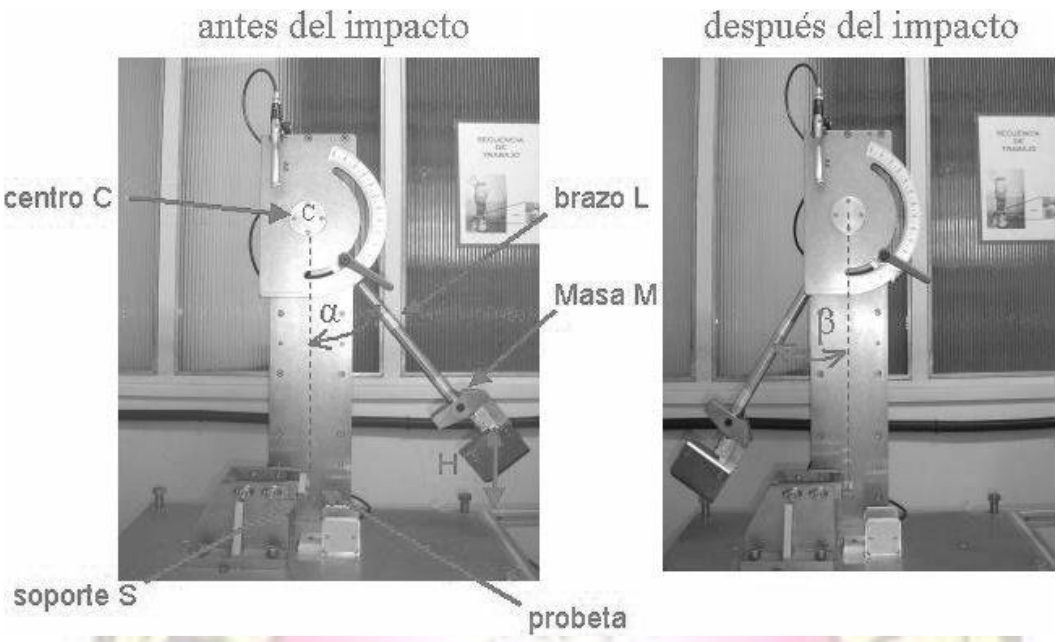
2.2.1 Prueba de impacto: Ensayo Charpy

a. **Introducción**

La primera opinión que tenemos al observar el péndulo de Charpy, es que se trata de una máquina de ensayo muy simple desde el punto de vista mecánico (Fig. 13). Sin embargo, a pesar de esa sencillez mecánica, con este instrumento se pueden diseñar varias pruebas de impacto donde se demuestra de forma rápida y didáctica, la influencia que tienen determinados factores en el comportamiento mecánico de los materiales.

El nombre de este ensayo se debe a su creador, el francés Agustín Georges Albert Charpy (1865-1945). A través del mismo se puede conocer el comportamiento que tienen los materiales al impacto, y consiste en golpear mediante una masa una probeta que se sitúa en el soporte S. La masa M, la cual se encuentra acoplada al extremo del péndulo de longitud L, se deja caer desde una altura H, mediante la cual se controla la velocidad de aplicación de la carga en el momento del impacto.

La energía absorbida E*a* por la probeta, para producir su fractura, se determina a través de la diferencia de energía potencial del péndulo antes y después del impacto.



a) *b)*

Figura Nro. 13*Péndulo de Charpy a) antes del impacto y b) después del impacto.*

Fuente:Elaboracion propia

Una vez conocido el ángulo inicial de aplicación de la carga (*α*) y el ángulo final (β) al que se eleva el péndulo después de la rotura completa de la probeta, se puede calcular la energía E*a* mediante la expresión (3):

$$Ea = MgL\,[\cos(\beta)-\cos(\alpha)]\,)\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\text{Ecuación III}$$

Donde g representa la aceleración de la gravedad.

Los modos de fractura que pueden experimentar los materiales se clasifican en dúctil o frágil, dependiendo de la capacidad que tienen los mismos de absorber energía durante este proceso. Actualmente no existe un criterio único para determinar cuantitativamente cuando una fractura es dúctil o frágil, pero todos coinciden en que el comportamiento dúctil está caracterizado por una absorción de energía mayor que la requerida para que un material fracture frágilmente.

Por otra parte el comportamiento dúctil tiene asociado altos niveles de deformación plástica en los materiales. De acuerdo con la expresión (3), dos de los factores que determinan la energía máxima que se puede suministrar en el momento del impacto son: el valor de la masa M y la longitud de brazo L. Es

por ello que existen diversos diseños de máquinas para pruebas de impacto Charpy, en los que combinándolos dos factores anteriormente mencionados se logran construir péndulos que son capaces de brindar una energía de impacto máxima de » 358 Julios, como es el caso del modelo *Tinius Olsen* (M = 27.2 kg L = 0.9 m), con el que se realizan ensayos en aceros muy tenaces. Sin embargo, para materiales más frágiles, los cuales tienen una energía de fractura baja, se puede utilizar el diseño *Instron Wolpert*(M = 2.02 kg L = 0.390 m) , con el que se puede llegar a suministrar una energía máxima de 15 Julios.

Las pruebas de impacto Charpy se realizan según normas internacionales en las cuales se detallan las dimensiones delas probetas empleadas en este tipo de ensayo, así como la forma de reportar los resultados de los mismos. De acuerdo con las normas ISO (*International Organization for Standa***52)**

Los resultados de los ensayos de impacto, en probetas entalladas, se suelen expresar en (kJ/m2), para lo cual se divide la energía absorbida para provocar la fractura de la probeta entre la sección transversal de la misma en la zona de la entalla (h x b*N*) (ver Fig. 14) , mientras que según las normas ASTM (*American Society for Testing Materials*)se reportan los resultados en (J/m), donde se divide esa energía absorbida entre la anchura remanente en la base de la entalla (b*N*).

Desde el punto de vista de la ingeniería es muy importante, y en ocasiones imprescindible, conocer cuál sería el comportamiento mecánico de los materiales, cuando se encuentran expuestos a condiciones extremas de servicio. Es por ello que muchos de los ensayos de impacto se realizan en condiciones en las cuales se favorece la fractura frágil. Entre los factores que contribuyen a modificar el modo de fractura y que se pueden estudiar mediante el ensayo de impacto Charpy se encuentran:

La velocidad de aplicación de la carga, la cual se controla variando el ángulo.

La presencia de concentradores de tensiones, lo cual se logra mecanizando una entalla en la probeta del materia la estudiar (ver Fig. 14).

Así como el impacto en materiales expuestos a diferentes temperaturas.

Este último factor es el responsable que determinados materiales experimenten una transición dúctil-frágil con la disminución de la temperatura. Para determinar el intervalo de temperaturas en el que se encuentra esa transición se suelen realizar los ensayos Charpy a distintas temperaturas con la ayuda de

un sistema de calentamiento y enfriamiento acoplado al péndulo, lo cual permite controlar *in-situ* la temperatura de la probeta. En su defecto, cuando no se dispone de tal mecanismo y se desea evaluar comportamientos mecánicos extremos, las muestras se pueden sumergir en baños a diferentes temperaturas con el atenuante de que no existe un control exacto de la temperatura a la cual se realiza el ensayo y con el cuidado de realizar la prueba de impacto lo más rápido posible (después de que la probeta haya recibido el tratamiento deseado), para evitar que las muestras experimenten grandes gradientes de temperatura.

Durante la realización de esta práctica, evaluaremos la influencia que tienen los tres factores anteriormente mencionados en el comportamiento mecánico de los materiales.

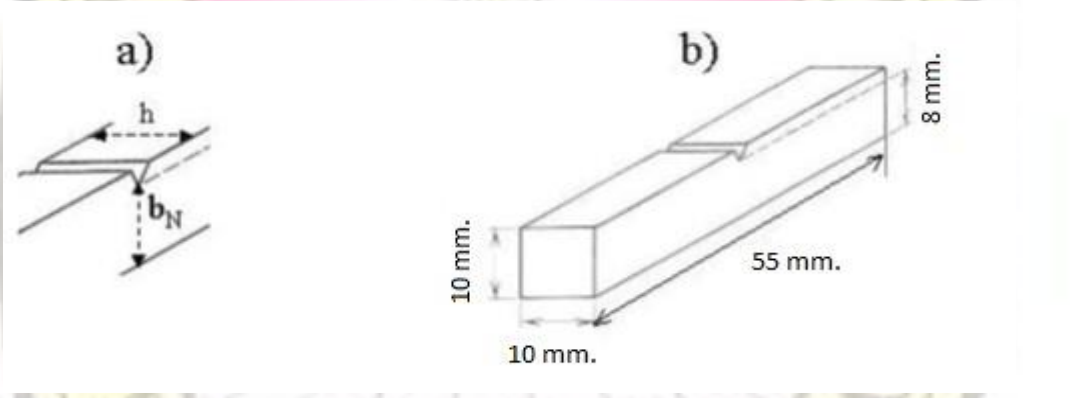


Figura Nro. 14*diseño de la probeta para el ensayo*

Fuente: elaboración propia

b. Análisis de la información de ensayos de impacto instrumentados sobre materiales poliméricos

1. Introducción

La utilización de polímeros de ingeniería y materiales compuestos de matriz Polimérica en aplicaciones de alta prestación exige cada vez mejores propiedades de los mismos. En los últimos tiempos, se ha incrementado notablemente la demanda de ensayos que simulen con precisión las condiciones finales de uso. Entre ellos, el ensayo de impacto se ha vuelto especialmente importante dentro de la industria de polímeros.

Este tipo de ensayos se realizan por varias razones. En principio, los ensayos de impacto resultan útiles para comparar la respuesta dinámica de distintos materiales. También se utilizan con propósitos de investigación y desarrollo en diferentes aplicaciones y, se consideran un parámetro de control de calidad de un proceso de manufactura dado. Por otro lado, los ensayos de impacto se llevan a cabo para simular las condiciones de uso finales de un material o producto, de manera que éste sea fabricado para sobrevivir al impacto asociado con su uso final.

El inconveniente que poseen los ensayos de impacto es que la fuerza registrada no es necesariamente igual a la fuerza que actúa sobre la probeta, debido a la ubicación de la instrumentación en los equipos .Para materiales que presentan distintos comportamientos mecánicos, no es trivial identificar la respuesta verdadera del material con el fin de calcular parámetros de interés como K_C o G_C.

El objetivo más ambicioso que se puede plantear, desde el punto de vista del procesamiento de datos, es la obtención de la respuesta dinámica del material en condiciones tales que no se vea afectada por el ensayo. Para ello, se requiere tanto de un conocimiento minucioso del instrumento de medición como de las condiciones del ensayo. De esta manera es posible extraer los efectos inherentes al ensayo y a la medición, y lograr entonces el “filtrado de la señal”.

En esta tesis se enfrenta el problema de encontrar la verdadera respuesta carga-desplazamiento obtenida en un ensayo de fractura en condiciones de alta velocidad de deformación. Está orientada al desarrollo de una metodología de análisis y procesamiento de datos experimentales, que permite recuperar la respuesta mecánica del material lo más cercana posible a la verdadera, aislando los efectos dinámicos propios del ensayo (pérdida de contacto entre el percusor y la probeta, oscilación, y disipación de energía).

Entre las opciones disponibles, se escoge trabajar con el filtrado de la señal por medio de modelos analógicos .Se analizan los modelos analógicos disponibles en la literatura y se elige uno capaz de individualizar las distintas contribuciones a la fuerza medida en un ensayo de impacto. Este se aplica a la parte del modelo que representa las oscilaciones debidas al instrumento de medición y su contacto con el material estudiado. El estudio se lleva a cabo utilizando

materiales comerciales de distinto comportamiento mecánico: polipropileno (PP), polietileno de media densidad (MDPE), y polimetil metacrilato con y sin modificadores de impacto (PMMA y RT-PMMA). Los ensayos se llevan a cabo usando probetas entalladas en flexión en tres puntos.

A fin de comparar el efecto del instrumento de medición sobre los resultados obtenidos, se realizan ensayos en dos equipos diferentes de impacto instrumentados. El modelo se calibra para los dos equipos de impacto y se aplica para recuperar la fuerza verdadera para los cuatro polímeros estudiados. La metodología de análisis se desarrolla con el fin de utilizarla en el ámbito de la Mecánica de Fractura como método de caracterización de polímeros de aplicación estructural en condiciones de impacto.

2.2.2 Ensayo de dureza shore

Se basa en la reacción elástica del material cuando dejamos caer sobre él un material más duro.

Si el material es blando absorbe la energía del choque, si el material es duro produce un rebote cuya altura se mide.

La práctica se realiza en un "esclerómetro" o "escleroscopio", aparato formado por un tubo de cristal de 300 mm de altura, por cuyo interior cae un martillo con punta de diamante redondeada de 2,36 g. La altura de la caída es de 254 mm y la escala está dividida en 140 divisiones.

Condiciones de ensayo

1. Superficie plana, limpia, pulida y perpendicular al esclerómetro.
2. Hacer 3 ensayos y cada vez en sitios diferentes (endurecimiento de la superficie por el choque).

Ventajas del método Shore

1. No se produce prácticamente ninguna huella en el material sometido a la prueba.
2. Permite medir dureza superficial de piezas terminadas.
3. Es el único ensayo no destructivo para medir durezas.

