Análisis de las propiedades fisicomecánicas de los plásticos utilizados como bases protéticas en función de la normativa ISO 1567: 1.ª Parte: Dureza

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

Resumen: En el presente trabajo de investigación se estudian las propiedades fisicomecánicas de los polímeros más utilizados como bases protéticas, comparando los de diferente composición y diferente técnica de manipulación, con el fin de determinar con qué composición y sistemática de procesado se consiguen los mejores resultados. El objetivo de esta primera parte es establecer la dureza de estos polímeros. La metodología empleada está normalizada según las normas ISO en cuanto a la confección de las probetas de ensayo. Los resultados muestran valores superiores para las resinas polimerizadas por microondas, seguidas de las fotopolimerizables, con valores menores para las autopolimerizables. Las conclusiones son que los dos primeros materiales son los más idóneos cuando se busca esta propiedad física. **Palabras clave:** Bases protéticas, propiedades fisicomecánicas, polímeros acrílicos, normativa ISO.

Abstract: In the present investigation work they are estudied the physical-mechanics properties of the polymeries more frequently used as prothetic bases, its comparing the ones which have different composition with the ones which have different technique manipulation, to look for with what composition and technique it can get the best results. The object of this first part is to stablish the hardness of these polymeries. The methodology used isacord with the ISO norm. The results show the biggest values for the microwaves polymerizaded resins, followed by the photopolymerizaded polymers. The autopolymerizaded polymers was the lowest values. The conclusions is that the two first materials are the best when we are looking this physical property. **Key Words:** Prosthetic bases, physical-mechanics properties, acrylic resins, ISO norm.

Introducción y justificación

En la práctica de la odontoestomatología son frecuentes los hechos de que el nivel científico alcanzado hasta el momento no basta para evitar la pérdida de estructuras dentarias y óseas, o que el paciente ya llega con ausencias dentarias (en España, el 60% de los pacientes no va a la consulta del odontoestomatólogo hasta que la situación es irreversible). Estas situaciones, en las cuales la odontología preventiva, conservadora o los tratamientos periodontales no se muestran eficaces, obliga a aplicar tratamientos de reposición protésicos. Se introduce entonces la prótesis estomatológica con el fin de reponer las estructuras perdidas, rehabilitando así todas las formas y funciones inherentes.

Los estudios epidemiológicos realizados recientemente por diferentes autores en las sociedades desarrolladas del mundo occidental, semejantes a la nuestra, indican que el número de pacientes susceptibles de llevar prótesis completas o parciales removibles en el futuro inmediato (año 2000) no sólo no va a disminuir con relación al actual, sino que aumentará considerablemente. Se realizó en 1977[1] en EE.UU. un estudio prospectivo sobre los pacientes que estarían en una situación de edentulismo total en el año 2000, llegándose a la conclusión de que en dicha fecha lo estarían el 10,8% de la población. A esta cantidad habría que sumar el porcentaje de población con edentulismo parcial susceptible de recibir tratamiento con prótesis parciales removibles.

Ello se debe fundamentalmente al envejecimiento de la población y a la consiguiente pérdida de estructuras dentarias que se deriva del mismo, a pesar de la mejora en las medidas preventivas.

Por tanto, es previsible que las prótesis removibles, ya sean completas o parciales, sigan siendo muy demandadas por la sociedad en los próximos años.

En lo referente a las prótesis removibles, adquieren una gran importancia las bases de las mismas, es decir, las superficies en contacto con la mucosa bucal en las sillas y conectores mayores. Del material, el diseño y la elaboración de estas bases protéticas dependerán propiedades de las prótesis tan importantes como la retención, el soporte, la estabilidad, la resistencia a la fractura, la unión de los

[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.*

dientes artificiales, la retención de la placa bacteriana, la tinción, la alergia de las mucosas a las mismas, etc.

Es por todos sabido que el éxito de un tratamiento está en función de múltiples factores, unos dependientes del paciente y otros del profesional. Entre estos últimos, cabe destacar la formación científica del médico, la destreza manual al aplicar las diferentes técnicas, y especialmente en el campo de la prótesis, el empleo de materiales y tecnología adecuados. En este trabajo se intenta llegar a conclusiones sobre cuáles son los materiales y las técnicas de manipulación de los mismos más apropiadas para elaborar las bases protéticas y poder así engrosar el saber doctrinal del profesional a efectos de tener criterios suficientes con los que dar al paciente el tratamiento más adecuado a su caso.

