Análisis de las propiedades fisicomecánicas de los plásticos que se utilizan como bases protésicas, siguiendo la normativa ISO 1567: 2.ª parte: deflexión transversal, tensión flexural y módulo de elasticidad

L. J. Gil Villagra[a]
J. M. Martínez Ramos[b]
T. Sánchez Sánchez[c]

Resumen: En el artículo anterior ya se comentó la importancia de las propiedades fisicomecánicas de las bases protésicas en el resultado funcional de las mismas. Una vez analizadas las características de dureza, en el presente artículo se estudian la tensión flexural y el módulo de elasticidad de los diferentes tipos de polímeros analizados, siguiendo el mismo material y método impuesto por la norma ISO 1567. Los resultados de las deflexiones se expresan entre 15 y 35 N y entre 15 y 50 N, así como los de la fuerza de ruptura, la tensión flexural y el módulo de elasticidad. Se establece como conclusión fundamental que los polímeros fotopolimerizables y los termopolimerizables empaquetados por inyección son superiores en estas propiedades fisicomecánicas a los demás.
Palabras clave: Bases protésicas. Propiedades fisicomecánicas. Polímeros acrílicos. Normativa ISO.

Introducción

La resistencia transversal se define como la resistencia que ofrece un material a ser deformado o fracturado al ejercer sobre él una fuerza que produce flexión. Por tanto, es la resistencia del material a la flexión.

Cuando se aplica una fuerza sobre un material, éste opone una resistencia a la fuerza externa. La fuerza se distribuye en una superficie, denominándose tensión al cociente de la fuerza y la superficie[1]. Por consiguiente, para una fuerza determinada, cuanto menor sea la superficie sobre la que actúa, mayor será la magnitud de la tensión. Así, se puede observar la relación entre la fuerza, la superficie y la tensión, comprobando que una fuerza de 111 N, fácilmente generable en la boca, puede producir una tensión significativa, de incluso 172 MPa, cuando la fuerza actúa sobre una superficie reducida. Estas condiciones son habituales en la boca, en la que las zonas de contacto pueden tener 0,645 mm^2 de superficie[1].

La resistencia transversal se estudia como la propiedad mecánica más importante en el funcionamiento a largo plazo de las prótesis bucales, dado que en el ámbito oral las fuerzas de compresión predominan sobre las de tracción. Esta es la razón de que la normativa ISO se refiera a la resistencia transversal y no a la traccional.

La representación gráfica de la resistencia a la flexión son las curvas tensión-deformación, en las que se registra gráficamente la fuerza y la deformación producidas, llevándolas a un eje de coordenadas. Las gráficas obtenidas tienen dos partes diferenciadas: una es una línea recta y la otra curva.

La parte recta representa el tramo elástico, ya que a medida que va incrementándose la carga, en proporciones constantes, se obtiene una deformación también constante, hasta alcanzar un punto en el que dicha proporcionalidad se pierde. Esta es la representación de la ley de Hooke, que afirma que las tensiones inducidas son proporcionales a las deformaciones producidas en cada material hasta un determinado momento. El final del tramo recto de la gráfica se conoce como el límite proporcional y refleja la tensión máxima sin que se pierda la proporcionalidad entre la tensión y la deformación.

La parte curva de la gráfica se refiere al tramo plástico e indica que al retirar la fuerza, el material no volverá a la dimensión original, induciéndose una deformación permanente.

Según la mayor o menor inclinación de la curva tensión-deformación, nos encontraremos ante un material rígido o flexible. Así, suponiendo un eje de coordenadas en que las abscisas son la carga y las ordenadas la deformación, cuanto más plana sea la recta, más rígido será el material, dado que se necesitará hacer mayor fuerza para obtener una determinada flexión.

Por otra parte, las curvas de tensión-deformación nos darán datos acerca de si un material es tenaz o frágil, entendiéndose por tenacidad la propiedad de soportar una gran cantidad de deformación plástica sin romperse, es decir, cuando su resistencia final está alejada del límite elástico. Un material será frágil cuando su resistencia final esté cerca del límite elástico, de tal forma que soportará mal las deformaciones plásticas. Gráficamente, la tenacidad sería la porción rayada debajo de la curva, que indica toda la energía que absorbe el material hasta que se rompe.

[a]*Médico odontólogo. Doctor en Odontología. Profesor ayudante del Departamento de Prótesis Bucofacial. U.C.M.*
[b]*Profesores titulares. Departamento de Prótesis Bucofacial. Facultad de Odontología. U.C.M.*

Antes de fracturarse por efecto de una fuerza transversal, los plásticos presentan el fenómeno del resquebrajamiento o «crazing»[2], que consiste en un fallo parcial de la estructura que puede dar lugar a polímeros amorfos y semicristalinos, produciendo una deformación irreversible. Aparece una delgada zona de material muy deformado y doblado. En ella, las cadenas moleculares se alinean paralelas a la dirección de la fuerza. El fallo puede extenderse uniformemente, o crear una fisura que finalmente produzca la rotura.

En la vida real, el plástico termina partiéndose por la formación de multitud de microfisuras debida a la acción de un efecto mecánico crónico.

Cuanto más bajo es el grado de curado de un polímero sólido, menor es su resistencia. A este respecto, el ciclo de polimerización que se emplea con la resina termocurable es muy importante. En las curvas de tensión-deformación transversal hechas[3], se puede apreciar el progresivo debilitamiento y la disminución de la rigidez al reducir el tiempo de curado a una temperatura constante.

La resistencia y la rigidez se reducen después de la absorción de agua. Estas propiedades también disminuyen si los ensayos se hacen bajo el agua, en relación con los realizados en un medio aéreo.

Material y método

El material y método empleados han sido los determinados por la norma ISO 1567[4-5], de manera que para confeccionar las probetas se desarrolló la sistemática que se explica en el primer artículo[6].

Por tanto, además del material descrito en el trabajo anterior, se empleó el siguiente material específico para realizar estos ensayos:

Máquina de tracción-compresión (fig. 1)

Se midieron con ella la resistencia transversal y el módulo de elasticidad de cada espécimen. Debe estar calibrada, con una velocidad de avance constante de 5 mm/min ± 1 mm/min, y dotada de un dispositivo que mida la deformación del centro de la probeta con una precisión de 0,025 mm. Al calibrar la máquina, se tendrá presente cualquier fuerza ejercida que registre el dispositivo de medida de la deformación.