Método Dinámico para ensayo de la dureza al rebote (L)

Este método se basa en las medidas de las velocidades de impulsión y rebote de un cuerpo móvil impulsado por un resorte contra la superficie del material metálico a ensayar.

Existen curvas de relación de L con HB (Dureza Brinell) y HRC (Dureza Rockwell al utilizar el cono de diamante).

El tiempo de ensayo es de 2 s y el durómetro puede estar en cualquier posición (horizontal, vertical, inclinado...), basta con luego restar al resultado 10 si estaba horizontal, y diferentes valores (18-26) si estaba invertido.

Uso industrial

Piezas de pequeño tamaño, mapas de dureza de una misma pieza. Pero siempre del mismo material.

Ventajas

Operario no calificado, resultados independientes del operario.

Tal como se ha citado, puede evaluarse la dureza a través de la cualidad que muestran los materiales de devolver la energía potencial recibida, δ E, por impacto de una masa que contacta con una determinada velocidad.

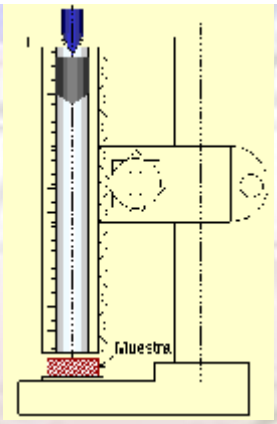


Figura Nro. 15 *Esquema del escleroscopio.*

Fuente: Dureza Shore

Por las razones que se apuntaron, el grado de endurecimiento, δH, es función inversa de la energía absorbida δEa. Es decir:

$$\delta H = f\,(1/\delta Ea) \quad \text{.....Ecuación III}$$

Cumpliéndose que:

$$\delta Ea = \delta E0 - \delta Ec$$ ……Ecuación IV

El equipo para medir la dureza elástica se denomina escleroscopio. El escleroscopio, figura 15, es un dispositivo para medir la altura de rebote de un pequeño martillo con punta de sauco o diamante, después de que cae por su propio peso desde una altura definida sobre la superficie de la pieza a prueba. El instrumento tiene por lo general un disco auto indicador tal que la altura de rebote se indica automáticamente. Cuando el martillo se eleva a su posición inicial, tiene cierta cantidad de energía potencial que se convierte en energía cinética al ser liberado, golpeando la superficie de la muestra a ensayar. Parte de la energía se absorbe por la muestra y el resto eleva de nuevo el martillo. La altura de rebote se indica por un número sobre una escala arbitraria tal que cuanto mayor sea el rebote, mayor será el número y la pieza a prueba será más dura.

La dureza elástica se aplica de forma auxiliar para determinar el grado de endurecimiento de los materiales que muestran una correlación clara con el ciclo de histéresis $\sigma-\varepsilon$, como son los materiales metálicos, y fundamentalmente, en aquellos, como los cauchos, en que la característica de amortiguamiento es muy importante y poco acusada la fractura puntual de un penetrador a compresión de un ensayo de dureza Brinell.

Tipos de durómetros

La dureza shore especifica métodos para determinar la dureza de los materiales por medio de durómetros de dos tipos: tipo A para materiales blandos y tipo D para materiales más duros, aunque la norma ASTM c ubre ocho tipos de escalas.

El método permite la medición de la penetración inicial, la penetración después de un periodo de tiempo determinado, o ambas. La dureza es inversamente proporcional a la profundidad de la penetración y depende del módulo de elasticidad y las propiedades visco elásticas del material. La forma del penetrador, la fuerza aplicada, y la duración del ensayo influyen en los resultados obtenidos.

El durómetro shore consiste en un pison, un penetrador, un dispositivo de lectura y un resorte de calibrado que aplica la carga en el penetrador. Las diferencias entre las diferentes escalas estriban en la forma del penetrador y la fuera del muelle calibrado.

Tabla Nro. 2. *Valores de escala de dureza Shore*

DUROMETRO SHORE	APLICACION	PENETRADOR	FUERZA(Gr.)
Tipo A	Gomas blandas, plásticos y elastómeros, rodillos de impresión	Cono truncado. Ángulo 35º	822
Tipo D	Gomas duras y plásticos tipo termoplásticos, plataformas y boliches	Cono en punta. Ángulo 30º	4536
Tipo B	Elastómeros y plásticos duros. Papel y materiales fibrosos. Dureza > 93 shore A.	Cono en punta. Ángulo 30º	822
Tipo C	Elastómeros y plásticos de dureza media. Evita marcas en la superficie de la pieza.	Cono truncado. Ángulo 35º	4536
Tipo DO	Materiales granulares densos. Bobinas textiles.	Bola 3/32”	822
Tipo O	Elastómeros muy blandos, bobinas textiles, materiales granulares blandos. Dureza <20 Shore A	Bola 3/32”	4536
Tipo OO	Espumas ligeras, esponjas, tejidos animales.	Bola 3/32”	113
Tipo OOO	Geles y esponja de goma.	Bola ½”	113

Fuente: Dureza Shore

La escala de dureza van de 0(cuando sobresale totalmente el penetrador de 2,5 mm) al 100(cuando no sobresale en absoluto).la carga es aplicada tan rápidamente como sea posible, sin golpe, y la lectura del valor de la dureza se realiza después de unos 15s+-1s.si se especifica una lectura instantánea la escalase lee después de 1 s de la aplicación de la carga. No existe una relación entre los resultados obtenidos con un tipo y otro de durómetro, o cualquier otro instrumento empleado para medir dureza.

2.2.2.1. MÉTODOS DE MEDIDA DE DUREZA

Ensayo de rayado: un diamante de geometría normalizada se desplaza sobre la superficie de la muestra a ensayar.

Ensayo de penetración estática: se obliga a un penetrador de un material duro a que se introduzca en la muestra bajo la acción de una carga.

Ensayos de penetración dinámica: se deja caer un objeto de forma esférica y la dureza se calcula en función de la deformación y energía de impacto.

Ensayos de rebote: la dureza depende de la altura del peso al rebotar.

Ensayos de amortiguamiento: se obtiene en función del período o la amplitud de un péndulo con un punto de apoyo duro en el material.

Ensayos de abrasión y maquinabilidad: para determinar la resistencia al desgaste o al corte.

Ensayo Brinell: el penetrador es una esfera de acero de 10 mm de diámetro, se aplica una carga de 500 a 3000 Kg, durante un tiempo que varía entre 10 y 30 s. Se define como la presión de contacto entre la esfera y la muestra

Ensayo Rockwell: forma cónica, con abertura de 120º, con una esfera de 2 mm de radio. Primero se aplica una precarga de 10 Kg y después una carga mayor (60, 100 o 150 Kg). La dureza se mide en función de la diferencia entre las profundidades de penetración en dos etapas

Ensayo Vickers y Knoop: diamantes de forma piramidal. La dureza viene en función del tamaño de la huella.

El conocimiento de la medida de dureza de los materiales restauradores es muy importante en la Odontología y está relacionado con la indicación y longevidad clínica de estos materiales, es decir su pronóstico de permanencia en la cavidad oral. La dureza es un componente determinante en el éxito de las restauraciones; es definida como la resistencia a la penetración, al desgaste o al rayado. Cuanta mayor cantidad de material de relleno tenga una resina mejor serán sus propiedades físicas, por lo tanto mayor será su dureza, menor será su contracción y su cambio dimensional.

2.2.3. Ensayo de Deflexión transversal de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura

En la actualidad se están desarrollando técnicas alternativas para la fabricación en tiempos cortos de prótesis totales en relación con la utilización de diferentes materiales para la base de dentadura. El propósito de este estudio fue comparar la deflexión transversa entre materiales a base de polímeros, propuestos como una alternativa a los materiales comúnmente utilizados para realizar una prótesis total en forma convencional. Se probaron resina acrílica termocurable, resina acrílica autocurable, láminas de acetato calibre 60 y 80 recubiertas con resina acrílica autocurable, resina acrílica fluida y resina fotopolimerizable para base de dentadura. Se fabricaron diez muestras de 60 x 10 x 2.5 mm de cada material. Las muestras se colocaron en agua a 37°C por 50 horas, se midió la deflexión transversa y se analizaron los resultados por análisis de varianza (ANOVA) de una vía. Los resultados mostraron que hubo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos. Las láminas de acetato recubiertas con acrílico autocurable pueden ser una alternativa para la rápida fabricación de bases de dentadura de uso temporal.

Palabras clave: Deflexión transversal, polímeros, base de dentadura.

a. Objetivo del ensayo

Los objetivos de los ensayos de flexión son principalmente dos:

- Determinar una curva carga-desplazamiento del prototipo

- Determinar la distribución de deformaciones y de tensiones en la probeta al estar solicitado el elemento a flexión.

El primero de los dos objetivos es más sencillo de conseguir, ya que implemente se basa en someter a uno de los prototipos realizados a un ensayo de flexión y medir la flecha. En cambio, el segundo de los objetivos es más complicado, ya que para determinar el campo de deformaciones se han de poner bandas extenso métricas en la probeta. La dificultad radica en la

colocación de las bandas extenso métricas y en la interpretación de los resultados.

Aunque se podrían haber realizado las mediciones de deformaciones sobre la tela y la medición de la flecha del prototipo en el mismo ensayo, se realizan independientemente.

La resistencia de las resinas acrílicas para bases varía según la composición de la resina, el proceso técnico y el medio en que funciona la prótesis. Por lo general, las propiedades tensionales de la resina se miden por un ensayo de resistencia transversal como lo describe la especificación número 12 de la *American Dental Association* (ADA). La deflexión transversal se refiere a la deformación por flexión de un objeto. La muestra se somete a una carga de desviación transversal en un grado específico. La exigencia de la especificación núm. 12 de la ADA estipula ciertas deflexiones máximas en el centro de las muestras entre diversas cargas. En la práctica, la prueba evalúa una combinación de propiedades, como la resistencia a la tensión y a la compresión y módulo de elasticidad. Muchos investigadores han examinado la resistencia flexural de polímeros para base de dentadura: Hargreaves, 1983; Reitz, Sanders y Levin, 1985; Montes-G y Draughn, 1986; Bunch, 1987; Shlosberg, 1989; Hayakawa, 1990; Iwahori, 1992. Arima y colaboradores, en 1995, reportaron la resistencia flexural de seis polímeros autopolimerizables y demostraron que la resistencia flexural fue más baja que en aquellos polímeros curados por calor. Ruyter y Svendsen, en 1980, reportaron la resistencia flexural de resinas acrílicas autopolimerizables; Stafford, en el mismo año, estudió una variedad de resinas termocurables para base de dentadura al alto impacto. Esta prueba mecánica nos permitirá predecir el comportamiento clínico de las bases para prótesis total.

Las resinas acrílicas de tipo fluido son de composición similar a las resinas autocurables, pero son utilizadas con una relación polvo-líquido significativamente menor que oscila entre 2:1 y 2.6:1 en comparación con la de 3:1 que es empleada convencionalmente. El tamaño de las partículas de polvo del polímero es más pequeño. El tiempo de trabajo es menor al empleado para una termocurable; sin embargo, en relación con sus propiedades mecánicas

estos materiales tienen una resistencia a la flexión inferior a las resinas termocuradas, son más blandas, tienen abrasión con facilidad y se deforman más bajo una carga constante.

El objetivo de este trabajo fue comparar la deflexión transversal que existe entre resina acrílica termocurable, VITACRYL y VITALLOY ellas propuestas y utilizadas para la fabricación de base de dentadura.

Las muestras para determinar la deflexión transversa se realizaron como lo describe la Asociación Dental Americana en su especificación número 12, siguiendo la información técnica indicada por los fabricantes.

Se conformaron muestras de resina acrílica termocurable (VITACRYL y VITALLOY). Para la técnica de «prótesis total ». Las superficies de las muestras fueron pulidas con lijas de agua (para metal 120-1/2). Las dimensiones fueron corroboradas por medio de un vernier con 0.05 mm de tolerancia.

Las muestras se montadas en un equipo (Máquina de prueba universal) apropiadamente calibrado, capaz de proporcionar un índice de carga uniforme y equipado con un dispositivo para medir la deflexión dentro de 0.01 mm de aproximación en el centro de la muestra. La carga se aplicó en línea recta, los dos soportes en los cuales se colocó la muestra constan de una superficie cilíndrica altamente pulida de 3.2 mm de diámetro, paralelos. La distancia entre los centros de los soportes fue de 50 ± 0.025 mm.

La carga fue aplicada en línea recta, en el punto medio de la muestra. Las muestras permanecieron inmersas en agua durante la prueba. La carga inicial consistió en el libre movimiento de las partes del aparato, dirigiendo suficiente fuerza para proporcionar una carga de 50 N a la muestra.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

CAPITULO III MARCO METODOLOGICO

3.1. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1.1. PMMA

FICHA TÉCNICA: RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZABLE VITACRYL®
FTRT32-001 Elaboración: 2009-09-02 **Modificación**: **Elaborado**: Auxiliar en I&D. **Aprobado**: Jefe Investigación. **Clase** E **Página** 1 de 1.