Vivimos una época en la que existe una clara tendencia a normalizar todos los procedimientos y productos del mercado de cara a establecer referencias de calidad y de comportamientos. La ISO es una normativa internacional, aceptada y en vigor en la mayoría de los países del mundo, que proporciona cánones sobre cómo elaborar un determinado producto y cómo hacer ensayos sobre el mismo. Así, no sólo proporciona dinteles mínimos que se deben cumplir, sino que indica también cómo realizar los estudios sobre un nuevo producto cuando se desea averiguar si posee los niveles de calidad requeridos.

La odontología como ciencia no es ajena a esta corriente y los materiales dentales han sido especialmente sometidos a ensayos normalizados con el fin de establecer qué comportamientos son previsibles en el medio bucal. Sin embargo, aunque estas normativas se han convertido en referencia obligada en el resto de los campos científicos, en el nuestro la mayoría de los estudios de materiales, en concreto los de bases protéticas, se han efectuado hasta la fecha sin contar con la normativa internacional para realizar los ensayos.

De ahí que nos parezca importante realizar un estudio comparativo de diferentes materiales y técnicas de manipulación en la elaboración de las bases protéticas, utilizando para ello la metodología recomendada por la normativa ISO. Además, creemos interesante saber cuál sería el tipo de resina y el método de manipulación más apropiado, dado que, aunque la gran mayoría de las marcas comercializadas dicen cumplir con las normativas internacionales (fundamentalmente, ISO y ADA para el mercado americano), dichas normativas sólo exigen un mínimo de calidad en relación con las propiedades físicas esenciales que deben poseer, lo cual no implica que no existan grandes diferencias entre unos materiales y otros (el mínimo de calidad frente al máximo), que incluso cumpliendo la normativa el material no sea apto para determinadas indicaciones, o bien que un mismo material, manejado con diferentes técnicas de laboratorio, no pueda mejorar sus propiedades de una manera sustancial.

Por todo lo anterior, teniendo en cuenta que la inmensa mayoría de las bases protéticas actuales se elaboran con polímeros de alto peso molecular del grupo de los denominados plásticos, y que las propiedades fisicomecánicas de estos últimos tienen gran importancia para el éxito terapéutico, consideramos importante destacar las diferencias entre las propiedades fisicomecánicas de los plásticos con distinta composición y técnica de confección, utilizando la metodología impuesta por la normativa internacional ISO 1567, dada la aceptación universal por parte de la comunidad científica y la escasez de estudios experimentales realizados bajo dicha normativa.

Perspectiva histórica

En el pasado, las bases protéticas eran de oro o porcelana. En 1855 se introdujo como base la vulcanita[2], que ha sido el material más utilizado hasta 1925. Entre 1925 y 1935, compartió su hegemonía con los derivados de la celulosa.

En 1936, el sector de los materiales para bases se revolucionó con la aparición de los plásticos y con la introducción por parte de Walter Wright[3] de un polímero de tipo acrílico denominado vernonita, consistente en un metacrilato de polimetilo. Surgió entonces el Paladón de la casa Kulzer, una resina acrílica termopolimerizable.

La revolución fue total, y a mediados de la década de 1940 casi todas las prótesis se fabricaban con bases de polímero de tipo acrílico[4].

La industria perfeccionó rápidamente estos materiales y fueron surgiendo otros, como las resinas epoxy, los policarbonatos, etc.[5,6], que no consiguieron superar las propiedades de los polímeros acrílicos, manteniéndose éstos hasta la actualidad como los mejores materiales disponibles.

Los plásticos son compuestos macromoleculares no metálicos, producidos sintéticamente, por lo general a partir de compuestos orgánicos, que pueden moldearse de diferentes formas y después endurecerlos para su uso comercial[7]. Químicamente, se trata de productos complejos, que incluyen un componente de resina y sustancias modificantes, como material de relleno, catalizadores, plastificantes, etc.[8,9,10].

El término plástico es más apropiado que el de polímero de alto peso molecular, que es un término más general, o el de resinas sintéticas, dado que la resina es sólo un componente del plástico.

Los plásticos más utilizados para elaborar las bases protéticas son los polímeros acrílicos, que engloban en la actualidad alrededor del 95% de las bases construidas[7].