En nuestro caso, se utilizó una máquina de tracción-compresión de la firma Instron. Las características de la misma permiten aplicar una fuerza máxima de 5.000 N, con una posibilidad de registro a fondo de escala de 100-5.000 N por escalones. La velocidad de desplazamiento del empujador o, lo que es lo mismo, de aplicación de la carga, se puede ajustar en un rango de 0,05 a 50 mm/min. La velocidad de registro (velocidad de desplazamiento del papel milimetrado) puede ajustarse a conveniencia al variar el diámetro de dos ruedas dentadas engranadas.

La máquina de ensayo tiene en su base una plataforma fija en la que se encuentra la celda de carga. Ésta se encarga de codificar electrónicamente la resistencia encontrada, enviándola al puntero para su registro gráfico en las abscisas del papel milimetrado, lo que equivale a la fuerza empleada medida en newtons.

La máquina cuenta asimismo con una plataforma móvil a la que se fija el empujador y que será la que ejerza la fuerza sobre la probeta de ensayo y produzca una determinada deflexión transversal. Dicho desplazamiento se registra gráficamente en el eje de las ordenadas del papel milimetrado.

Caballete para pruebas (fig. 2)

Está formado por un brazo de carga central y dos soportes con superficies cilíndricas pulidas, de 3,2 mm de diámetro y 10,5 mm de largo. Su construcción se realizó en acero. Los soportes son paralelos, con una precisión de 0,1 mm, y perpendiculares a la línea central longitudinal. La distancia entre los centros de los soportes es de 50 mm ± 0,1 mm y el pistón de carga se encuentra en la mitad de la distancia que media entre los soportes. Deben tomarse medidas tendentes a evitar que la probeta pierda su alineación con los apoyos.

Fig. 1 Máquina de tracción-compresión.

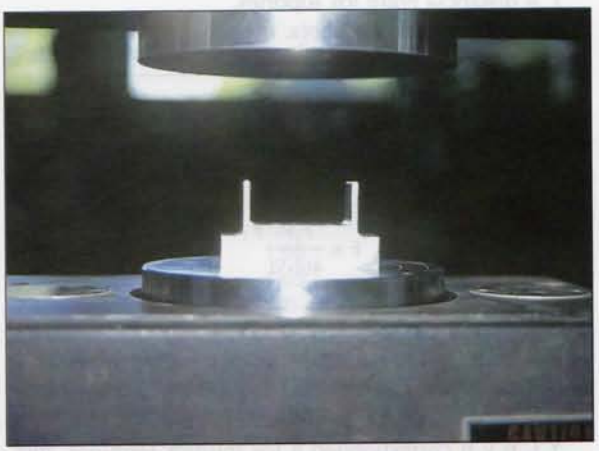

Fig. 2 Caballete para pruebas.

«Baño maría»

La probeta debe mantenerse húmeda y a una temperatura de 37 °C ± 1 °C durante el ensayo. En nuestro caso, utilizamos uno de la marca Super, de 3.000 watios de potencia, con 2 l de capacidad y termostato de mantenimiento.

Con relación al método, los materiales y las técnicas estudiadas, así como los grupos de estudio, fueron los mismos que los detallados en el primer artículo, así como las variables a analizar.

Como ya indicamos, en el presente trabajo de investigación se realizaron dos tipos de ensayos diferentes:

1. Ensayo de dureza.
2. Ensayo de flexión transversal.

Dado que en el anterior trabajo se estudió el ensayo de dureza, corresponde ahora el **ensayo de flexión transversal**, que se reconoce como el que más datos aporta, ya que estudia las siguientes características:

1. Flexión de la probeta a una determinada fuerza.
2. Resistencia final del material a la flexión.
3. Tensión flexural.
4. Módulo de elasticidad del material.

La metodología seguida en el ensayo de deformación transversal fue la siguiente:

El ensayo se realizó con la máquina Instron y el caballete para pruebas descrito anteriormente, colocando las probetas en un baño maría a 37 °C, temperatura a la que habían permanecido durante las 50 horas anteriores. La velocidad de descenso del pistón fue de 5 mm/min. El pantógrafo de la máquina dibuja entonces una gráfica de tensión-deformación hasta que la probeta se fractura. A continuación, la tensión flexural se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\frac{3Fl}{2bh^2}$$

donde:

F = carga máxima.
l = distancia entre los soportes.
b = anchura de la probeta.
h = espesor de la misma.

Se halla asimismo el **módulo de elasticidad**, que también se mide en megapascales, calculándose mediante la siguiente ecuación:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4bh^3 d}$$

donde:

F_1 = carga, en newtons, en un punto de conveniencia de la porción recta del trazado de la gráfica.
d = deflexión, en milímetros, a la carga F_1.

Y l, b y h corresponden a los mismos términos anteriores.

Variables del ensayo de tensión transversal:

A. Variables independientes:
   1. Fuerza aplicada.
   2. Velocidad de descenso del pistón de carga.
   3. Temperatura del ensayo.
   4. Velocidad del papel de registro.
B. Variables dependientes:
   1. Deformación de la probeta, hasta la
   2. Rotura de la misma.

Resultados

Resultados del ensayo de deflexión transversal: deflexiones promedio, fuerza de ruptura y tensión flexural

Se exponen a continuación las tablas de los resultados del ensayo de flexión. Para cada probeta, la deflexión se expresa en milímetros a 15, 35 y 50 newtons, tal y como exige la metodología de la segunda norma ISO. Se reflejan asimismo los valores de fuerza en newtons a los que las probetas se fracturaron. Hubo dos casos en los que la probeta no se fracturó, lo que se constata y se coloca en su lugar la fuerza máxima que aceptaron.

También se refleja en las tablas la media de deflexión para cada carga de las seis probetas, calculándose la deflexión promedio entre 15 y 35 newtons, y entre 15 y 50 newtons.

La fuerza máxima promedio se diferenció de la fuerza de ruptura promedio en los casos en que la probeta no se hubiera partido o hubiera presentado un valor diferente de fractura que de carga máxima.