1. **Generalidades del producto**

Los polímeros de metacrilato han tenido gran popularidad en la odontología porque se procesan con facilidad utilizando técnicas relativamente sencillas, tienen la capacidad de proporcionar las propiedades esenciales y las características necesarias para usarlos en restauración oral. Una de las principales aplicaciones es para prótesis totales y removibles, que rehabilitan la función masticatoria, fonética y estética. Estas prótesis están compuestas por dientes artificiales colocados sobre una base de acrílico, como soporte para conservar el contacto con los tejidos bucales. Las bases para dentaduras pueden ser elaboradas usando acrílico Termopolimerizable, que requiere de energía térmica para polimerizarse utilizando un baño de agua termostatado. Estas resinas presentan ventajas como estabilidad dimensional, características de manejo, color y compatibilidad con los tejidos bucales.

2. Informaciones de la composición

2.1 Componentes Polímero: Acrílico Termopolimerizable (Tipo I).
Poli (Metacrilato de Metilo).
Pigmentos.
Poliéster (Si se requiere referencia con jaspeado).
2.2 Componentes monómeros Termopolimerizable (Tipo I).
Metacrilato de Metilo.
Etilenglicol Dimetacrilato.

3. Propiedades del producto

Las propiedades físicas de los polímeros se miden en el Laboratorio de Control de la Calidad, mediante la utilización de equipos especializados y calibrados, basados en la norma ISO 1567:1999.

Las propiedades físicas más relevantes se muestran en la siguiente tabla Nº 3:

Tabla Nro. 3. *Propiedades físicas*

PARAMETRO	REQUERIMIENTO	RESULTADO EXPERIMENTAL
Absorción	No debe exceder a 32 µg/mm3	18.10
Solubilidad en	No debe exceder 1.6 µg/mm3	0.8
Resistencia a la flexión	Mínimo 65 MPa	70.8
Módulo de flexión	Mínimo 2000 MPa	5300
Monómero Residual	Máximo 2.2% en peso	0.98

Fuente: revista prótesis totales

Otras propiedades son evaluadas en forma cualitativa como: Color, estabilidad del color, capacidad de pulido, Translucidez, porosidad y se encuentran dentro de los límites de aceptación.

***Las proporciones de uso para la mezcla son*:**

Por peso: Dos partes de polímero Termopolimerizable y una parte de monómero Termopolimerizable.

Por volumen: Tres partes de polímero Termopolimerizable y una parte de monómero Termopolimerizable.

Tiempo de vida útil en estante

VITACRYL Termopolimerizable Polímero: Cuatro (4) años. VITACRYL® Termopolimerizable Monómero: Dos (2) años.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

Figura Nro. 16*VITACRYL*

Fuente: Elaboración propia

3.1.2. Materiales

a. Cera base:

Se utiliza para conseguir las dimensiones y contornos predeterminados de una restauración dental, en cuya construcción se empleara un material más duradero.

Figura Nro. 17*Cera base*

Fuente: Elaboración propia

b. Yeso piedra:

Se calienta a más de 125 °C, bajo presión y en presencia de vapor. Es aún más duro que el tipo II, con partículas más regulares y finas, por lo que necesita menos agua para fraguar. Es mucho menos poroso que los otros dos, menos frágil, por lo que se usa para modelos preliminares de estudio. También es llamado Hemihidrato Alfa.

Figura Nro. 18*Yeso piedra*

Fuente: Elaboración propia

c. Yeso parís:

Se genera horneando en autoclave cerrado a 128 °C. Sus partículas son más pequeñas y regulares que el tipo I, por lo mismo, menos poroso y frágil. Es el más utilizado en odontología, se utiliza para realizar montajes en articulador y para realizar los enmuflados de cocción en la confección de prótesis. Es el tipo de yeso más blando y se utiliza para el vaciado de modelos de estudio y tiene una fuerza de 450 Kg. Por centímetro cuadrado.

Figura Nro. 19*Yeso París*

Fuente: Elaboración propia

d. Piedra pómez:

La piedra pómez es resistente al frío, al fuego y a la intemperie y libre de sales solubles en agua. Aunque es de dureza media, debido a su alta friabilidad el poder abrasivo es muy bajo, produciendo un efecto muy suave sobre la superficie trabajada. En la fabricación de abrasivos para cosmetología, odontología.es la materia prima ideal para el material de un buen muro, porque es porosa, ligera, dura (relativo a la solidez del grano) y no inflamable.

Figura Nro. 20*Piedra pómez*

Fuente: Elaboración propia

e. Monómero (acrílico lento liquido):

Es un compuesto químico de fórmula $C_5H_8O_2$. A temperatura ambiente se presenta como un líquido incoloro de aspecto similar al agua, tóxico e inflamable. Es conocido principalmente por ser el monómero utilizado para producir polimetilmetacrilato (PMMA).La aplicación principal del metacrilato de metilo es la producción del plástico transparente denominado polimetilmetacrilato (PMMA). También se emplea en la producción de otros polímeros acrílicos, usados en pinturas y recubrimientos. Al ser una mezcla presenta un punto de fusión no definido, observándose un reblandecimiento en las proximidades de los 36 °C y completándose el paso al estado líquido sobre los 60 °C. El punto de ebullición está sobre los 350 °C.

Figura Nro. 21*Monómero*

Fuente: Elaboración propia

f. Vaselina:

Es una mezcla homogénea de hidrocarburos saturados de cadena larga. Generalmente, cadenas de más de 25 átomos de carbono, que se obtienen a partir del refinado de una fracción pesada del petróleo. La composición de dicha mezcla puede variar dependiendo de la clase de petróleo y del procedimiento de refinado.se aplica como desmoldante.

Figura Nro. 22*Vaselina*

Fuente: Elaboración propia

3.1.3 Metodología

Se mecanizaron 8 muestras para determinar la deflexión transversal, se realizaron como lo describe la Asociación Dental Americana en su

especificación número 12, siguiendo la información técnica indicada por los fabricantes.

Se mecanizaron 8 muestras para determinar el ensayo de Charpy, se realizaron como lo describe la Norma ASTM D6110, siguiendo la información técnica indicada por los fabricantes.

Se mecanizaron 8 muestras para determinar el ensayo de dureza, se realizaron como lo describe la Asociación Dental Americana en su especificación número 12, siguiendo la información técnica indicada por los fabricantes.

Se conformaron muestras de resina acrílica termocurable (VITACRYL y VITALLOY) .Se realizaron muestras de láminas de acetato para obtener el molde hasta obtener un espesor de 2.5 mm con dimensiones de 60 x 10 mm. Las superficies de las muestras fueron pulidas con lijas de agua (No.1/2). Las dimensiones fueron corroboradas por medio de un vernier con 0.05 mm de tolerancia.

Las diferentes resinas de base para dentaduras postizas-polimerizados de calor se seleccionaran para este estudio .Un modelo de cera se utilizara para especímenes preparados de resina acrílica de medición 60x10x2.5 mm. (Para ensayo de flexión y ensayo de dureza)(Para ensayo de charpy se realizaron probetas de 55x10x10mm. con muesca de 2 mm.).

Figura Nro. 23*Elaboración de modelo de cera*

Fuente: Elaboración propia

Después de mezclar la resina acrílica de acuerdo con las instrucciones del fabricante, cada compartimiento en el molde de cera se llenara con la resina acrílica.

Figura Nro. 24*Molde*

Fuente: Elaboración propia

La polimerización de la prótesis se inicia con la inclusión del modelo de impresión en el interior de la mufla. La mufla y la contra mufla deben ser separadas. La mufla fijará el modelo y la contra mufla irá a moldear la superficie externa del modelo. Los tornillos deben ser removidos tanto de la mufla como de la contra mufla.

Figura Nro. 25*Diseño de modelo en la mufla*

Fuente: Elaboración propia

La mufla debe ser lubricada con vaselina sólida en toda la superficie que entrará en contacto con el yeso. Podemos utilizar un pincel para conseguir aplicar unas películas en la mufla.

El espacio para el modelo, en el interior de la mufla, debe ser evaluado antes de ser fijado con yeso. En caso de ser necesario debemos desgastar el modelo. Este procedimiento evita contratiempos. La cantidad de 100 grs. es adecuada para fijar el modelo en la mufla.

El yeso espatulado debe ser aplicado en la mufla.

El modelo entonces será posicionado en el centro de la mufla y digitalmente debemos acomodarlo para que el espacio evaluado anteriormente sea respetado.

Figura Nro. 26*Acomodo del modelo en el molde*

Fuente: Elaboración propia

El yeso debe ser lo suficiente para cubrir el modelo, manteniendo, no obstante, una base de prueba libre de yeso.

Con una espátula debemos eliminar las irregularidades y crear una superficie expulsiva para que la contra mufla no encuentre retenciones que impidan la separación entre ellas. Esta situación podría llevar al fracaso del proceso de polimerización.

Posterior a la polimerización encajamos la contra mufla para poder aplicar el yeso para obtener el modelo o probeta de resina. La extensión de la resina respetará los límites del molde del patrón probeta.

Debemos fijar los tornillos, pues el yeso exigirá una vibración para la eliminación de burbujas, que podría variar la contra mufla. El yeso, entonces

debe ser vertido en porciones pequeñas y al mismo tiempo recibir una vibración vigorosa para evitar la formación de bolsas. Después que completamos esta etapa, debemos esperar que el yeso tome consistencia durante aproximadamente 30 minutos.

Figura Nro. 27*Eliminacion de burbujas en la mufla*

Fuente: Elaboración propia

Transcurrido este tiempo llevamos la mufla a calor húmedo durante un minuto y veinte segundos para derretir la cera.

Podemos entonces abrir la mufla. En este momento se tiene el negativo o espacio a acrilizar del patrón probeta. La cera debe ser removida completamente pues podría contaminar la resina que será aplicada.

La mufla es fechada y llevada a fuego en baño Maríadurante45 a 60 minutos. La temperatura de cocinado derrite completamente la cera.

Figura Nro. 28*Baño maría de la mufla*

Fuente: Elaboración propia

Otro paso importante es el aislamiento del yeso. La resina es frágil y puede ser dañada durante la remoción de la mufla. Con un pincel aplicamos el aislante de yeso en toda la superficie tanto de la mufla como de la contra mufla.

Las proporciones del polvo y el líquido de resina deben determinarse siguiendo las orientaciones del fabricante de las probetas, que suministra un dosificador donde en un pote mayor colocamos el polvo y en un pote menor colocamos el líquido. En el pote de resina debemos mezclarlos hasta que se consiga una masa uniforme. El pote debe ser fechado para evitar que el monómero se evapore. En el caso de que esto ocurra la resina no presentará condiciones adecuadas para realizar el pulimento de la Prótesis.

Figura Nro. 29*Preparación de la resina*

Fuente: Elaboración propia

Cuando la resina alcanza la fase plástica, fase en que podemos manipularla sin que se pegue en las manos, podrá ser colocada en el interior de la muralla hasta que se llene. Colocamos entonces una película plástica para que podamos separar la mufla de la contra mufla.

Figura Nro. 30Colocacion de pelicula plastica

Fuente: Elaboración propia

En este momento debemos fechar las dos partes de la mufla y llevarla a una prensa y aplicamos una fuerza de una tonelada. Esto permitirá que la resina escurra por todos los espacios formados para la remoción de la base de la probeta. Podemos observar este escurrimiento por la resina que sale del interior dela mufla durante el prensado.

Después de la primera prensada debemos separar la mufla para remover la película plástica y los excesos de resina. Seguidamente debemos fechar la mufla, colocarla nuevamente en la prensa y una nueva carga que debe ser aplicada por 20 minutos.

Figura Nro. 31*Removiendo la pelicula plastica*

Fuente: Elaboración propia

Transcurrido este tiempo debemos colocar los tornillos en la mufla y fecharlos antes de retirar esta mufla de la prensa. La mufla esta lista para ser llevada a baño María para realizar la polimerización de la resina. Para obtener la polimerización completa debemos seguir el ciclo recomendado por el fabricante.

Tabla Nro. 4. *Se siguen los pasos de la tabla adjunta.*

PASOS	TEMPERATURA	TIEMPO	MEDIO
1	73ºC	60	Agua
2	100ºC	30	Agua
3	23ºC	15	Agua

Fuente: polimerización

Después de completado el ciclo debemos dejar que la mufla refresque. Una vez que la mufla se refresco completamente podemos abrirla y remover la prótesis del yeso. Este procedimiento debe ser cuidadoso pues un movimiento inadecuado puede llevar a la fractura de la prótesis y al fracaso del procedimiento.

Figura Nro. 32*Refrescada de la mufla.*

Fuente: Elaboración propia

Una vez abierta la mufla y separada las partes, debemos remover el dique de silicona para sacar la Prótesis Total. En esta etapa debemos remover también los excesos de resina que escurrieron por la mufla durante el prensado.

Con un martillo aplicamos un golpe suave procurando remover el yeso del interior de la mufla, este golpe debe ser aplicado en la parte central que se

mueve junto con el yeso. A continuación con el propio martillo removemos el yeso que envuelve el modelo de la prótesis del patrón probeta. Una vez que sepamos el modelo de la prótesis podemos montar la nuevamente en el articulador para hacer el remontaje oclusal.