Los polímeros acrílicos son derivados del etileno y contienen un grupo vinilo en su fórmula.

El polimetacrilato de metilo es el polímero más utilizado de todos los que se incluyen en el grupo de los acrílicos.

Hipótesis de trabajo

Para realizar esta investigación, se partió de las siguientes hipótesis:

1. La diferencia en la composición química de los plásticos implica modificaciones en las propiedades fisicomecánicas.

2. Los distintos sistemas de manipulación de los plásticos provocan diferencias en las propiedades fisicomecánicas.

Objetivos de trabajo

En el desarrollo del presente trabajo nos marcamos los siguientes objetivos:

Como OBJETIVO GENERAL

Estudiar una muestra de probetas confeccionadas bajo la normativa ISO 1567 («polímeros para bases de dentaduras») de cara a valorar las propiedades fisicomecánicas de diferentes tipos de plásticos en función de su confección y técnicas de manipulación.

Como OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

1. Calcular la ***tensión flexural*** de estos polímeros, o relación entre la carga máxima aceptada por la probeta y la flexión de ésta en ese momento. Se estudiaría así la fuerza que serían capaces de soportar en la boca sin partirse o sufrir deformación plástica.
2. Estudiar el ***módulo de elasticidad*** de cada uno para obtener información suficiente acerca de la rigidez de los diferentes materiales, así como sobre la deflexión transversal que presentan a una determinada fuerza.
3. Establecer la ***dureza*** de estas resinas, propiedad relacionada con las características de manipulación y la retención de microorganismos en la boca, y que puede influir en la vida útil de las mismas.

Por último, ***correlacionar estadísticamente los objetivos anteriores***, es decir, determinar con qué tipo de polímero y con qué técnica de manipulación pueden conseguirse las propiedades fisicomecánicas más favorables para el empleo clínico de una base protética.

Material y método

El material y el método vienen impuestos por el seguimiento de las directrices dictadas en la normativa internacional ISO (Organización internacional para la normalización). En el caso que nos atañe, se trata de la norma ISO 1567 promulgada en 1988 (Dentistry. Denture Base Polymers)[11], relacionada con otras cuatro normas ISO[12,13,14,15] y dos normas de la ADA[16,17].

La Unión Europea cuenta con el CEN (Comité Europeo de Normalización), cuya secretaría central está en Bruselas. Los miembros del CEN son los organismos nacionales de normalización de los países miembros de la Unión Europea, más Islandia y Suiza. Este comité dicta las normas europeas, que en nuestro caso corresponde con la norma EN ISO 1567 de enero de 1995, que a su vez adopta íntegramente la norma internacional ISO 1567:1988, que es la que afecta a los polímeros de bases protéticas.

Las normas españolas se rigen por una normativa oficial denominada UNE, que son las versiones oficiales en español de las europeas. En nuestro caso, la norma que nos incumbe se denomina UNE-EN ISO 1567. Su título es POLÍMEROS PARA BASE DE DENTADURAS y sus descriptores son: Odontología, Prótesis dental, Material dental, Plástico, Especificación, Ensayo, Embalaje, Marcado[18].

Esta norma española ha sido elaborada por el comité técnico AEN/CTN 106 Odontología, cuya secretaría desempeña FENIN.

Actualmente se está revisando la norma internacional ISO 1567 de 1988 y se está preparando su tercera edición[19]. Dicha edición la realiza el comité técnico ISO/TC 106, Odontología, Sub comité SC 2, Materiales prostodóncicos. Esta tercera edición, ya preparada, cancela y reemplaza a la segunda, siempre que al remitirla para su aprobación a todos los organismos miembros consiga el respaldo del 75% de los votantes.

Dado que la revisión se imprimió el 19 de diciembre de 1995 y está en fase provisional, especificándose claramente que el documento todavía está en estudio y sujeto a cambios, y que no puede utilizarse como referencia, la investigación se basó en la norma vigente. Con todo, pensamos que esta es la normativa más actual y la que regirá durante los próximos años la calidad de los materiales plásticos para elaborar las bases protéticas. Por tanto, todos los experimentos de este estudio se regirán por la Norma UNE-EN ISO 1567, aunque se tendrán en cuenta las modificaciones introducidas en esta última revisión, dado que aportan una mayor concreción y exactitud, además de ampliar el campo a nuevos materiales y procesos no especificados anteriormente, como se detallará con profundidad más adelante.