Por último, el valor de la tensión flexural se expresó en megapascales, calculado según la fórmula aportada por la tercera revisión de la norma (fig. 3).

Se exponen los resultados para las nueve series correspondientes al estudio, añadiéndose además los ensayos realizados sobre probetas obtenidas sin la caja molde.

Tabla 1 Polímeros con inyección continua y ciclo corto

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
1.1	0,8	1,9	2,7	No rotura F. máx: 93
1.2	0,8	1,9	2,8	Rotura: 90 F. máx: 95
1.3	0,8	1,85	2,6	96
1.4	0,8	1,95	2,85	93
1.5	0,9	2,1	3,1	83
1.6	0,8	1,8	2,7	98
Media	0,82	1,92	2,8	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,1
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				1,98
Fuerza máxima promedio (N)				93
Fuerza ruptura promedio (N)				92
Tensión flexural (MPa)				111,6

Tabla 2 Polímeros con inyección simple y ciclo corto

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
2.1	1	2,4	3,5	77
2.2	0,9	2	3	90
2.3	0,8	1,9	2,9	96
2.4	0,9	2,1	3	93
2.5	0,9	2,2	3,3	81
2.6	0,8	1,9	2,8	99
Media	0,88	2,1	3,1	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,2
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,2
Fuerza máxima promedio (N)				89,5
Fuerza ruptura promedio (N)				89,5
Tensión flexural (MPa)				107,4

Tabla 3 Polímeros termopolimerizables con inyección continua y microondas

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
3.1	0,8	2,2	3,3	67
3.2	0,9	2,3	3,5	70
3.3	0,8	2,2	3,5	66
3.4	0,8	2	3,1	54
3.5	1	2,4	3,7	63
3.6	0,8	2,1	3,4	56
Media	0,85	2,2	3,4	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,35
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,55
Fuerza máxima promedio (N)				62,7
Fuerza ruptura promedio (N)				62,7
Tensión flexural (MPa)				75,2

Tabla 4 Polímeros termopolimerizables, empaquetamiento por compresión y ciclo corto

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
4.1	1,3	3,1	4,6	65
4.2	1,2	3,1	4,5	68
4.3	1,15	2,7	4	72
4.4	1,05	2,5	3,7	76
4.5	1,2	2,95	4,45	69
4.6	1,1	2,7	4	75
Media	1,2	2,8	4,2	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,6
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				3
Fuerza máxima promedio (N)				71
Fuerza ruptura promedio (N)				71
Tensión flexural (MPa)				85,2

Tabla 5 Polímeros autopolimerizables

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
5.1	1,1	2,5		43,5
5.2	0,95	2,2	3,15	64
5.3	1,1	2,5	3,7	52
5.4	1,05	2,4	3,4	62
5.5	0,8	2	2,9	60
5.6	1,1	2,7	4,1	55
Media	1,02	2,4	3,45	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,38
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,43
Fuerza máxima promedio (N)				56,08
Fuerza ruptura promedio (N)				56,08
Tensión flexural (MPa)				67,3

Tabla 6 Polímeros termopolimerizables, empaquetamiento por compresión y ciclo largo

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
6.1	1	2,4	3,55	86
6.2	0,9	2	2,8	94
6.3	0,9	2,1	3	89
6.4	1	2,3	3,3	83
6.5	1	2,3	3,4	78
6.6	1	2,4	3,45	80,5
Media	0,97	2,25	3,25	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,28
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,28
Fuerza máxima promedio (N)				85,1
Fuerza ruptura promedio (N)				85,1
Tensión flexural (MPa)				102,1

Tabla 7 Polímeros fotopolimerizables

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
7.1	0,7	1,6	2,2	95,5
7.2	0,7	1,7	2,45	98,5
7.3	0,7	1,6	2,35	91
7.4	0,65	1,55	2,25	97
7.5	0,7	1,65	2,35	65
7.6	0,7	1,7	2,5	94
Media	0,69	1,6	2,35	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				0,9
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				1,66
Fuerza máxima promedio (N)				90,2
Fuerza ruptura promedio (N)				90,2
Tensión flexural (MPa)				108,2

Tabla 8 Polímeros termopolimerizables con inyección continua y ciclo largo

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
8.1	1,1	2,7	4	F. máx: 75
8.2	0,95	2,3	3,35	87
8.3	0,95	2,3	3,4	83,5
8.4	1	2,4	3,6	78
8.5	1,1	2,5	3,7	80
8.6	1	2,4	3,6	78,5
Media	1,02	2,4	3,6	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,38
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,58
Fuerza máxima promedio (N)				80,3
Fuerza ruptura promedio (N)				81,4
Tensión flexural (MPa)				97,7

Tabla 9 Polímeros termopolimerizables con inyección simple y ciclo largo

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
9.1	1	2,4	3,65	F. máx.:76 F. rup.: 72
9.2	0,9	2,2	3,3	83
9.3	1	2,4	3,6	78,5
9.4	0,9	2,3	3,4	80
9.5	0,9	2,15	3,2	F. máx.:88,5 F. rup.: 87.
9.6	0,9	2,15	3,2	90
Media	0,9	2,3	3,4	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,4
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,5
Fuerza máxima promedio (N)				82,7
Fuerza ruptura promedio (N)				81,75
Tensión flexural (MPa)				99,2

Tabla 10 Microbase 2 sin caja

Prob.	Def. a 15 N (mm)	Def. a 35 N (mm)	Def. a 50 N (mm)	F. rupt. (N)
3.1	0,6	2,3	3,6	71
3.2	0,9	2,2	3,4	74
3.3	0,8	2,1	3,1	74
3.4	0,9	2,3	3,6	72
3.5	0,8	2,1	3,3	79
3.6	0,8	2,2	3,4	68
Media	0,8	2,2	3,4	
Deflexión promedio 15-35 N (mm)				1,4
Deflexión promedio 15-50 N (mm)				2,6
Fuerza máxima promedio (N)				73
Fuerza ruptura promedio (N)				73
Tensión flexural (MPa)				87,6

Fig. 3.