3.2. EQUIPO

a. **Mufla**:

es un tipo de horno a altas temperaturas utilizadas en los laboratorios , especialmente química y se utiliza en la calcinación de sustancia . Básicamente consiste en una cámara de metal con un material de revestimiento interior hecho refractario y dotado de resistencias capaces de elevar la temperatura en el interior con los valores por encima de 1000 °C . Las muflas más comunes tienen rangos de trabajo que van desde 200 °C a 1400 °C.

Bisturí:

El **escalpelo** o **bisturí**, también llamado lanceta o cuchillo de cirujano, es un instrumento en forma de cuchillo pequeño, de hoja fina, puntiaguda, de uno o dos cortes, que se usa en procedimientos de cirugía, disecciones anatómicas, autopsias y vivisecciones.

b. **Lijar:**

Un lija de agua es un material tipo cartón con una capa de material rasposo la cual te sirve para pulir principalmente metales (muy utilizadas por hojalateros) y las puedes encontrar de diferentes medidas según el grueso que la necesites.

c. **Espátula:**

Instrumento en forma de pala de pequeñas dimensiones, generalmente flexible, que se utiliza para extender o mezclar sustancias, ungüentos o pomadas. Instrumento con mango recto y hoja curva diseñado para la mezcla del preparado de resinas acrílicas. Permite la mezcla de resinas acrílicas con agua.

d. **Prensa:**

Prensa hidráulica de mesa de fácil manejo, para prensar hasta 3 muflas al tiempo. Presión de trabajo de 100-150 br (1 a 1,5 Ton).Manómetro indicador de presión hasta 600 br. Equipo construido en acero inoxidable, para durar Incluye prensa para muflas sin tornillos de tamaño: Alto 56 cms, ancho 40,5 cms, Fondo 25,5 cms, peso: 50 libras (25kilos).

e. Martillo:

Es una herramienta de percusión utilizada para golpear directa o indirectamente una pieza, causando su desplazamiento o deformación Equis Dee. Los martillos son a menudo diseñados para un propósito especial, por lo que sus diseños son muy variados.

f. Rueda de Trapo:

Rueda de trapo para pulidora que se aplica Ortodoncia y Ortopedia dentofacial, Coronas y puentes, Prótesis acrílica.

- Fresas pulidoras para pieza de mano.
- Grosores variables.
- Permiten un óptimo acabado y pulido en resinas-acrílicos.
- Fresas de diamante fabricadas con un grano de tamaño variable, siendo los tamaños más gruesos los que favorecen el tallado. Eliminan tejido dental para su preparación para la posterior colocación de una prótesis fija.

g. Soporte para flexión:

Las vigas o arcos son elementos estructurales pensados para trabajar predominantemente en flexión. Geométricamente son prismas mecánicos cuya rigidez depende, entre otras cosas, del momento de inercia de la sección transversal de las vigas. Existen dos hipótesis cinemáticas comunes para representar la flexión de vigas y arcos.

h. Máquina de ensayo de Charpy:

Cuadro Nro. 5. *Descripción general del equipo de impacto*

Descripción (nombre del instrumento)	Máquina de Ensayo de Impacto
Tipo	Digital / Analógico
Fabrican (Marca)	Time Group INC.
Procedencia:	China
Modelo	JB-W300A
Número de serie	04144
Magnitud de medida	J (Joule)
Rango (Escala de medición)	0-300 J
Resolución mínima graduación	Digital: 0.1 J / Analógico: 1 J

Fuente: elaboración propia

Figura Nro. 33*Maquina de ensayo de impacto.*

Fuente: Elaboración propia

i. Máquina de metalizado:

Denton Vacuum Desk II Sputter Coater coloca la industria estándar para la facilidad de recubrimiento de chisporroteo.

Figura Nro. 34*Maquina metalizado DESK II*

Fuente: Elaboración propia

j. Máquina de microscopia:

La segunda generación TESCAN VEGA II Series es una familia de SEMs de avanzada tecnología, con creces controlados en PC con un montón de características adelantadas:

- El diseño Ancho exclusivo de óptica del Campo marca nuevos rumbos en muchas capacidades adelantadas nuevas de la hipoteca de capital neto compartido.
- Sofisticado, fácil para usar software utilizando a Ventanas Microsoft ™ XP Professional.
- El usuario protegido en contraseña, De Varios Pisos Lleva las Cuentas - el Ideal para laboratorios multiusuarios.
- Por completo, el turbo rápido el bombeo molecular, ninguna refrigeración por agua.
- Una gran variedad de cámaras y etapas del espécimen.

- La automatización extensiva de la computadora de plan de hipoteca de capital neto compartido y control funciona.
- El software asimilativo para la imagen archiving, las medidas, el procesamiento, y el análisis.
- La Operación Distante Incorporada y las Diagnosis Distantes.
- La geometría analítica excelente para el ELECTRODIAGNÓSTICO, WDX, y el análisis EBSD.
- La proporción muy competitiva de precio /función.

Tabla Nro. 6.*Descripción de los tipos de microscopio Vega II*

Vega II	LMH	LMU
RESOLUCION En el modo alto de vacío (SE) En el modo mediano, bajo de vacío (BSE)	3.0 nm at 30 kV -	3.0 nm en 30 kV 3.5 nm en 30 kV
Trabajando vacío El modo alto de vacío El modo mediano de vacío El modo bajo de vacío	< 1 x 10^{-2} Pa – –	< 1 x 10^{-2} Pa 3 – 150 Pa 3 – 500 Pa (opcional 2000 Pa)
Los modos de funcionamiento de óptica del electrón	Resolución, Profundidad, Campo, Campo Ancho, Meciendo Viga	**El Vacío Alto** Resolución, Profundidad, Campo, Campo Ancho, Meciendo viga **El Vacío Mediano** Resolución, Profundidad, Campo, Campo Ancho, Meciendo viga **El Vacío bajo** Resolución Profundidad
Magnificación	Continuo de 4x para 1,000,000x	13x - 1,000,000x
Acelerando voltaje	200 V para 30 kV	
Lanzador de electrones	El tungsteno calentó cátodo	
La corriente de la sonda	1 pA para 2 pA	
Escandiendo velocidad	De 200 ns para 10 ms por pixel regulable de adentro da un paso o continuamente	
La ventana de foco	La forma, el tamaño y la posición continuamente regulable	
Escandiendo características	El foco dinámico, el Punto y la Línea escudriñan, corrección de la Inclinación, viga3D	
El tamaño de imagen	Hasta 8,192 x 8,192 pixeles en la calidad de 16 pedacitos, el tamaño es regulable separadamente pues imágenes en vivo (en cuatro pasos) y pues imágenes salvadas (en 10 pasos), para 4:3 cuadrado y rectangular o formas de imagen 2:1.	
El control del microscopio	Todas las funciones del microscopio son PC controlada por medio de la bola rastreadora, el ratón y el teclado por El programa VegaTC usando plataformas WindowsTM	
Control remoto	Por medio del protocolo entre redes(IP) y protocolo de control de transmisión(TCP)	

Fuente: Hoja técnica de Microscopio

Tabla Nro. 7. *Descripción general del equipo*

DESCRIPCION GENERAL DEL EQUIPO		
Descripción (nombre del instrumento)	Microscopio electrónico de barrido	
Tipo	Digital	
Fabrican (Marca)	TESCAN	
Modelo	VEGA II LMU	
Filamento	Tungsteno.	
Resolución	En alto vacío modo SE: 3.0 nm a 30 KV	En bajo vacío modo BSE: 3.5 nm a 30KV
Aumento	continuo desde 4x a 1 000 000x	
Voltaje de aceleración	200 V a 30KV	
Corriente de la sonda	1pA a 2µA	
Dimensión interna	Ø 230 mm	
Puerta	148 mm (alto)	
Microanalizador	**Marca:** OXFORD	**Modelo:** INCA PentaFETx3

Fuente: elaboración propia

Figura Nro. 35*Microscopio electrónico de barrido*

Fuente: Elaboración propia

k. Máquina de ensayo de dureza:

Tabla Nro. 8. *Descripción general del equipo*

Descripción (nombre del instrumento)	Durómetro portátil
Tipo	Digital
Fabrican (Marca)	DIGIMESS
Modelo	DP300
Características de unidad electrónica	**Unidades de dureza:** Brinell (HB), Vickers (HV), Rockwell C (HRC), Rockwell B (HRB), Shore D (HS), Leeb (HL).
	Precisión: +/- 0.5 % (referido a l=800) +/- 4 unidades HL.
	Dirección de Impacto: Seleccionable en todas las direcciones.
	Material de Ensayo: acero, fundiciones de hierro, aleaciones fundidas de aluminio, latón y cobre.
Características del cuerpo de impacto D:	**Energía de impacto** : 11 N.m
	Masa del cuerpo de impacto : 5.5 g.
	Punta de ensayo: esférica.
	Diámetro: 3 mm.
	Dureza: 1 600 HV.
	Material: carburo de tungsteno.

Fuente: elaboración propia

Figura Nro. 36*Durómetro Portátil*

Fuente: Elaboración propia

I. Máquina de ensayo de Flexión:

Tabla Nro. 9. *Descripción general del equipo*

DESCRIPCION GENERAL DEL EQUIPO	
Descripción (nombre del instrumento)	Equipo ensayo de tracción para plásticos
Tipo	Digital
Fabrican (Marca)	Liyi-Tech
Procedencia:	China
Modelo	
Número de serie	131202
Magnitud de medida	Kg
Rango (Escala de medición)	0-2000 kg
Resolución mínima graduación	-

Fuente: elaboración propia

Figura Nro. 37*Maquina Universal*

Fuente: Elaboración propia

3.3. ENSAYOS

1. ENSAYO DE CHARPY

a) Pesamos las probetas de ambos materiales (VITACRYL y VITALLOY).
b) Luego sin instalar probeta alguna se eleva en péndulo y se engatilla, para ser liberado luego.se deja que el péndulo realice unos vaivenes y se detiene. La energía gastada en este proceso se toma en cuenta.
c) Se instala la probeta en los apoyos, se engatilla y suelta el péndulo, produciéndose la rotura de la probeta. Luego de detenido se anota la energía aplicada en el proceso.

Figura Nro. 38*Posicion de la probeta*

Fuente: Elaboración propia

d) Se calcula la energía cinética, aplicada a las fracciones de la probeta. Se realiza el cálculo de la energía invertida en la rotura de la probeta.
e) Se repiten los pasos c) y d) para las otras probetas.

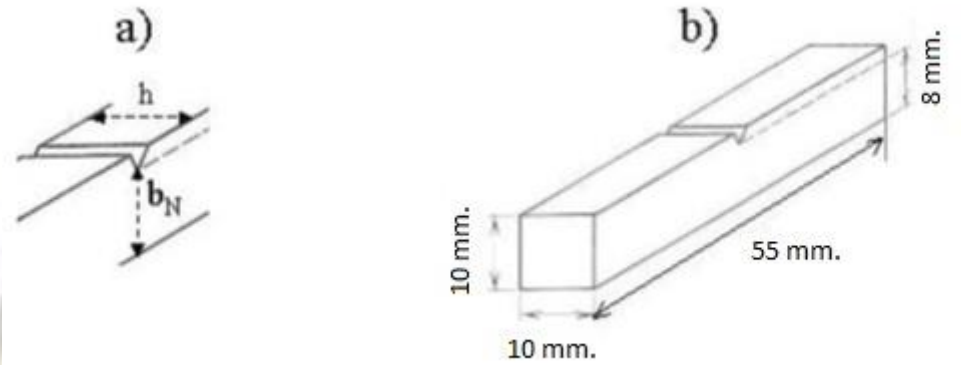


Figura Nro. 39*Tamaño adecuado de las probetas*

Fuente: Elaboración propia

2. ENSAYO DE DUREZA SHORE

a) Elaborar las probetas,alisando las superficies.
b) Situar la probeta en el porta probetas.

Figura Nro. 40*Situando en la porta probetas*

Fuente: Elaboración propia

c) Elevar el martillo del escleroscopio hasta la altura origen h.
d) Soltar el martillo y registrar la altura del rebote.

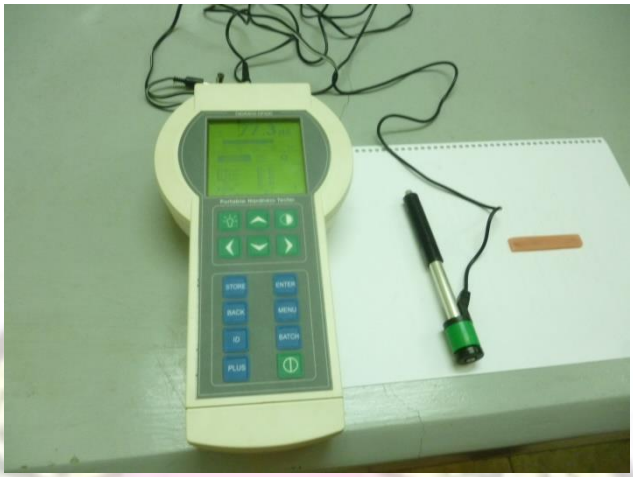


Figura Nro. 41*Registro de datos de las probetas.*

Fuente: Elaboración propia

Repetir esto mismo para todas las muestras a ensayo.