Las votaciones para aprobar esta tercera revisión finalizaron el 1 de octubre de 1997 (el período de votación se había iniciado el 1 de mayo de ese mismo año), con el resultado de más del 75% de síes, por lo que en noviembre de 1997 se puso en circulación un documento provisional idéntico al recibido por los comités de secretariado para acelerar la distribución. Este documento todavía puede estar sujeto a cambios y no puede ser considerado como una norma internacional hasta que se publique como tal.

Para realizar el presente trabajo de investigación, dispusimos del siguiente **MATERIAL**:

1. En primer lugar, confeccionamos el **molde del espécimen de ensayo (fig. 1)**.

Según la norma, el espécimen probeta será una placa con las siguientes dimensiones:

— 65-64 mm de longitud (parte superior e inferior, respectivamente);
— 39-40 mm de anchura (ídem);
— 5 mm de profundidad.

Para preparar la placa de la probeta de ensayo se realizó un molde de aluminio con unas dimensiones iguales a las descritas anteriormente. El molde se diseñó de una sola pieza para conseguir una mayor exactitud que si el molde estuviera compuesto por varias paredes unidas entre sí.

La razón de que la placa de la probeta de ensayo tenga dimensiones diferentes en su cara superior y en la inferior se debe a que este diseño expulsivo facilita el proceso de desenmuflado.

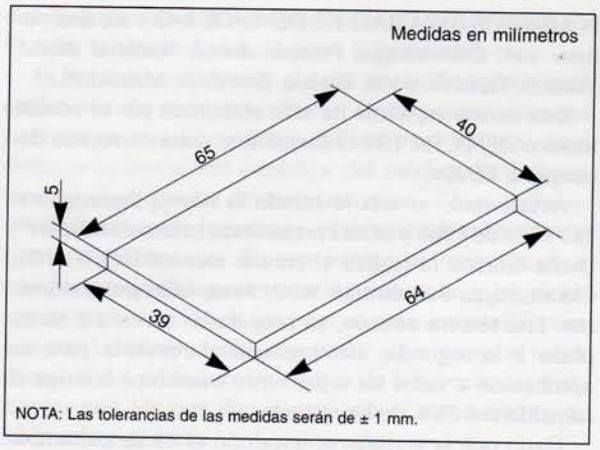

Fig. 1 Esquema del molde utilizado para la confección de las probetas de ensayo según la norma española UNE-EN ISO1567 de julio de 1995.

2. En segundo lugar, dispusimos de **Muflas** que debían tener capacidad para alojar la placa de la probeta de ensayo de manera que las esquinas estuvieran a más de 5 mm de distancia de las paredes de la mufla. La razón para este requisito es la de proporcionar un calentamiento lo más uniforme posible de la probeta de ensayo durante la polimerización por calor, evitando así un mayor calentamiento en los bordes cercanos a la mufla.

Dado que es preceptivo utilizar el menor número de muflas para introducir menos variables externas que puedan afectar a los resultados, decidimos utilizar sólo dos:

1) **La mufla que proporciona la casa IVOCLAR** para su sistema IVOCAP de inyección, dado que así podíamos utilizar el sistema de empaquetado de inyección, que también nos serviría para el empaquetado por compresión.
2) **La mufla que proporciona el sistema MICROBASE**, consistente en una mufla de plástico, con tornillos y bridas metálicas, y con un orificio posterior adecuado para la inyección. La mufla está diseñada para poder polimerizar la resina en el microondas.

3. Polímeros para bases protéticas

La norma internacional ISO establece la siguiente clasificación de los polímeros para bases protéticas:

— Tipo I: polímeros termoprocesados.
Clase 1: polvo y líquido.
Clase 2: pastilla plástica.
— Tipo II: polímeros autopolimerizados.
Clase 1: polvo y líquido.
Clase 2: polvo y resinas líquidas fluidas.
— Tipo III: polvo termoplástico para conformar la base de la dentadura.

En la tercera edición de la norma se han introducido dos grupos más:

— Tipo IV: materiales fotopolimerizables.
— Tipo V: materiales polimerizables mediante energía de microondas.