Resultados del ensayo de deflexión transversal: módulo de elasticidad

Las tablas que se exponen a continuación reflejan, para las seis probetas de cada una de las nueve series, el punto de la gráfica de tensión-deformación que se estableció como perteneciente al tramo recto de la curva medido en newtons; la deflexión que presentaba la probeta en dicho punto, y el módulo de elasticidad correspondiente a aplicar la fórmula establecida en la tercera revisión de la norma ISO. Por último, se expresa la media correspondiente a las seis probetas.

Como en las tablas anteriores, se han añadido los resultados obtenidos del sistema Microbase, correspondientes a las probetas obtenidas sin molde.

Tabla 11 Polímeros termopolimerizables con inyección continua y ciclo corto

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
1.1	40	2,15	3.720,9
1.2	35	1,9	3.684,2
1.3	35	1,85	3.783,8
1.4	35	1,95	3.589,7
1.5	35	2,1	3.333,3
1.6	35	1,8	3.888,9
Media (MPa)			3.666,8

Tabla 12 Polímeros termopolimerizables con inyección simple y ciclo corto

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
2.1	35	2,4	2.916,7
2.2	35	2	3.500
2.3	35	1,9	3.684,2
2.4	35	2,1	3.333,3
2.5	35	2,2	3.181,8
2.6	35	1,9	3.684,2
Media (MPa)			3.383,4

Tabla 13 Polímeros termopolimerizables, inyec. continua y microondas

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
3.1	30	1,8	3.333,3
3.2	30	2	3.000
3.3	25	1,5	3.333,3
3.4	25	1,4	3.571,4
3.5	25	1,6	3.125
3.6	25	1,4	3.571,4
Media (MPa)			3.322,4

Tabla 14 Polímeros termopolimerizables empaquetados por compresión, ciclo corto

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
4.1	35	3,1	2.258
4.2	35	3,1	2.258
4.3	35	2,7	2.592,6
4.4	35	2,5	2.800
4.5	35	2,95	2.372,9
4.6	35	2,7	2.592,6
Media (MPa)			2.479

Tabla 15 Polímeros autopolimerizables

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
5.1	30	2,1	2.857,1
5.2	35	2,2	3.181,8
5.3	35	2,5	2.800
5.4	35	2,4	2.916,7
5.5	35	2	3.500
5.6	25	1,9	2.631,6
Media (MPa)			2.981,2

Tabla 16 Polímeros termopolimerizables empaquetados por compresión, ciclo largo

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
6.1	30	2,05	2.926,8
6.2	35	2	3.500
6.3	35	2,1	3.333,3
6.4	30	2	3.000
6.5	30	2	3.000
6.6	30	2	3.000
Media (MPa)			3.126,7

Tabla 17 Polímeros fotopolimerizables

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
7.1	35	1,6	4.375
7.2	35	1,7	4.117,6
7.3	35	1,6	4.375
7.4	35	1,55	4.516,1
7.5	35	1,65	4.242,4
7.6	35	1,7	4.117,6
Media (MPa)			4.290,6

Tabla 18 Polímeros termopolimerizables con inyección continua y ciclo largo

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
8.1	30	2,3	2.608,7
8.2	30	1,95	3.076,9
8.3	30	1,95	3.076,9
8.4	30	2,05	2.926,8
8.5	30	2,1	2.857,1
8.6	30	2,1	2.857,1
Media (MPa)			2.900,6

Tabla 19 Polímeros termopolimerizables con inyección simple y ciclo largo

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
9.1	30	2,1	2.857,1
9.2	30	1,9	3.157,9
9.3	30	2,1	2.857,1
9.4	30	1,9	3.157,9
9.5	30	1,8	3.333,3
9.6	30	1,85	3.243,2
Media (MPa)			3.101

Tabla 20 Microbase 2 sin caja

Probeta	Fuerza-1 (N)	Deflex-1 (mm)	Mod. de elasticidad (MPa)
3.1	25	1,6	3.125
3.2	25	1,5	3.333,3
3.3	25	1,4	3.571,4
3.4	25	1,5	3.333,3
3.5	25	1,4	3.571,4
3.6	25	1,5	3.333,3
Media (MPa)			3.378

Tabla 21 Resultados comparativos entre microbase (probetas 2,5 mm) y microbase (probetas 3,3 mm). N=6

Material	T. flexural (MPa)	Mod. elasticidad (MPa)
2,5 mm	72,2+-4,3	2.623+-154,1
3,3 mm	71,9+-2,1	2.818,3+-22,9

Análisis y tratamiento estadístico

El estudio estadístico se realizó sobre la muestra de 54 probetas, correspondientes a las 9 series de materiales o métodos de manipulación diferentes de 6 probetas cada una, descritos en la primera parte de este artículo. La sistemática realizada fue la descrita en esta primera parte, realizándose los mismos cuatro apartados.

Discusión

Análisis de los resultados

Tensión flexural

La media obtenida para las nueve series fue de 94,68 Mpa, con amplias variaciones entre los grupos, como demuestra la desviación estándar de 16,75 y el rango de 66,6.

Los mayores valores obtenidos corresponden a los polímeros empaquetados por inyección continua, ciclo corto (111,6 Mpa), sin diferencias significativas con los polímeros fotopolimerizables (108,2 MPa); los de inyección simple, ciclo corto (107,2 MPa), y los empaquetados por compresión, ciclo largo (102,1 MPa).

Los menores valores correspondieron a los polímeros autopolimerizables, con una media de 67,3 MPa, sin diferencias significativas con los curados por microondas (75,2 MPa).

Todos los grupos cumplieron con la norma ISO, que exige un mínimo de 65 MPa para los tipos 1, 3, 4 y 5, y un mínimo de 60 para el tipo 2.

Con respecto a las deflexiones entre 15 y 35 N y entre 15 y 50 N, todos los grupos cumplieron los requisitos mínimos, excepto el grupo de los **fotopolimerizables,** en los que no se alcanzó el valor de 1 mm entre 15-35 N, ni de 2 mm entre 15-50 N.

Con respecto al análisis por grupos, obtuvimos los siguientes resultados:

1. Los polímeros termopolimerizables presentaban valores mayores que los autopolimerizables.
2. Los polímeros fotopolimerizables presentaron valores mayores que los termopolimerizables.
3. No existieron diferencias significativas entre los empaquetados por compresión frente a los empaquetados por inyección.
4. Tampoco existieron diferencias significativas entre los curados por ciclo corto frente a los curados por ciclo largo.
5. Los resultados fueron superiores en los curados por calor húmedo que en los curados por microondas.
6. No se observaron diferencias entre la inyección simple y la inyección continua.