3. ENSAYO DE FLEXION:

Las muestras fueron montadas en un equipo (Máquina de prueba universal, marca Liyi-Tech, procedencia China) apropiadamente calibrado, capaz de proporcionar un índice de carga uniforme y equipado con un dispositivo para medir la deflexión dentro de 0.01 mm de aproximación en el centro de la muestra. La carga se aplicó en línea recta, los dos soportes en los cuales se colocó la muestra constan de una superficie rectangular altamente pulida de 60x10x2.5 mm. La distancia entre los centros de los soportes fue de 41.4 ± 0.025 mm.

La carga fue aplicada en línea recta, en el punto medio de la muestra. La carga inicial consistió en el libre movimiento de las partes del aparato, dirigiendo suficiente fuerza para proporcionar una carga de 500 N a la muestra. Cada 4.90 N se incrementó la fuerza a una velocidad uniforme de 2m/min .La tabla mostrada *(tabla 4)* fue utilizado para aplicar la carga y hacer las observaciones. Las diferencias entre las deflexiones en la carga inicial y las cargas específicas se registraron como la deflexión de la muestra. El valor de deflexión se reportó lo más cercano a 0.1 mm.

Figura Nro. 42*Posicion de la probeta*

Fuente: Elaboración propia

Figura Nro. 43*Ubicación adecuada de la probeta.*

Fuente: Elaboración propia

4. ENSAYO DE MICROSCOPIA

1. Coloca el portaobjetos de vidrio en una superficie plana, como en un mostrador o mesa.
2. Moja un hisopo de algodón y frótalo en la parte interior de tu boca.
3. Frota el hisopo en la parte media del portaobjetos de vidrio.
4. Coloca una cubierta para portaobjetos de vidrio en la parte superior de la mitad del portaobjetos, cubriendo el área en la que depositaste el contenido de tu hisopo.
5. Mueve los dos brazos deslizables a un costado en el microscopio.
6. Coloca el portaobjetos preparado en la platina y levanta los brazos deslizables para colocarlos sobre el portaobjetos y mantenerlo en su lugar.
7. Enciende la luz del microscopio.
8. Coloca tu ojo sobre el ocular del microscopio. Verás una luz brillante con objetos borrosos en su interior.
9. Gira la perilla de ajuste gruesa, que es la más grande localizada a un lado del microscopio. Mira a través del ocular mientras giras la perilla. Notarás que el objeto comenzará a verse más claro a medida que la giras. Una vez que el objeto se vea claro y enfocado, deja de moverla.

   Gira la perilla de ajuste delgada, que es la más pequeña localizada a un costado del microscopio. Mira a través del ocular mientras giras la perilla. El objeto en el portaobjetos del microscopio comenzará a verse muy claro y se podrán apreciar sus diminutos detalles. Una vez que el objeto se vea claro deja de girar la perilla.

CAPITULO IV RESULTADOS OBTENIDOS

4.1. ENSAYO DE CHARPY

Variable dependiente: Energía (J/cm2)

Factor: Resina

Número de observaciones: 8

Número de niveles: 2

Tabla Nro. 10. *Resultados ensayos de impacto de Charpy*

Probeta	VITACRYL(j/cm2)	VITALLOY(j/cm2)
1	0,55	0,77
2	0,65	0,63
3	0,61	0,53
4	0,64	0,50

Fuente: elaboración propia

Este procedimiento ejecuta un análisis de varianza de un factor para Energía. Construye varias pruebas y gráficas para comparar los valores medios de Energía para los 2 diferentes niveles de Resina. La prueba-F en la tabla ANOVA determinará si hay diferencias significativas entre las medias. Si las hay, las Pruebas de Rangos Múltiples le dirán cuáles medias son significativamente diferentes de otras. Si le preocupa la presencia de valores atípicos, puede elegir la Prueba de Kruskal-Wallis la cual compara las medianas en lugar de las medias. Las diferentes gráficas le ayudarán a juzgar la significancia práctica de los resultados, así como le permitirán buscar posibles violaciones de los supuestos subyacentes en el análisis de varianza.

Tabla Nro. 11. *Resumen Estadístico para Energía*

Resina	***Recuento***	***Promedio***	***Desviación Estándar***	***Coeficiente de Variación***	***Mínimo***	***Máximo***	***Rango***
Vitacryl	4	0.6125	0.045	7.34694%	0.55	0.65	0.1
Vitalloy	4	0.6075	0.121758	20.0425%	0.5	0.77	0.27
Total	8	0.61	0.085021	13.9379%	0.5	0.77	0.27

Resina	***Sesgo Estandarizado***	***Curtosis Estandarizada***
Vitacryl	**-1.01922**	**0.398479**
Vitalloy	0.78243	-0.142059
Total	0.764421	0.425991

Fuente: elaboración propia

Esta tabla muestra diferentes estadísticos de Energía para cada uno de los 2 niveles de Resina.

Tabla Nro. 122.*Tabla ANOVA para Energía por Resina*

Fuente	*Suma de Cuadrados*	*Gl*	*Cuadrado Medio*	*Razón-F*	*Valor-P*
Entre grupos	0.00005	1	0.00005	0.01	0.9411
Intra grupos	0.05055	6	0.008425		
Total (Corr.)	0.0506	7			

Fuente: elaboración propia

La tabla ANOVA descompone la varianza de Energía en dos componentes: un componente entre-grupos y un componente dentro-de-grupos. La razón-F, que en este caso es igual a 0.00593472, es el cociente entre el estimado entre-grupos y el estimado dentro-de-grupos. Puesto que el valor-P de la razón-F es mayor o igual que 0.05, no existe una diferencia estadísticamente significativa entre la media de Energía entre un nivel de Resina y otro, con un nivel del 95.0% de confianza. La resina Vitalloy muestra una dureza similar al proporcionado por los catálogos del fabricante. El procedimiento de preparación de las muestras no es una variable a considerar, ya que para ambas probetas se siguió el mismo procedimiento, equipo y condiciones de ambiente.

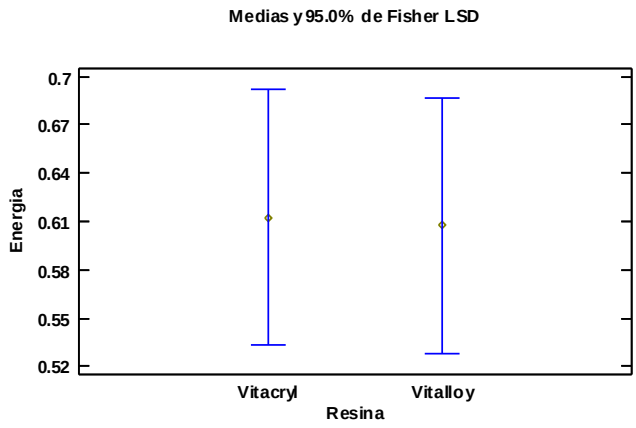


Figura Nro. 44. *Medidas y 95% de Fisher LSD.*

Fuente: Elaboración propia

Tabla Nro. 13. *Tabla de Medias para Energía por Resina con intervalos de confianza del 95.0%*

			Error Est.		
Resina	*Casos*	*Media*	*(s agrupada)*	*Límite Inferior*	*Límite Superior*
Vitacryl	4	0.6125	0.0458939	0.533093	0.691907
Vitalloy	4	0.6075	0.0458939	0.528093	0.686907
Total	8	0.61			

Fuente: elaboración propia

Esta tabla muestra la media de Energía para cada nivel de Resina. También muestra el error estándar de cada media, el cual es una medida de la variabilidad de su muestreo. El error estándar es el resultado de dividir la desviación estándar mancomunada entre el número de observaciones en cada nivel. La tabla también muestra un intervalo alrededor de cada media. Los intervalos mostrados actualmente están basados en el procedimiento de la diferencia mínima significativa (LSD) de Fisher. Están construidos de tal manera que, si dos medias son iguales, sus intervalos se traslaparán un 95.0% de las veces. Puede ver gráficamente los intervalos seleccionando Gráfica de Medias de la lista de Opciones Gráficas. En las Pruebas de Rangos Múltiples, estos intervalos se usan para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras.

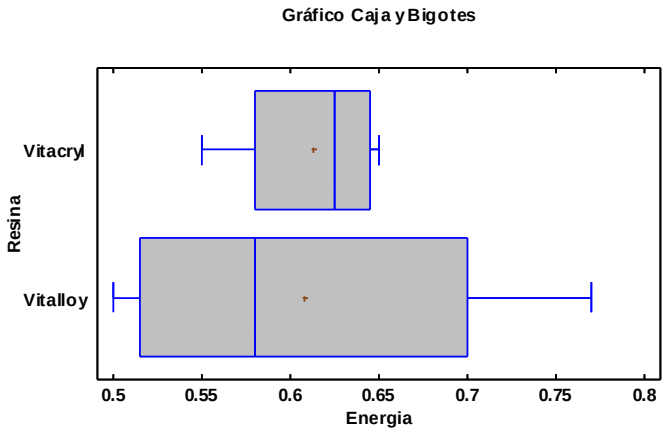


Figura Nro. 45. *Grafico Caja y Bigotes*

Fuente: Elaboración propia

El comportamiento en cuanto a energía absorbida, el vitalloy presenta mejor capacidad de absorción de energía.

4.2. ENSAYO DE DUREZA DE SHORE

MEDICIÓN DE DUREZA DE POLIMERO

Tabla Nro. 14. *Muestras Vitalloy*

N° ID	DUREZA SHORE (HS)					PROMEDIO
	1	2	3	4	5	
3	82,1	88,6	90,2	91	87,4	87,86
6	87	90,2	82,8	90,2	91	88,24
7	87,4	98,4	89,4	84,7	89,4	89,86
8	88,6	86,6	87,4	87,8	80,2	86,12
PROMEDIO TOTAL						88,02

Fuente: elaboración propia

Tabla Nro. 15. *Muestra Vitacryl*

N° ID	DUREZA SHORE (HS)					PROMEDIO
	1	2	3	4	5	
16	86,6	85,5	86,2	87	87	86,46
18	79,5	74,9	68,1	73,5	71,1	73,42
23	79,9	87,4	63,1	67,7	74,9	74,6
24	87,8	84,7	89,4	84,7	83,6	86,04
PROMEDIO TOTAL						80,13

Fuente: elaboración propia

Tabla Nro. 146. *Resumen Estadístico*

Material	*Vitalloy*	*Vitacryl*
Recuento	4	4
Promedio	88.02	80.13
Desviación Estándar	1.5351	7.08524
Coeficiente de Variación	1.74404%	8.84219%
Mínimo	86.12	73.42
Máximo	89.86	86.46
Rango	3.74	13.04

Fuente: elaboración propia

De la tabla Nro. 16, de la observación los resultados:

- La resina VITACRYL en 04 muestras ensayadas muestra una mayor dispersión de los resultados de Dureza (S=7.0, R=13.04)
- Para la resina VITALLOY los resultados obtenidos muestran una mayor concentración de los datos, la (S=1.5, R=3.7) son menores, siendo muestras más homogéneas en su dureza.
- El procedimiento de preparación de las muestras no es una variable a considerar, ya que para ambas probetas se siguió el mismo procedimiento, equipo y condiciones de ambiente.

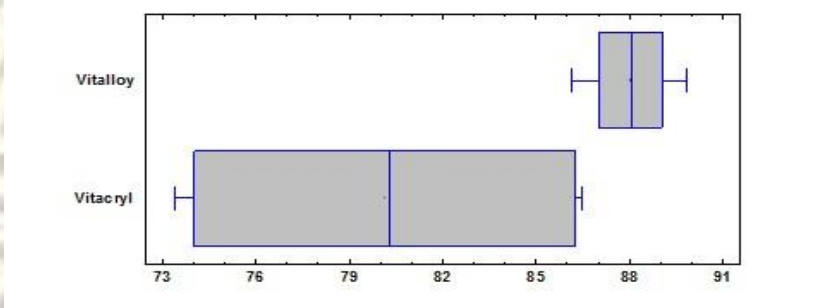


Figura Nro. 46. *Grafico Caja y Bigotes*

Fuente: Elaboración propia

4.3. ENSAYO DE FLEXIÓN

a. VITACRYL

La prueba 1 nos da una rotura máxima de 84 Mpa y una flecha de 2.4 mm, la prueba 2 nos da una rotura máxima de 80 Mpa y una flecha de 0.25mm, la prueba 3 nos da una rotura máxima de 98 Mpa y una flecha de 0.28.

En el posicionamiento de la probeta en la maquina Universal, se generó movimiento de los cabezales; por lo que los resultados del módulo de rigidez varia en la flecha. Sin embargo el esfuerzo de flexión se obtiene que la prueba 2 no tiene mucha diferencia con la prueba 1, por lo que los resultados se encuentra en fig.Nro 47 diagrama esfuerzo flexural vs flecha.

De acuerdo a la norma hubo una permanencia en baño maria de 45 a 60 min, hice la comparación en la preparación de las probetas, fue constante. El yeso influye en el comportamiento del módulo de Young.