En función de su frecuencia de uso o de sus perspectivas de futuro, se decidió emplear los siguientes polímeros:

1. Los termopolimerizables en presentación polvo-líquido (Tipo 1, clase 1).
2. Los autopolimerizables en presentación polvo-líquido (Tipo 2, clase 1).
3. Los fotopolimerizables (tipo 4).

y los polimerizados mediante microondas (Tipo 5).

Basándose en los datos proporcionados por la bibliografía consultada, en este trabajo se consideró como hecho cierto la idea de que para las características físicas finales de las resinas es mucho más importante realizar determinadas técnicas de enmuflado y polimerización que la marca comercial utilizada de la resina en sí, siempre y cuando estemos hablando de marcas ampliamente difundidas y contrastadas con los controles más rigurosos (en nuestro caso, todas estaban homologadas según las normas ISO).

Basándose en estas premisas, las resinas empleadas fueron las siguientes:

Las marcas elegidas para el **Tipo 1, clase 1**, fueron:
1. SR-IVOCAP:
Este polímero se utilizó para obtener las placas correspondientes a resinas termopolimerizables empaquetadeas por inyección simple e inyección continua.
Y 2. LUCITONE 199:
Con la que se confeccionaron las placas correspondientes a las resinas termopolimerizables empaquetadas por compresión.

La marca elegida para el **Tipo 2, clase 1,** fue:
PROBASE COLD.

La marca elegida como resina fotopolimerizable **(Tipo 4)** fue:
TRIAD VLC.

La marca elegida para el **Tipo 5** fue:
MICROBASE.

4. Equipo para el procesamiento de resinas Tipo 1, clase 1, y Tipo 2, clase 1

Que consistía en material de revestimiento; mezcladora de yesos al vacío; cera para modelar; prensa; bridas; sistema de inyección Ivocap de Ivoclar; así como un baño Kottermann para mantener la temperatura de polimerización constante sin evaporación de agua.

5. Aparato fotopolimerizador

Utilizamos el polimerizador TRIAD 2000.

6. Equipo para el procesamiento de resinas Tipo 5 (sistema microbase)

El sistema microbase consta de:
— Mufla de plástico, ya comentada anteriormente.
— Dispositivo de inyección.
— Microondas.

7. **Equipo para el mecanizado de las placas:**
Se utilizó un cepillo eléctrico y una lijadora de acabado con papel abrasivo metalográfico normalizado, así como un pie de rey de precisión para comprobar los espesores con la exactitud requerida por la norma.

8. **Láser para cortar las probetas**
Utilizamos un láser de CO_2. El haz, debidamente focalizado, proporciona la elevada densidad de energía para poder cortar materiales por volatilización.

9. Por último, se utilizó una **máquina de ensayos de dureza Rockwell B (fig. 2).**
Se empleó el aparato de la marca Wilson, modelo Rockwell Hardeness tester, serie 500, con penetradores para ensayos Rockwell B.

Materiales y técnicas estudiadas

Materiales estudiados según el tipo de curado:
Resinas autopolimerizables.
Resinas termopolimerizables en calor húmedo.
Resinas termopolimerizables en microondas.
Resinas fotopolimerizables.

Según el proceso de empaquetado:
Empaquetado por prensado.
Empaquetado por inyección (simple y continua).
Empaquetado manual (fotopolimerizables).

Según la duración de la fuente de calor:
Ciclo corto.
Ciclo medio.
Ciclo largo.

Combinando todas estas variantes, escogimos nueve grupos representativos en función de su frecuencia de realización en la actualidad o por las expectativas de futuro. Dichos grupos son los siguientes:

Resinas autopolimerizables empaquetadas por compresión.

Fig. 2 Máquina de ensayos de dureza Rockwell B.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por compresión, con polimerización por calor húmedo y ciclo medio.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por compresión, con polimerización por calor húmedo y ciclo largo.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección simple, con polimerización por calor húmedo y ciclo corto.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección simple, con polimerización por calor húmedo y ciclo largo.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección continua, con polimerización por calor húmedo y ciclo corto.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección continua, con polimerización por calor húmedo y ciclo largo.

Resinas fotopolimerizables.

Resinas termopolimerizables empaquetadas por inyección continua y curadas mediante microondas.

A raíz de los nueve grupos establecidos, las **variables a analizar** fueron las siguientes:

Tipo de curado.
Proceso de empaquetado.
Fuente de calor.
Ciclo de polimerización.