Todas las conclusiones obtenidas son válidas para la fuerza de ruptura, lo cual es lógico dado que es la variable independiente de la fórmula empleada para calcular la tensión flexural. Hemos querido expresar los resultados obtenidos para esta variable por el posible interés de cara a su consulta y discusión.

Módulo de elasticidad

Los valores medios obtenidos para las 54 probetas fueron de 3.250,19 con una desviación estándar de 532,19. Esta desviación estándar, junto al rango de 2.258,1, significa una gran variación entre los valores de las diferentes series (fig. 4).

Todos los grupos cumplieron los mínimos exigidos por la tercera revisión de la norma, correspondientes a 2.000 Mpa para los grupos tipo 1, 3, 4 y 5, y 1.500 para el tipo 2.

El mayor valor correspondió a los polímeros fotopolimerizables, con una media de 4.290,6 MPa y una diferencia significativa según el test de Duncan con respecto al segundo grupo, que correspondería a los polímeros de inyección continua, ciclo corto (3.666,8 MPa).

El menor valor correspondió a los polímeros empaquetados por compresión y ciclo corto (2.479 MPa), con diferencia significativa según el test de Duncan con respecto al penúltimo grupo, integrado por las series de inyección continua, ciclo largo (2.900,6 MPa); polímeros autopolimerizables (2.981,2 MPa); inyección simple, ciclo largo (3.101,1 MPa), y empaquetado por compresión, ciclo largo (3.126,7 MPa).

Con respecto al análisis por grupos, se obtuvieron los siguientes resultados:

1. Valores superiores para los polímeros termopolimerizables que para los autopolimerizables.

Fig. 4.

2. Valores superiores en los fotopolimerizables que en los termopolimerizables.
3. Existen diferencias significativas entre los empaquetados por compresión frente a los empaquetados por inyección, siendo superiores los valores de estos últimos.
4. No hay diferencias significativas entre los curados con ciclo corto y los curados con ciclo largo.
5. No hay diferencias significativas entre los curados por microondas y los curados por calor húmedo.
6. No hay diferencias significativas entre los empaquetados por inyección simple y los empaquetados por inyección continua.

En función de los resultados obtenidos, se observa que los plásticos utilizados en odontología tienen un módulo de elasticidad relativamente bajo, lo que lleva a los autores a advertir de las implicaciones clínicas que conlleva en el diseño de las prótesis. Dado que las prótesis no deben distorsionarse de forma significativa por la acción de las cargas masticatorias, la base de la prótesis no se debe confeccionar con un grosor inferior a 1 mm[7].

La resistencia y la rigidez máximas de los plásticos autopolimerizables siempre son menores que en los termocurados, debido al bajo grado de polimerización que se consigue y al mayor nivel de monómero residual. Sin embargo, la diferencia de módulo elástico que hemos observado entre ellos no concuerda con lo comunicado por algunos autores. Así, según Phillips[3], los valores coinciden en parte entre ambos grupos. El módulo de elasticidad a 37 °C para un plástico convencional termocurado hidrosaturado es de 2.500 MPa, mientras que para los plásticos autopolimerizables se aproxima a los 2.200 MPa, con una variación considerable si existe un agente de cadenas cruzadas. La explicación de ello puede ser la antigüedad de los análisis realizados por este autor, pudiendo haber mejorado notablemente los resultados durante este tiempo en relación con los termopolimerizables, hecho que concuerda con que nosotros hayamos obtenido unos valores más altos este grupo.

Con respecto al análisis de otros estudios, este trabajo quiere subrayar la falta de artículos en la bibliografía que cumplan con los requisitos de material y método de la norma ISO 1567, por lo cual al emplear diferente metodología los resultados no son contrastables.

Un trabajo realizado con probetas según las normas ISO fue el realizado por Asad y cols.[8]. En él, las dimensiones finales de las probetas fueron las estipuladas, aunque se cometió un error en cuanto al método, como fue el partir de una placa original de 2,80 mm de espesor. Es probable que la razón de no respetar el grosor indicado por la norma fuera porque los autores pensasen, al igual que opinamos nosotros, que no tenía sentido dificultar en extremo el rebajado de espesor de las probetas sin una razón de peso para ello. En este estudio, los resultados para el ensayo de flexión transversal, realizado con dos polímeros tipo termopolimerizables, uno con cadenas cruzadas y otro sin ellas (un homopolímero), fueron los siguientes:

	Trevalon	Homopolímero
T. transversal (MPa)	92,36	68,78
Mod. elasticidad (MPa)	2.237	2.220

En el trabajo se llegó a la conclusión de que los desinfectantes basados en alcoholes disminuían significativamente las propiedades fisicomecánicas de los homopolímeros. Los valores fueron inferiores a los obtenidos por nosotros para la misma categoría de polímero, aunque no es posible establecer una comparación firme dado que se trata de una marca de polímero que no se ha ensayado en este trabajo.

Existen otros trabajos en los que se cumple en parte la metodología de la norma ISO 1567 para el ensayo de deflexión transversal, por ejemplo, el de Jerolimov y cols.[9], en el que se respetan escrupulosamente las medidas de las probetas y el material del ensayo, pero cometiendo un error en cuanto al método al obtener cuatro probetas de cada placa original, en vez de tres que son las que estipula la norma. Por otra parte, realiza series de 9 ensayos para cada tipo, superando el número recomendado por la norma, que son 6. La razón para lo primero tal vez sea que los autores piensen que las propiedades físicas de las probetas no se modifican de forma significativa al mecanizar los bordes laterales sin desechar el material intermedio entre cada una de ellas. Lo cierto es que en este trabajo, al hacer este mecanizado mediante láser, pensamos que las distorsiones térmicas producidas hubieran sido pequeñas; no así si el mecanizado se hace mediante segueta, en cuyo caso se somete el material a estrés mecánico y térmico durante mucho más tiempo. En cuanto a lo segundo, opinamos que al aumentar el número de muestra, se mejorarán las significaciones estadísticas. Los resultados obtenidos con un polímero termopolimerizable estándar, empaquetado por compresión y curado por calor húmedo de 7 horas a 70 °C y 7 horas a 70 °C más 3 horas a 100 °C, fueron los siguientes:

	Curado 7 + 3 h	Curado 7 h
Tensión flexural (MPa)	73,76	68,96
Módulo de elasticidad (MPa)	2.523,8	2.349

Como consecuencia de estos resultados, los autores proponen utilizar el ciclo de curado de 10 horas, dado que elimina más monómero residual y mejora las propiedades físicas mecánicas. Los resultados están en la línea de los obtenidos por nosotros, pero sin que encaje la diferencia significativa encontrada por ellos entre ambos tipos de ciclo largo. En este trabajo no se ha ensayado el ciclo más largo realizado por ellos, pero nuestros datos no aportan diferencias significativas entre el ciclo corto y el largo. Sería interesante ampliar estas pruebas, ya que el razonamiento teórico dado por los autores nos parece correcto. Por otra parte, los resultados obtenidos por nosotros tampoco concuerdan con los generalmente acep-

tados. Cuanto más bajo es el grado de curado de un polímero sólido, menor es su resistencia. A este respecto, el ciclo de polimerización que se emplea con la resina termocurable debería ser más importante. Las curvas de tensión-deformación transversal hechas por Harman y citadas por Phillips en su libro[3] indican el progresivo debilitamiento y la disminución de la rigidez al reducir el tiempo de curado a una temperatura constante de 71 °C. La explicación para ello creemos que radica en hacer un ciclo corto correcto en cuanto a temperatura y duración. Si este ciclo corto consigue polimerizar la mayoría del material y deja una baja cantidad de monómero residual, los resultados serán satisfactorios.

En otro trabajo, en el que se estudian simultáneamente la microdureza, la tensión flexural y las características de tinción de los polímeros fotopolimerizables, realizado por Khan[10], se emplearon para los tres ensayos probetas con las dimensiones siguientes: 75 x 25 x 3 mm. Por tanto, no se respetaron las dimensiones de la norma. En cuanto a los resultados obtenidos para el ensayo de flexión transversal con el polímero Trevalon y el polímero fotopolimerizable Triad, fueron los siguientes:

	Triad VLC	PMMA
Tensión flexural (MPa)	127,7	99,63

En relación con los resultados de tensión flexural, son más elevados que los obtenidos en este estudio para el polímero fotopolimerizable, mientras que concuerdan para el grupo representativo de los PMMA. La explicación para ello puede radicar en la diferente metodología seguida, así como en los distintos tamaños de las probetas utilizadas. Cabe destacar el hecho de que los autores encuentren una diferencia significativa a favor del polímero fotopolimerizable, que también observamos nosotros. En nuestro trabajo, hemos observado diferencias significativas en el módulo de elasticidad entre los polímeros termopolimerizables empaquetados por compresión y los empaquetados por inyección, a favor de estos últimos. Sin embargo, antes se creía que esto no influía. Así, los estudios realizados en la década de 1950 por Grunewald y Peyton[11,12] parecían demostrar que no existían diferencias en cuanto a la exactitud y las propiedades físicas entre el empaquetado por compresión y el efectuado por inyección.

En un trabajo de Rodford[13] se añadían al monómero materiales de bajo peso molecular basados en el polibutadieno, mejorando las propiedades físicas. En él se desarrolla un test de impacto de Hounsfield y se halla el módulo de flexibilidad y la tensión flexural mediante ensayos de tres probetas de 55 mm de longitud y 10 mm de anchura, sin especificar el grosor ni el método. Los resultados que consigue para el Lucitone 199 así modificado son los siguientes:

	Resistencia al impacto (J)	Mod. de elasticidad (MPa)
Lucitone 199 con butadieno estireno	0,081	2.280

Los resultados son paradójicos en cuanto a que los presenta como una mejora de los valores del módulo de elasticidad, siendo éstos menores que los del Lucitone 199 sin modificar en nuestro trabajo y menores a la media de las nueve series empleadas. La razón suponemos que está en el empleo de un material y un método deficientes.

El mismo problema aparece en un trabajo de Szabo y cols.[14], en el que se utilizan probetas de 6,36 × 6,35 × 4,5 mm. Se analizan las propiedades fisicomecánicas de los polímeros tratados con un recubrimiento de material fotopolimerizable. Los resultados obtenidos sugieren un incremento en el módulo de elasticidad y un descenso en la tensión flexural, así como incrementando los valores del ensayo de abrasión:

	T. trans. sin recub. (MPa)	M. elast. sin recub. (MPa)	T. trans. con recub. (MPa)	M. elast. con recub. (MPa)
Lucitone 199	65,3	2.077	54,9	2.202

Suponemos que la discrepancia en los resultados se debe a la misma razón.

Otro ejemplo de trabajos realizados sin una metodología acorde con la norma internacional es el trabajo realizado por Barsby[15], en el cual se utilizan probetas de 50 × 5 × 0,5, aproximadamente (según palabras del autor), y se realizan ensayos en seco (que se sabe elevan los valores del módulo de elasticidad). Utilizando un ciclo de termocurado con calor seco de 70 °C 7 horas más 3 horas a 100 °C, analiza las propiedades físicas del polibutilmetacrilato, sacando las conclusiones de que es un material de baja absorción de agua, pero que no sirve como base protésica porque posee propiedades físicas mecánicas pobres. Realizó las pruebas con cinco especímenes.

En un trabajo de Devlin[16], se utilizaron probetas con las dimensiones correctas, pero partiendo de una placa-probeta de 3 mm de espesor y con las restantes dimensiones sin especificar. No especifica el número de probetas que utiliza. Los materiales empleados son polímeros fotopolimerizables para cubetas y planchas, por lo que los resultados no se anotan al no ser bases protésicas.

En el trabajo de Shen[17], que estudia la resistencia de las reparaciones efectuadas con tratamientos de superficies, utiliza especímenes rectangulares de 60 × 10 × 2,5 mm, empleando para el resto del método el indicado por la norma, salvo el almacenamiento, que se hacía 48 horas en agua destilada a temperatura ambiental.