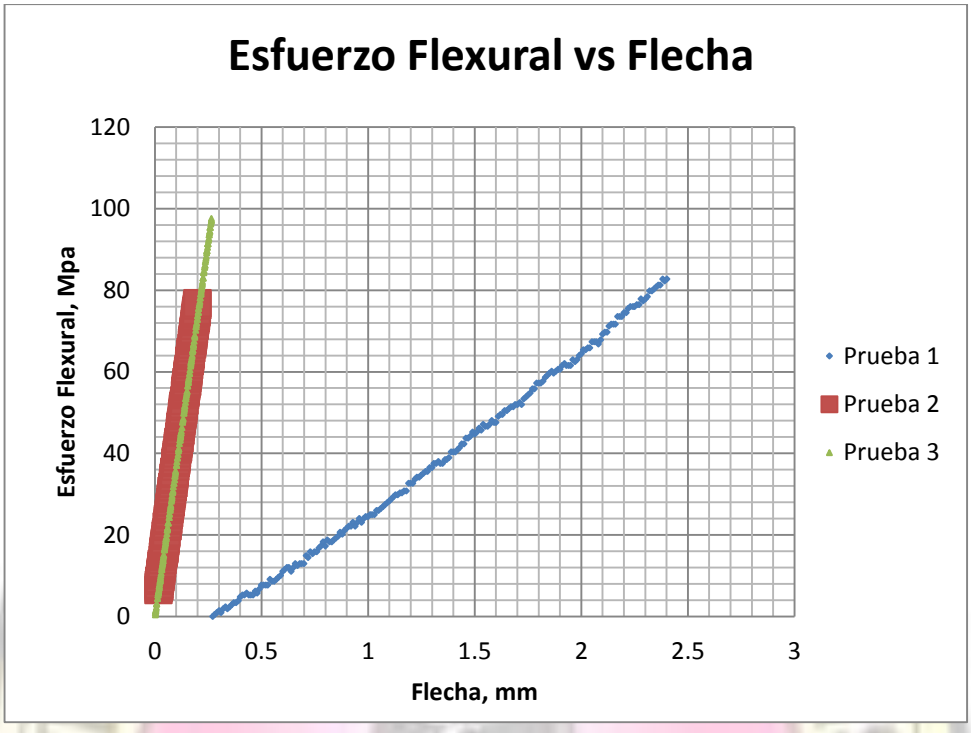


***Figura Nro. 47**. Diagrama Esfuerzo Flexural vs Flecha.*

Fuente: elaboración propia

b. VITALLOY

La prueba 1 nos da una rotura máxima de 120 Mpa y una flecha de 2.2 mm, la prueba 2 nos da una rotura máxima de 78 Mpa y una flecha de 0.2mm, la prueba 3 nos da una rotura máxima de 104 Mpa y una flecha de 2.4.

La prueba 1 y 3 presenta un módulo de rigidez con no mucha variabilidad.

En la elaboración de los dispositivos para hacer los ensayos de esfuerzos de flexión, se elaboró no con mucha precisión, por lo que para las otras 2 pruebas se corrigió el error.

Los resultados se encuentran en fig.Nro. 48 diagrama esfuerzo flexural vs flecha.

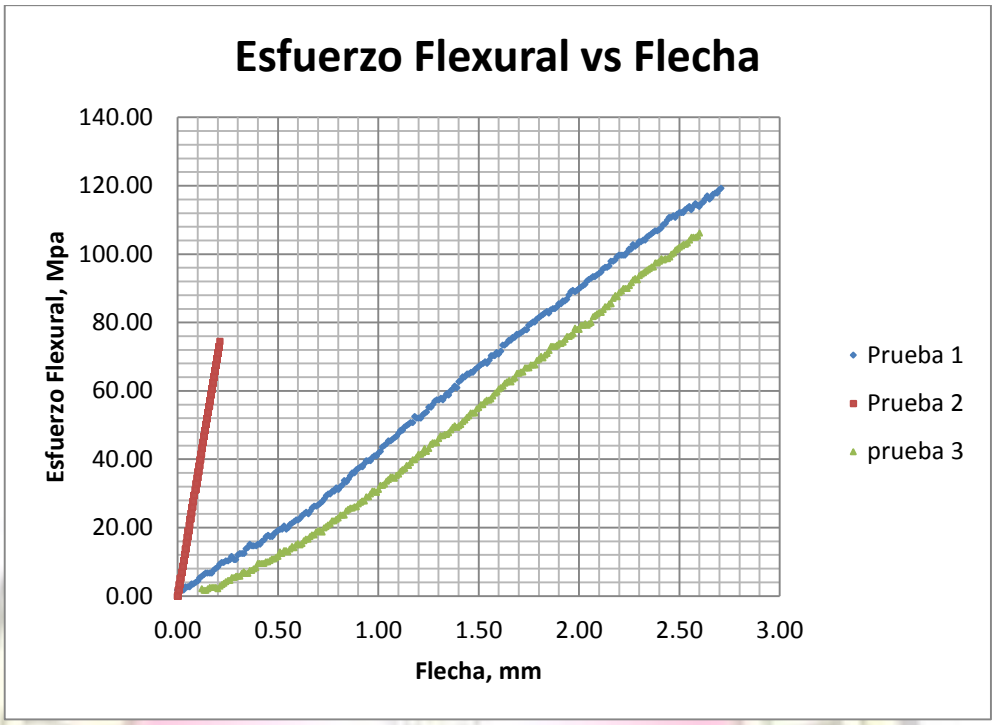


***Figura Nro. 48**. Diagrama Esfuerzo Flexural vs Flecha.*

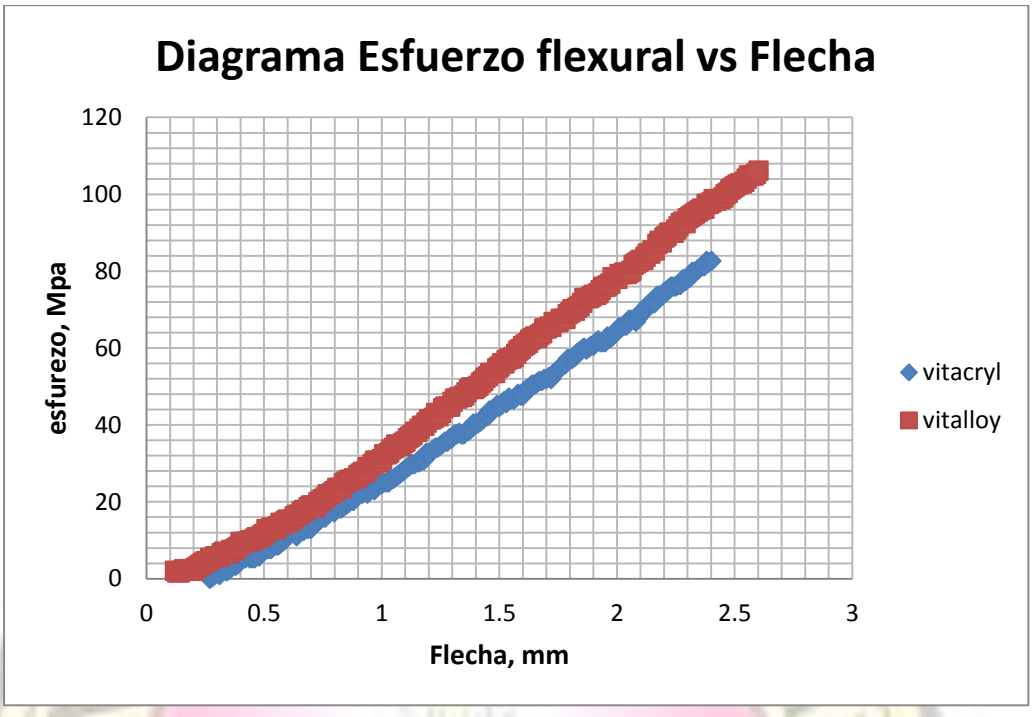
Fuente: elaboración propia

En la figura Nro.49. Se hace la comparación de ambas resinas encontrando que la resina de vitalloy presenta mejores resultados mecánicos (esfuerzo de 110 Mpa y deformación en flecha de 2.8mm).

Tabla 27. Esfuerzo Flexural Vs Flecha

	Prueba 1		Prueba 2		Prueba 3		Promedio		Desviación Estándar	
	Def,mm	Esf, Mpa	Def,mm	Esf, Mpa	Def,mm	Esf, Mpa	Def,mm	Esf,Mpa	Def,mm	Esf,Mpa
vitacryl	2,4012	82,6871	0,2004	76,768	0,264	97,0882	0,9552	85,514	1,2527	10,4512
vitalloy	3,3575	119,2332	0,2106	74,5022	2,6012	106,1617	2,0564	99,9657	1,6427	23,0002

Fuente: elaboración propia



}

Figura Nro. 49. Diagrama de comparacion de resultados de ambas resinas.

Fuente: elaboración propia

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

4.4. **ENSAYO DE MICROSCOPIA**

a. Vistas de centro 1000x

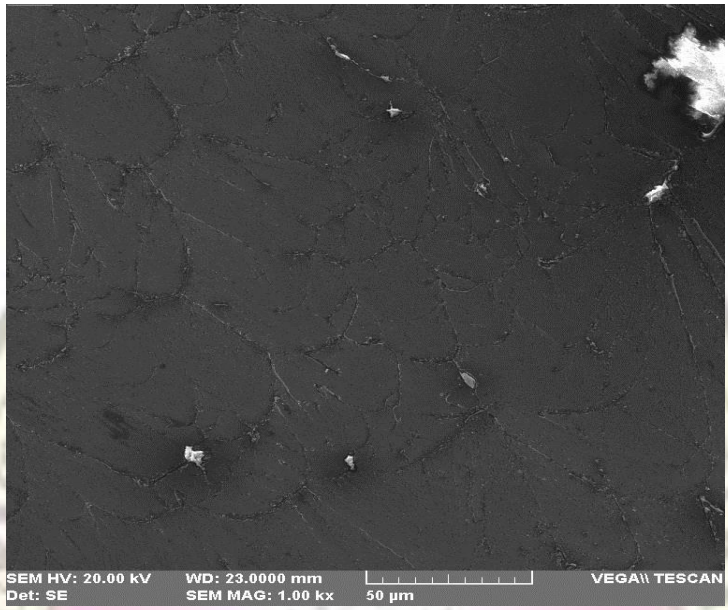


Figura Nro. 50. *Microfotografía Vitalloy 1000x*

Fuente: elaboración propia

En la microfotografía Nro.50, se observa macro gramos con límite de granos definidos, con impurezas blanquecinas residuales de la preparación, las más pequeñas pueden ser alúmina y las más grandes partículas de polvo del ambiente**.**

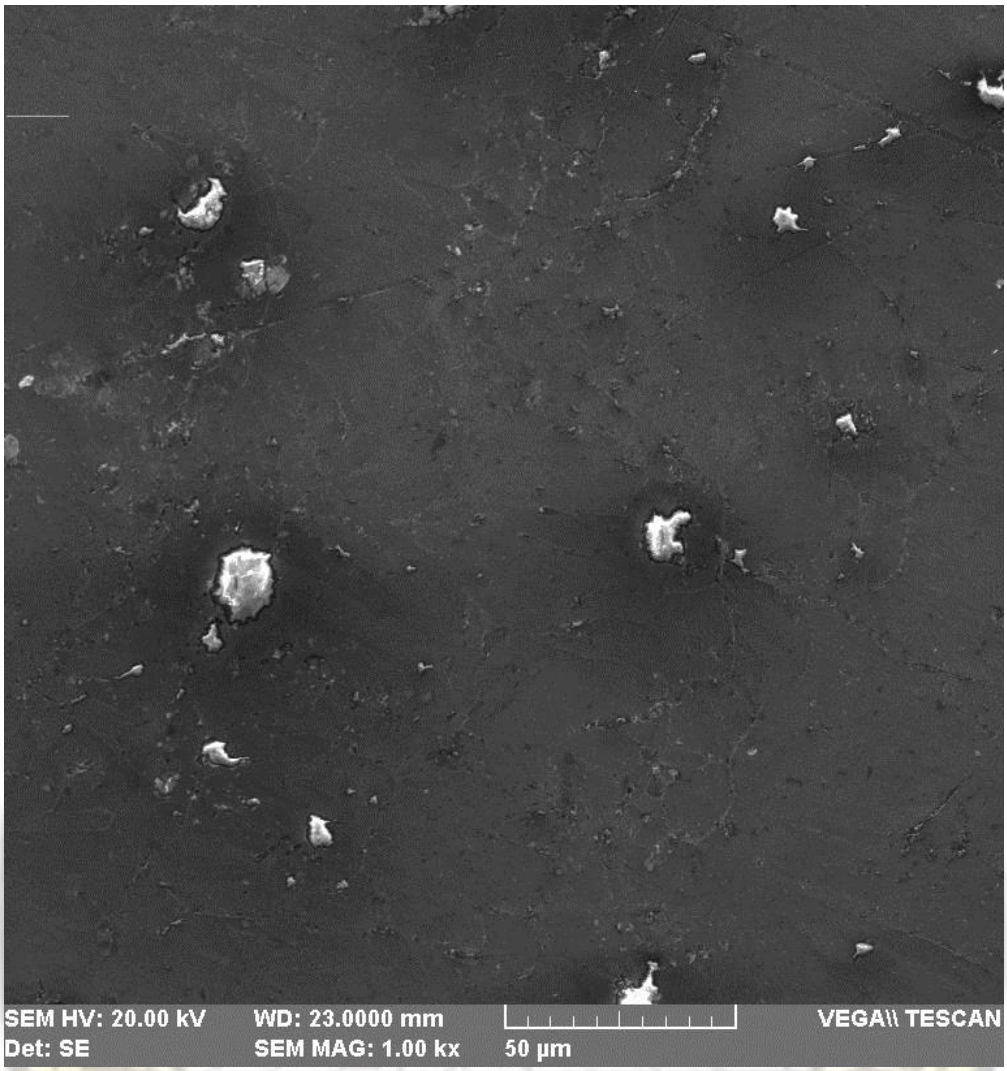


***Figura Nro. 51**. Microfotografía Vitacryl 1000x*

Fuente: elaboración propia

En la microfotografía Nro.51, textura uniforme con la presencia de algunos micro poros, algunos límites de grano y se puede observar granos pequeños de 10micras a 20 micras.