La sistemática que se siguió para **preparar la placa de la probeta de ensayo** fue la siguiente:

A. Revestimiento del molde de la placa probeta en la mufla utilizando un yeso de tipo III.
B. Encerado del molde y revestimiento del mismo en la contramufla con idéntico tipo de yeso.
C. Separación de mufla y contramufla, y eliminación de la cera con máquina de escaldado.
D. Pincelación con separador de resinas acrílicas y empaquetado del polímero.
E. Polimerización, obteniendo 2 placas-probeta por cada serie.
F. Mecanizado de cada placa probeta hasta obtener sus dimensiones definitivas, disminuyendo su espesor de 5 a 2,5 mm.
G. Obtención de las probetas de ensayo: transformación de las placas en tres tiras iguales mediante corte con láser, obteniendo todos estos especímenes, más sus correspondientes residuos. En el presente trabajo se realizaron dos tipos de ensayos diferentes:

Ensayo de flexión transversal.
Ensayo de dureza.

Ensayo de dureza Rockwell B:

Se entiende por dureza la resistencia a la indentación, concepto diferente a la resistencia al uso o al arañado[20].

Los ensayos que se realizan para estudiar la dureza son variados y, debido a la menor importancia que se

confiere a esta propiedad, no están contemplados en la normativa ISO.

Elegimos los ensayos de dureza Rockwell por ser los más aconsejados para los plásticos y composites[21], prefiriendo entre ellos la modalidad Rockwell B porque en estos ensayos no se mide la profundidad de la indentación, condición favorable en nuestro caso, porque tal medida podría generar errores debido a la respuesta viscoelástica de los plásticos (parte de la indentación se recuperaría tras cesar la fuerza debido a esta respuesta viscoelástica).

La dureza Rockwell B se realizó con un penetrador de 1/16 pulgadas de tipo bola, y con una carga de 100 kilogramos. Las unidades en las que se expresan los resultados son unidades Rockwell B (HRB). Las mediciones se realizaron en tres puntos aleatorios de las probetas de ensayo.

Las variables del ensayo de dureza son:

1. Variables independientes:
   1. Fuerza aplicada.
   2. Velocidad de la carga.
   3. Temperatura.

2. Variables dependientes:
   1. Resistencia al hundimiento del penetrador en forma de bola.

Resultados del ensayo de dureza

En la primera serie de tablas se reflejan los resultados del estudio de dureza para cada uno de los materiales examinados. Como se explicó en el apartado de método, se establecieron tres puntos aleatorios de cada probeta para realizar el ensayo. De esta forma, los valores se plasman en estos tres puntos, calculándose la media de los tres para cada una de las probetas. Con los resultados de las seis probetas, se calcula una media de los dieciocho ensayos, representativa de la serie a analizar. Los resultados se dan en unidades de dureza Rockwell B (HRB) (fig. 3).

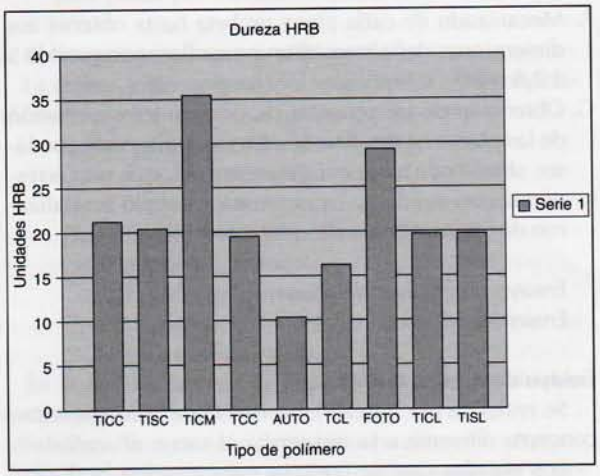

Fig. 3 Resultados de dureza de las 9 series analizadas.