En el trabajo de Ogle[18] se dan unos valores para el ensayo de deflexión transversal que dice conseguir siguiendo la normativa nº 12 de la ADA, pero sin especificar ninguno de sus pasos, ni mostrar las probetas o partes del método en fotografía alguna. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

	Tensión flexural (psi)	Deflex. transv. a 35 N	Deflex. transv. a 50 N	Mod. elasticidad (psi)
Triad VLC	4.850	1,44	2,80	480.000
Hy-pro	6.960	1,64	3,36	387.000
Lucitone Biocryl (auto)	5.530	2,22	–	338.000

En el trabajo de Williamson[19] se investigó el efecto sobre la tensión transversal y el módulo de elasticidad de la adición de fibras de polietileno a los polímeros curados por microondas, entre ellos Lucitone 199. Emplearon probetas de 65 x 10 x 3 mm fabricadas directamente en este tamaño, sin previa placa-probeta ni mecanizado alguno. Posteriormente, se almacenaron 10 días a 37 °C antes de someterlas al ensayo de flexión en tres puntos. Los resultados fueron:

Material	Tensión transversal (mpa)	Mod. elasticidad (MPa)
Lucitone 199	73,3	2.050
Idem + 0,5% relleno	82,2	2.010

Estos resultados también son inferiores a los nuestros, aunque en este caso, aparte de la metodología desconocida y las diferentes dimensiones de las probetas, puede haber influido el mayor tiempo de almacenamiento en agua, que como sabemos disminuye los valores concernientes al módulo de elasticidad y de tensión flexural.

En el trabajo de Khan[20] se emplearon probetas de 75 × 25 × 3 mm, se almacenaron 48 horas en agua a 37 °C y después se sometieron a la Instron para calcular su tensión transversal. Los resultados que obtuvieron para la resina Triad fueron los siguientes:

Tensión transversal (MPa)
79,5 ± 2,20

Los valores obtenidos son inferiores a los nuestros, tanto para la tensión transversal como para la dureza. Creemos que los resultados no son comparables, al igual que en los casos anteriores, por la diferente sistemática aplicada para calcular los datos.

Otro trabajo que no se adecúa a la normativa y sobre el mismo tema fue el estudio realizado por Vallittu[21], en el que se analizó el efecto de los refuerzos metálicos, así como de determinadas fibras silanizadas, sobre la resistencia de los polimetilmetacrilatos a la fractura. Se utilizaron probetas no normalizadas de 50 × 4,5 × 3 mm. Los resultados, que no se exponen aquí por no ser motivo de análisis este tipo de plásticos, demostraron que las fibras y los metales incrementaban notablemente su resistencia a la fractura.

Existen algunos trabajos realizados sobre plásticos con intención de medir su tensión flexural y su módulo de elasticidad que no emplean la metodología de la norma ISO 1567. Citamos a continuación algunos ejemplos:

En el trabajo de Andreopoulos[22], se utilizan probetas de 65 × 65 × 2,5 mm para hallar la tensión flexural de plásticos, en los que se había utilizado un material fotopolimerizable como medio de unión para reparaciones.

En el trabajo de Beyli[23] se emplearon probetas con unas dimensiones de 40 × 7 × 2,5 mm, almacenándose en agua a 37 °C durante 2 días para luego aplicar la normativa ADA entonces en vigor. Analiza las líneas de terminación en los polímeros acrílicos que van a ser reparados y cuál de ellas ofrece mayor resistencia a la fractura.

En el trabajo de Wiebelt[24] se emplearon probetas cilíndricas de 12,7 mm de diámetro y 19 mm de longitud, almacenándolas 90 días a 37 °C antes de someterlas al ensayo de flexión transversal de tres puntos en la Instron. Se llegó a la conclusión de que las reparaciones con polimetilmetacrilato son más resistentes que con cianoacrilato.

En cuanto a la discusión de las normas en sí, se realizó un **análisis de la 2ª edición de la norma ISO** y de las modificaciones previstas en la 3ª edición.

En primer lugar, cuando estudiamos el **ensayo de deflexión transversal** y nos centramos en la **preparación de las probetas,** nos encontramos que en la edición española de la norma[4] se **introduce un error de traducción** con respecto a su homóloga editada en inglés[25]. El error consiste en que la palabra modelo se traduce por el término molde.

Las implicaciones de este error son grandes, dado que si se quiere cumplir lo explicado en la edición española, hay que realizar un molde o caja, mientras que si se realiza según la edición inglesa, se trata de introducir un modelo de la placa-probeta y rodearla de escayola, como se haría con un patrón de cera que después fuera a transformarse en una prótesis definitiva.

Una vez detectado el error, se puso en conocimiento de la secretaría del FENIN para que lo corrigiera y se decidió realizar una serie, en concreto la polimerizada por microondas, con y sin molde y en dos laboratorios diferentes, el del C.E.N.I.M, en el que se realizarían todos los demás, y el de la casa Dentsply en Alemania. Se estudió así las implicaciones que podía tener en las propiedades físicas la realización con uno o con otro método. Como puede verse en la figura 5, las diferencias entre hacerlo con y sin caja no fueron significativas.

La preparación de las tiras probeta tiene algunas incongruencias en la segunda edición. La más destacable es que se exige disminuir el espesor de 5 a 2,5 mm, método para el cual no se encuentra explicación en este trabajo, ya que si lo que se desea es eliminar la superficie que ha estado en contacto con el revestimiento, puede hacerse mecanizando las dos caras de la probeta sin necesidad de disminuir tanto espesor, que lo único que provoca es una mayor producción de calor y una mayor génesis de tensiones internas. Esta cuestión se corrige en la tercera edición de la norma[5], en fase provisional desde el

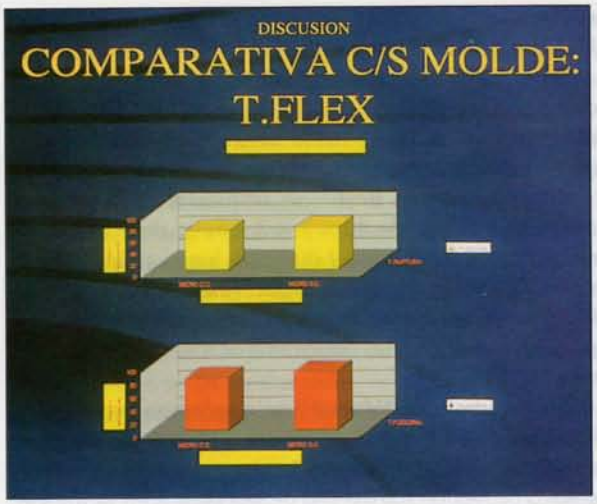

Fig. 5.