La resina VITACRYL debe tener mayor resistencia por que no se logra observar granos al aumento de la imagen.

b. Vista de borde aumento 100x

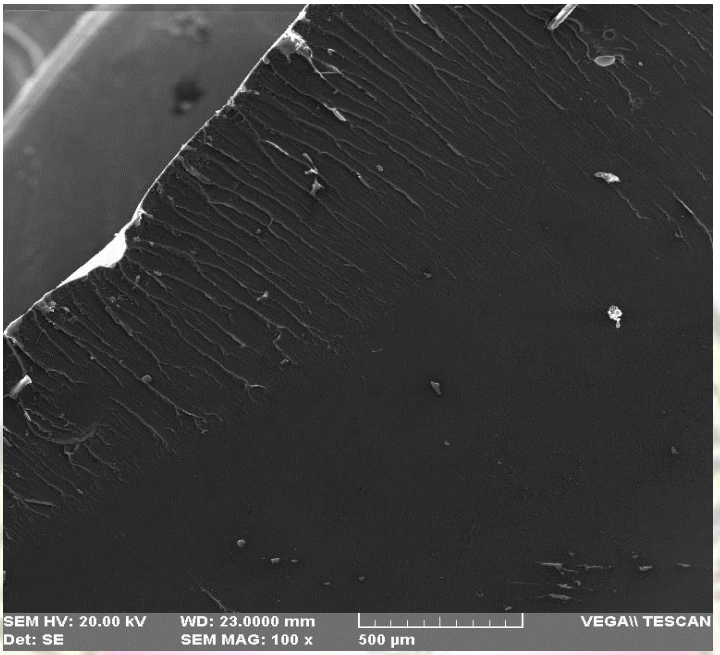


Figura Nro. 52. *Microfotografía Vitalloy 100x*

Fuente: elaboración propia

En la microfotografía Nro.52, se observa la formación de una fractura frágil. Observamos la zona de fractura en la que vemos una zona lisa, con formaciones venosas, presencia de poros.

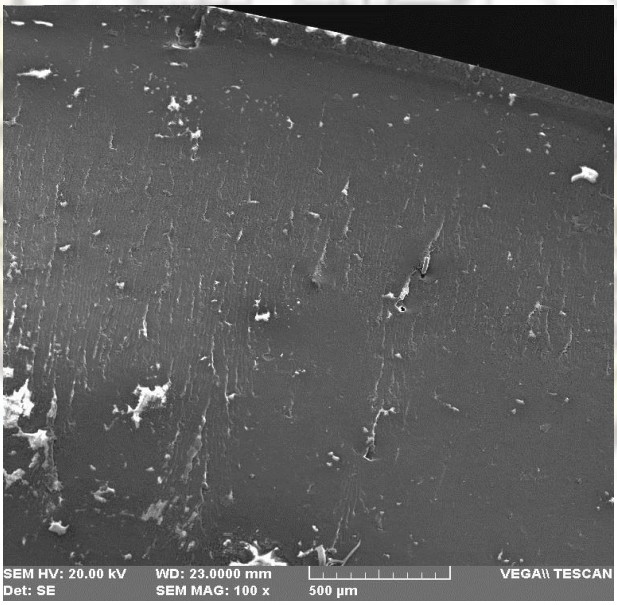


Figura Nro. 53. *Microfotografía Vitacryl 100x*

Fuente: elaboración propia

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

En la microfotografía Nro. 53 con 100x aumentos se observa una superficie lisa con presencia de inclusiones de forma irregular de color blanco, existe formación de estructuras venosas y presencia de poros. Con la presencia de poros vemos el grado de fragilidad del material. Se observa un escaso alargamiento entre los límites de grano, alargamientos paralelos típicos del tipo de fractura. De las imágenes podemos observar que la resina VITACRYL tiene mayor resistencia.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

CAPITULO VI CONCLUSIONES

- De los ensayos realizados se concluye que la resina tanto la resina VITALLOY (6,0 kJ/m^2) como la resina VITACRYL (6,12 kJ/m^2) tienen resistencias al impacto similares.
- Respecto a la dureza de ambos materiales, se puede concluir que la resina VITALLOY es ligeramente superior a la resina VITACRYL (9%).
- En cuanto a la propiedad mecánica de resistencia a la flexión se concluye que la resina VITTALLOY es superior a la resina VITACRIL, aproximadamente en un 15%.
- Finalmente teniendo en cuenta los resultados anteriores se concluye que desde el punto de vista del desempeño mecánico la resina VITALLOY es superior a la resina VITACRYLL.

BIBLIOGRAFIA

{1} Dr. Cristóbal Deglane A., Materiales Dentales

{2} Dr. José Luis Cova Natera., Biomateriales Dentales

{3} Goldberg, A. J. y Burstone, C. J. (1992). El uso del refuerzo de fibra continúa en odontología. Materiales dentales.8:197-202.

{4} Darbar, U.R, Huggett. R. y Harrison, A. (1994). Fractura de prótesis - una encuesta. Br. Dent. J. 7, 176 (9): 342-345

{5} Compendio-clases-de-biomateriales.pdf

{6} Cromadem_resinas_info.pdf

{7} New stetic S.A. ft_veracril_termo.pdf

{8} C.D. Carlos Enrique Cuevas Suárez
Dr. J. Eliezer Zamarripa Calderón

BIBLIOGRAFIA DE INTERNET

- **http://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S1870-199X2013000300002&script=sci_arttext**
  Visitado:06/04/2014
- **http://www.eis.uva.es/~macromol/curso05-06/medicina/polimeros_en_odontologia.htm**
  Visitado:07/04/2014
- **http://es.wikipedia.org/wiki/Yeso#Yeso_Par.C3.ADs_o_Tipo_II**
  Visitado:08/04/2014
- **http://horabuena.blogspot.com/2011/07/la-piedra-pomez-caracteristicas.html**
  Visitado:08/04/2014
- **http://es.wikipedia.org/wiki/Metacrilato_de_metilo**
  Visitado:08/04/2014
- **http://pt.wikipedia.org/wiki/Mufla**
  Visitado:06/05/2014
- **http://es.wikipedia.org/wiki/Escalpelo**
  Visitado:06/06/2014
- **https://espanol.answers.yahoo.com/question/index?qid=20090205130618AAxiLqD**
  Visitado:08/06/2014

- **www.dentalcost.es ›** Instrumental Dental
  Visitado:08/07/2014
- http://es.wikipedia.org/wiki/Flexi%C3%B3n_mec%C3%A1nica
  Visitado:09/07/2014
- http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/2338/Tesis.pdf?sequence=1
  Visitado:10/08/2014
- http://es.wikipedia.org/wiki/Dureza_Shore
  Visitado:10/08/2014
- https://alojamientos.uva.es/guia_docente/uploads/2011/448/42432/1/Documento6.pdf
  Visitado:11/08/2014
- http://www.upv.es/materiales/Fcm/Fcm02/pfcm2_7_4.html
  Visitado:02/09/2014
- http://www.kansert.es/Shore.swf
  Visitado: 03/09/2014
- http://www.instron.com.es/wa/solutions/view_all_testing_solutions.aspx
  Visitado: 29/09/2014
- http://estudioyensayo.files.wordpress.com/2008/11/plasticos-de-ingenieria.pdf

Visitado:29/09/14

- http://www.astm.org/Standards/D6110.htm

Visitado: 01/10/14

- https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:868:ed-3:v1:en

Visitado: 01/03/15

ANEXOS

ANEXO 1: NORMA ENSAYO DE CHARPY (ASTM D6110)

Importancia y Uso

Antes de continuar con este método de prueba, consulte la especificación de materiales para el material que se ensaya. Cualquier muestra de ensayo de preparación, acondicionamiento, dimensiones y parámetros de prueba requeridos por la especificación de los materiales tendrá precedencia sobre los requeridos por este método de ensayo. Tabla 1 Clasificación de D4000 se enumera los materiales de las normas ASTM que existen actualmente. Si no hay una especificación de material, a continuación, se aplican los requisitos de este método de ensayo.

La prueba de impacto del péndulo indica la energía para romper probetas estándar de tamaño especificado en las condiciones estipuladas de espécimen de montaje, haciendo muescas (concentración de tensiones), y la velocidad del péndulo en el impacto.

Para este método de ensayo, la energía perdida por el péndulo durante la rotura de la muestra es la suma de las energías necesarias para iniciar la fractura de la muestra; para propagar la fractura a través de la muestra; tirar los extremos libres de la muestra rotos (tirar la energía); para doblar la muestra; para producir vibraciones en el brazo del péndulo; para producir la vibración o movimiento horizontal del bastidor de la máquina o de la base; para superar la fricción en el péndulo de bolas y en el mecanismo indicador, y para superar resistencia aerodinámica (resistencia del aire péndulo);sangrar o deformarse plásticamente, la muestra en la línea de llegada; y para superar la fricción causada por el roce de la nariz llamativa sobre la cara de la probeta dobladas.

Nota 5-La energía sorteo, o la energía utilizada para tirar de los extremos libres de la muestra rotos, se sospecha para representar una gran fracción de la energía total absorbida al probar materiales

relativamente densos y frágiles. Ningún procedimiento se ha establecido para la estimación de la energía de lanzamiento para el método Charpy.

Para tenaz, dúctil, rellena de fibra, o materiales de tela de laminado, la energía propagación de la fractura generalmente es grande en comparación con la energía de iniciación de la fractura. Al probar estos materiales, las pérdidas de energía debidas a la propagación de la fractura, la vibración, la fricción entre la nariz llamativa y la muestra tiene el potencial de llegar a ser bastante significativa, incluso cuando la muestra es maquinada con precisión y colocado, y la máquina está en buenas condiciones, con la capacidad adecuada (ver Nota 6). También se han observado pérdidas de energía significativas debidas a la flexión y la sangría al probar materiales blandos.

NOTA 6-Aunque el marco y la base de la máquina deben ser lo suficientemente rígidos y macizos para manejar las energías de especímenes difíciles sin movimiento o vibración excesiva, el brazo del péndulo no se puede hacer muy masiva porque la mayor parte de su masa deberá estar concentrado cerca su centro de percusión en su nariz llamativa. Localización de la nariz sorprendente precisamente en el centro de percusión reduce la vibración del brazo del péndulo cuando se utiliza con muestras quebradizas. Algunas pérdidas debido a las vibraciones brazo de péndulo (la cantidad que varía con el diseño del péndulo) se produce con muestras difíciles incluso cuando la nariz llamativa está colocada adecuadamente.

En una máquina bien diseñada de rigidez y masa suficiente, las pérdidas debido a la vibración y la fricción en el cojinete de péndulo y en el mecanismo indicador serán muy pequeñas. Se observan pérdidas de vibración cuando amplias muestras de materiales duros se ponen a prueba en las máquinas de masa insuficiente, o en máquinas que no están bien sujetos a una base pesada.

Dado que este método de ensayo permite una variación en la anchura de los especímenes y desde los dictados de anchura, para muchos materiales, si una, rotura frágil de baja energía (como se evidencia por poco o ningún dibujo hacia abajo o de formación de cuello y por una absorción relativamente baja energía) o una dúctil, rotura de alta energía

(como se evidencia por el dibujo considerable o estrangulamiento en la región detrás de la muesca y por una absorción relativamente alta de energía) se producirá, es necesario que la anchura se indica en la especificación de que el material que cubre y que la anchura afirmarse junto con el valor de impacto.

Este método de ensayo requiere que la muestra se rompen completamente. Los resultados obtenidos al probar materiales con un péndulo que no tiene la energía suficiente para completar la ruptura de las fibras extremas y tirar los pedazos rotos se considerarán una desviación de estándar y no se comunicarán como resultado estándar. Valores de impacto no se pueden comparar directamente para cualquier par de materiales que experimentan diferentes tipos de fallas.

El valor de este método de ensayo de impacto se encuentra principalmente en las áreas de control de calidad y especificación de materiales. Si dos grupos de especímenes de supuestamente el mismo material muestran significativamente diferentes absorciones de energía, anchos críticos, o temperaturas críticas, se permite suponer que fueron hechas de diferentes materiales o fueron expuestos a diferentes entornos de procesamiento o de acondicionamiento. El hecho de que un material muestra el doble de la absorción de energía de otro en estas condiciones de prueba no indica que existirá esta misma relación en virtud de otro conjunto de condiciones de prueba.