Fig. 6.

19 de diciembre de 1995, como ya se comentó anteriormente, de tal forma que los grosores requeridos cambian a 3,3 mm, con lo cual el mecanizado para disminuir el espesor se reduce.

Creemos que esto no es importante de cara a calcular los valores del módulo de elasticidad y de la tensión flexural, dado que tanto esta última como el módulo de elasticidad se hallan mediante ecuaciones en las que la fuerza y el espesor son proporcionales, de tal forma que a menor espesor, la fuerza disminuye proporcionalmente, manteniendo igual el cociente.

De cualquier forma, para determinar si los cálculos serían válidos respecto a la futura norma, se decidió hacer la prueba con un material utilizando ambos grosores: 2,5 y 3,3 mm. El ensayo se realizó con el material termopolimerizable en microondas y, según los datos obtenidos, no hubo diferencia significativa entre los dos grupos (fig. 6).

Conclusiones

Primera. La diferente composición química de los polímeros para bases protésicas modifica la tensión flexural y el módulo de elasticidad de los mismos.

Segunda. Estas propiedades fisicomecánicas de los polímeros utilizados como bases protésicas están influidas por la técnica de procesado utilizada.

Tercera. Los polímeros termopolimerizables se mostraron superiores en todas las variables analizadas (módulo de elasticidad, fuerza de ruptura y tensión flexural) a los autopolimerizables.

Cuarta. El ciclo de curado (corto vs. largo) no influye en los valores del módulo de elasticidad y de tensión flexural.

Quinta. Los polímeros termopolimerizables empaquetados por inyección se mostraron superiores en cuanto a módulo de elasticidad a los empaquetados por compresión.

Sexta. El tipo de inyección utilizada (simple o continua) no modifica las propiedades fisicomecánicas.

Séptima. Los polímeros fotopolimerizables se mostraron por encima de la media en todas las variables analizadas, seguidos de los polímeros termopolimerizables empaquetados por inyección y ciclo corto.

Bibliografía

1. Craig RG, O'Brien WJ and Powers JM: Materiales dentales. Propiedades y manipulación. Madrid: 1ª edi. Mosby, 1996.
2. Planck, H y cols.: Polyurethanes in biomedical engineering II. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V. 1987.
3. Phillips RW: La ciencia de los materiales dentales de Skinner. México D.F: 9º edi. Interamericana, 1993.
4. AENOR. UNE-EN-ISO 1567: Odontología-Polímeros para base de dentaduras. (ISO 1567:1988). AENOR. Madrid. Julio 1995.
5. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION: DRAFT INTERNATIONAL STANDARD ISO/DIS 1567: Dentistry-Denture base polymers.(Revision of second edition ISO 1567:1988). The Organization, 1997.
6. Gil LJ, Martínez JM y Sánchez T: Análisis de las propiedades fisicomecánicas de los plásticos utilizados como bases protéticas en función de la normativa ISO 1567. 1ª parte: Dureza. Revista Internacional de Prótesis Estomatológica 2000; 1 (2): 117-126.
7. Smith BGN, Wright P and Brown D: Utilización clínica de los materiales dentales. Barcelona: 1ª edi, Masson,S.A. 1996.
8. Asad T, Watkinson AC and Hugget R: The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. J Prosthet Dent 1992; 68(1): 191-195.
9. Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC and Bates JF: The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. Quintessence Dent Technol 1985; 9(7): 431-434.
10. Khan Z, von Fraunhofer JA and Razavi R: The staining characteristics, transverse strength and microhardeness of a visible light-cured base material. J Prosth Dent 1987; 57 (3): 384-386.

11. Grunewald AH, Paffenbarger GC and Dichson G: The effect of molding processes on some properties of denture base resins. J Amer Dent Asso 1952; 44: 269-282.
12. Peyton FA, Shiere HB and Delgado VP: Some comparison of shelf curing and heat curing denture resins. J Prosthe Dent 1953; 3: 332-338.
13. Rodford R: The development of high impact strength denture-base materials. J Dent 1986;14: 214-217.
14. Szabo Gy, Stafford G.D and Huggett R: Some mechanical properties of denture-base polymers treated with an ultraviolet light-activated coating material. J Dent 1987; 15: 261-265.
15. Barsby MJ: A denture base resin with low water absorption. J Dent 1992; 20: 240-244.
16. Devlin H, Cash AJ and Watts DC: Mechanical behaviour and structure of light-cured special tray materials. J Dent 1995; 23: 255-259.
17. Shen C, Colaizzi FA and Birns B: Strength of denture repairs as influenced by surface treatment. J Prosth Dent 1984; 52 (6):844-848.
18. Ogle RE, Sorensen SE and Lewis EA: A new visible light cured resin system applied to removable prosthodontics. J Prosthet Dent 1986; 56: 497-506.
19. Williamson DL, Boyer DB, Aquilino SA and Leary JM: Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resins polymerized by microwave energy. J Prosthet Dent 1994; 72(6): 635-638.
20. Khan Z, Razavi R and von Franunhofer JA: The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. J Prosthet Dent 1988; 60 (5): 543-545.
21. Vallittu PK and Lassila VP: Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. J Oral Rehabil 1992; 19(3): 225-230.
22. Andreopoulos AG, Polyzois GL, Demetriou PP: Repairs with visible light-curing denture base materials. Quintessence Int 1991; 22: 703-706.
23. Beyli MS and Von Fraunhofer JA: Repair of fractured acrylic resin. J Prosth Dent 1980; 44 (5): 497-503.
24. Wiebelt FJ, Duncanson MG and Stratton RJ: Comparison of bond strengths of polymetiylmethacrylate and alpha cyanocrylate. J Prosthe Dent 1982; 47 (6): 603-605.
25. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION 1567: Dentistry-Denture base polymers. International Organization for Standardization, 1988.