1. Alcance

1.1 Este método de ensayo se utiliza para determinar la resistencia de los plásticos a la rotura a la flexión por choque, como se indica por la energía extraída de estandarizado (véase la Nota 1) martillos de tipo péndulo, montado en máquinas estandarizadas, para romper especímenes estándar con una oscilación del péndulo. Este método de ensayo requiere de probetas que se harán con una muesca fresada (véase la nota 2). La muesca produce una concentración de tensiones que promueve un quebradizo, en lugar de un dúctil, fractura. Los resultados de este método de ensayo se presentan en términos de energía absorbida por unidad de ancho de la muestra (véase la Nota 3).

Nota 1.

Las máquinas con martillos de tipo péndulo se han estandarizado en que deben cumplir con ciertos requisitos, incluyendo una altura fija de la caída de martillo, que se traduce en una velocidad sustancialmente fija del martillo en el momento del impacto. Martillos de diferentes energías iniciales (producidos al variar sus pesos efectivos), sin embargo, se recomiendan para su uso con muestras de diferente resistencia al impacto. Además, se permiten los fabricantes de los equipos a utilizar diferentes longitudes y construcciones de péndulos con las posibles diferencias en la rigidez de péndulo resultantes (véase la Sección 5). Tenga en cuenta que existen otras diferencias en el diseño de la máquina.

Nota 2.

Los especímenes están estandarizados en que tienen una longitud fija y la profundidad fija, sin embargo, la anchura de las muestras se permite variar entre límites. Se permite un diseño de primera clase molido. La muesca de la muestra sirve para concentrar el estrés, reducir al mínimo la deformación plástica, y dirigir la fractura a la parte de la muestra detrás de la muesca. Scatter en pausa la energía-se reduce. Debido a las diferencias en las propiedades elásticas y viscoelásticas de los plásticos, sin embargo, la respuesta a una muesca dada varía entre los materiales.

Nota 3.

Se debe tener precaución en la interpretación de los resultados de este método de ensayo. Los siguientes parámetros de prueba han sido demostrado que afectan a los resultados de pruebas de manera significativa: método de fabricación ejemplar, incluyendo pero no limitado a, tecnología de procesamiento, las condiciones de moldeo, el diseño del molde, y el tratamiento térmico; método de muescas; velocidad de la herramienta de entallar, metal; diseño del aparato de entallado; calidad de la muesca; tiempo entre muescas y de prueba; espesor de la muestra de ensayo; probeta ancho bajo muesca; y acondicionamiento ambiental.

1.2 Esta norma no pretende dirigir todas las inquietudes sobre seguridad, si las hay, asociadas con su uso. Es la responsabilidad del usuario de esta norma establecer prácticas de seguridad y salud y determinar la aplicabilidad de las limitaciones reglamentarias antes de su uso.

Nota 4.

Esta norma se asemeja a ISO 179 en sólo título. El contenido es significativamente diferente.

Las normas relacionadas con:

D256

E2248

F2231

E23

ASTM Directorio Lab

Proporciona la extensa información que necesita para seleccionar el laboratorio que mejor se adapte a sus necesidades. Tipo de búsqueda de prueba realizada, el nombre del laboratorio, productos probados, materiales analizados o por palabra clave.

ANEXO 2: NORMA ENSAYO DE DUREZA SHORE (ISO 868)

Foreword

ISO (the International Organization for Standardization) is a worldwide federation of national standards bodies (ISO member bodies). The work of preparing International Standards is normally carried out through ISO technical committees. Each member body interested in a subject for which a technical committee has been established has the right to be represented on that committee. International organizations, governmental and non-governmental, in liaison with ISO, also take part in the work. ISO collaborates closely with the International Electrotechnical Commission (IEC) on all matters of electrotechnical standardization.

International Standards are drafted in accordance with the rules given in the ISO/IEC Directives, Part 3.

Draft International Standards adopted by the technical committees are circulated to the member bodies for voting. Publication as an International Standard requires approval by at least 75 % of the member bodies casting a vote.

Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this International Standard may be the subject of patent rights. ISO shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

International Standard ISO 868 was prepared by Technical Committee ISO/TC 61, *Plastics*, Subcommittee SC 2, *Mechanical properties*.

This third edition cancels and replaces the second edition (ISO 868:1985), which has been technically revised.

1 Scope

1.1 This International Standard specifies a method for the determination of the indentation hardness of plastics and ebonite by means of durometers of two types

type A is used for softer materials and type D for harder materials (see the Note to 8.2). The method permits measurement either of the initial indentation or of the indentation after a specified period of time, or both.

NOTE The durometers and the methods specified in this International Standard are referred to as type A Shore and type D Shore durometers and durometer methods, respectively.

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

1.2 This method is an empirical method intended primarily for control purposes. No simple relationship exists between indentation hardness determined by this method and any fundamental property of the material tested. For specification purposes, it is recommended that ISO 48, *Rubber, vulcanized or thermoplastic — Determination of hardness (hardness between 10 IRHD and 100 IRHD)*, be used for the softer materials.

2 Normative reference

The following normative document contains provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this International Standard. For dated references, subsequent amendments to, or revisions of, this publication do not apply. However, parties to agreements based on this International Standard are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent edition of the normative document indicated below. For undated references, the latest edition of the normative document referred to applies. Members of ISO and IEC maintain registers of currently valid International Standards.

- ISO 291:1997, *Plastics — Standard atmospheres for conditioning and testing*

ANEXO 3: NORMA ENSAYO DE FLEXION

The test was conducted mainly in accordance with the ADA Specification no. 12/ISO:1567-1981 (ISO: 6887-1986) for denture base polymer. The room temperature of laboratory varied from 29 to 34°C during the entire procedure of experiments. Methods for detection of transverse deflection and strength test of different acrylic resins were divided into three parts:

a. preparation of specimens,
b. testing procedure for transverse deflection, and
c. testing procedure of transverse strength.

Stainless steel die plate of dimension 65 × 40 × 5 mm (M.A. engineering work, Lucknow, India) was mounted with stone plaster (Kalabhai Karson Pvt. Ltd., Mumbai, India) in a Hanau flask (Hanau Eng. Co. Buffalo, NY, USA) [Figure 2]. The stone plaster in the shallow half of the flask was poured against a glass plate to obtain smooth surface. Dewaxing was done. Separating media (Cold mould seal Dental product of India, Ltd. Mumbai, India) were applied, heat cure resins were packed, processed in acrylizer (Hustman, Bath, UK) and sample plates were recovered [Figure 3]. After processing, the acrylic plate was cut lengthwise into three equal strips with the help of a fret saw. Strips were finished on the edges and equally from the both the moulded surfaces to make strips of specific dimensions of 64 ± 0.001 mm in length, 10 ± 0.01 mm in width, and 2.5 ± 0.01 mm in thickness [Figure 4].

Figure 2: Die plate embedded in stone

Click here to view

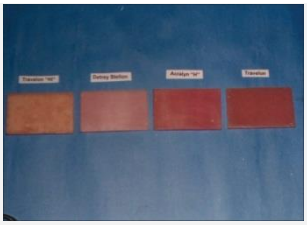


Figure 3: Sample plate of acrylic resin

Click here to view

Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de San Agustín de Arequipa

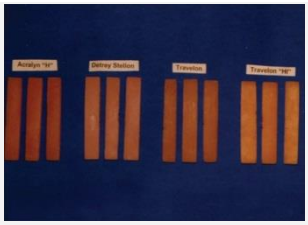


Figure 4: Strips of acrylic resin

Click here to view

Testing procedure for transverse deflection

The specimen was mounted on the transverse testing ring of Instron machine (Model no. 6027, Instron Ltd., Buckinghamshire, UK)[Figure 5]. The specimen was initially subjected to a load of 1500 g. A load of 500 g was added during the last 30 seconds of every minute and the readings were noted at the end of first 30 seconds of each minute. The transverse deflection readings were observed on the control and printer on Instron machine having an accuracy of 0.01 mm. The difference between the deflection at the initial load and reading at the specific loads (i.e., at 3500 and 5000 g) was taken as the deflections of the specimen the record deflections were reported to the nearest 0.01mm.

ANEXO 4: ENCUESTA A TECNICOS DENTALES

1. ¿TODA LAS PROTESIS PARCIALES Y TOTALES SE HACEN CON ACRILICO?

SI	73,33%	NO	26.67%

2. EN LA CONFECCION DE DENTADURA POSTIZA ¿QUE TIPO DE RESINA ACRILICA USA UD. CON MAYOR RAZON?

   a. ¿POR QUÉ USA UD. LA RESINA ACRILICA VITA CROWN?

      13.33%

   b. ¿POR QUÉ USA UD. LA RESINA ACRILICA VITA CRIL?

      66.67%

   c. ¿POR QUÉ USA UD. LA RESINA ACRILICA VITALLOY?

      40%

3. TOMA EN CONSIDERACION LA MANIPULACION DE LA RESINA UTILIZADA

SI	93.33%	NO	6.67%

   a. ¿CONOCE UD. EL MODO DE EMPLEO?

SI	100%	NO	

   b. ¿CONOCE UD. TODAS LAS TECNICAS DE PREPARACION?

SI	100%	NO	

4. ¿QUE BENEFICIOS ENCUENTRA UD. EN CADA TIPO DE RESINA?

Color	Duración	costo
66.67%	26.66%	6.67%

5. ¿TIENE UD. O NO FICHA TECNICA SOBRE ESE TIPO DE RESINA?

SI	46.67%	NO	53.33%

6. ¿CUÁNTOS NUMERO DE PROTESIS REMOVIBLE ELABORA UD. AL MES, AÑO?

13.33%	Aprox. 70 al mes
20%	Aprox. 5 al mes
67.67%	Aprox. 18 al mes

7. ¿QUE ESPESOR LE DA UD. A LA PROTESIS? O UN EQUIVALENTE?

2mm	20%
2.5mm	33.3%
3mm	26.67%
otros	20%

8. ¿EN LA PREPARACION DE UNA PROTESIS TOTAL DEL ACRILICO,LA DECISIÓN DEL USO DEL MATERIAL DE TRABAJO, LO DECIDE UD. O EL ODONTOLOGO?

ODONTOLOGO	33.33%	TECNICO	66.67%

9. ¿DE QUE MANERA INFORA AL PACIENTE DEL MATERIAL QUE USA?

6.67% informa por sus características y 93.33% no tiene contacto con el paciente

10. ¿CUANTAS REPARACIONES REALIZA UD. POR 1^{era} VEZ?

53.33% realizan un promedio de 3 reparaciones, 26.67% no realizan reparaciones y 20% realizan 3 por año.

11. ¿PORQUE CREE UD. QUE SE TIÑE LA DENTADURA?

Alimentos e higiene	66.66%
Por el material de la protesis	26.67%
otros	6.67%

12. ¿CUANTAS REALIZA CON REFORZANTE Y SIN REFORZANTE?

REFORZANTE	60% usan más cantidad	SIN REFORZANTE	40% usan menos cantidad

13. ¿QUE PORCENTAJE DE ACRILICO EN POLVO Y LIQUIDO UTILIZA?

ACRILICO EN POLVO	73.33% de encuestados usan de manera proporcional. 26.67% encuestados no usan de manera proporcinal.	LIQUIDO	73.33% de encuestados usan de manera proporcional. 26.67% encuestados no usan de manera proporcinal.

14. ¿QUE TECNICA UTILIZA PARA LA ELIMINACION DE BURBUJAS DE AIRE?

Prensado y amasado	46.67%
enmuflado	20%
otros	33.33%

15. ¿QUE TIEMPO DEBE TRANSCURRIR PARA EFECTUAR LA IMPRESION?

Menos de 10 min.	40%
Mas de 1 hora	13.33%
Mas de 1 dia	13.33%
30 minutos	33.34%

16. ¿UTILIZA PROTECCION? ¿QUE TIPOS UTILIZA?

1 implementos de protección	26.67%
2 implementos de protección	40%
3 implementos de protección	33.33%

17. ¿CUANDO UTILIZA EL ACRILICO BLANCO, TRANSPARENTE Y ROSADO?

BLANCO	46.66% usan para piezas unitarias, 26.67% usan para prótesis fijas,6.67% no usa y 20% otros
TRANSPARENTE	73.33% usan para Ortodoncia, 20% otros y 6.67% no usan.
ROSADO	100% usan para prótesis dentales

18. ¿COMO SE DA EL COLOR BLANCO, AMARILLO O ROSADO?

BLANCO	Para 80% de los técnicos dentales el color es de fábrica, para un 20% se da con la resina 59.
AMARILLO	Para 80% de los técnicos dentales el color es de fábrica, para un 20% se da con la resina 66.
ROSADO	Para 100% de los técnicos dentales el color es de fábrica,

19. ¿POR LO GENERAL CUANTO TIEMPO DURA UNA DENTADURA POSTIZA?

    Para 93.33% de los técnicos dentales, la dentadura postiza tiene una duración mayor a 5 años y 6.67% de los técnicos dentales, la dentadura postiza tiene una duración menor a 4 años.

20. ¿DE QUE MANERA CREE QUE SE PODRIA AMPLIAR EL TIEMPO DE VIDA?

    Para 53.33% de los técnicos dentales, la dentadura postiza amplía su tiempo de vida, por el uso y la higiene de la prótesis, 26.67% de los técnicos dentales, la dentadura postiza amplía su tiempo de vida con reforzantes y 20% de los técnicos dentales, la dentadura postiza ampliaría su tiempo de vida con la mejora del material.