Tabla 1 Termopolimerizables con inyección continua y ciclo corto

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
1.1	25,4	20	19,4	21,6
1.2	20,7	22,5	19,5	20,9
1.3	20,8	22,1	22,3	21,7
1.4	23,8	22,3	21,1	22,4
1.5	18,1	23,4	15,1	18,9
1.6	18,3	23,4	17,3	19,6
Media				**20,9**

Tabla 2 Inyecc. simple ciclo corto

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
2.1	15,1	22,6	21,6	19,8
2.2	18,2	21,6	20,7	20,2
2.3	19,5	17,5	19,7	18,9
2.4	15,7	20	20	18,6
2.5	19,3	23,2	22,9	21,8
2.6	20,8	22,3	23,9	22,3
Media				**20,3**

Tabla 3 Termopolimerizables con inyección continua y microondas

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
3.1	36,1	37,3	7,3	36,9
3.2	34,7	34,9	5,5	35
3.3	34	34,8	5,4	34,7
3.4	36,5	34,7	7	36
3.5	35,6	34,5	5	35
3.6	34,6	34,7	4,7	34,7
Media				**35,4**

Tabla 4 Termopolimerizables con empaquetamiento por compresión y ciclo corto

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
4.1	18,8	17,6	18,2	18,2
4.2	18	19,5	19	18,8
4.3	19,8	18,7	18,1	18,9
4.4	23,3	17,9	22	21
4.5	21,5	20,9	19,3	20,6
4.6	18,4	19,8	19,8	19,3
Media				**19,5**

Tabla 5 Polimer. auto pol.

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
5.1	11,9	14,3	9,5	11,9
5.2	10,5	14,1	14,9	13,2
5.3	11,2	4	7,7	7,6
5.4	11,9	10,9	5,5	9,4
5.5	12,7	9,4	13,7	12
5.6	10,1	10	3,1	7,7
Media				**10,3**

Tabla 6 Pol. termopol. empaquetados por compresión y ciclo largo

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
6.1	13,3	17,3	17,4	16
6.2	16,6	17,8	17,8	17,4
6.3	18,1	17,1	16,6	17,3
6.4	17,4	18,5	12	16
6.5	15,2	17	15,8	16
6.6	16,9	16,9	15,5	16,4
Media				**16,5**

Tabla 7 Polímeros fotopolimerizables

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
7.1	32,8	30	28,1	30,3
7.2	28,9	30	28,7	29,2
7.3	26,8	27,7	27,5	27,3
7.4	30,3	29,8	30	30
7.5	29,4	32,3	27,5	29,7
7.6	29,7	29,1	29,9	29,6
Media				**29,35**

Tabla 8 Polímeros termopol. con inyección continua y ciclo largo

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
8.1	20,2	18	20,8	19,7
8.2	19,5	18,2	20,1	19,3
8.3	18,6	19,8	18	18,8
8.4	18,5	20,1	22	20,2
8.5	21	20,5	20,2	20,6
8.6	18,7	18,6	19,8	19
Media				**19,6**

Tabla 9 Polímeros termopolimerizables con inyección simple y ciclo largo

Prob	Dur-1	Dur-2	Dur-3	Media
9.1	20,1	21,1	20,7	20,6
9.2	19,1	19,1	19,1	19,7
9.3	20,8	20,8	20,6	20
9.4	19	19	18,6	18,9
9.5	19,9	19,9	20,2	20,1
9.6	18,4	18,4	18,8	18,3
Media				**19,6**

El grupo que obtuvo mayores valores fue el de polímeros de inyección continua procesados mediante **microondas**, seguidos por los **fotopolimerizables.** Los restantes grupos se mantuvieron alrededor de las 20 unidades HRR, exceptuando los **autopolimerizables,** que consiguieron los valores más bajos con 10,3 unidades.

Análisis y tratamiento estadístico

El estudio estadístico se realizó sobre una muestra de 54 probetas, correspondientes a las 9 series de materiales o métodos de manipulación diferentes descritas anteriormente de 6 probetas cada una.

Con el fin de hacer el análisis estadístico de la forma más rigurosa posible, se hicieron cuatro apartados:

1. Un primer apartado de **estadística descriptiva de las nueve series:**

En la que se analizaron cada una de las series desde el punto de vista descriptivo para cada una de las variables, entresacando los datos de mayor interés, por ejemplo:

1. Media.
2. Desviación estándar.
3. Mediana.
4. Moda.
5. Rango.

2. En segundo lugar se realizó el **análisis de la varianza y el test de Duncan de las nueve series:**

Para la muestra de 54 probetas, se analiza en conjunto la varianza para cada una de las cuatro variables, estableciendo como hipótesis nula el que no haya diferencia entre cada una de las series. Dado que en todos los casos la varianza es inferior a 0,05, se rechaza la hipótesis nula, empleándose entonces el test de Duncan de rangos múltiples para establecer en cada una de las variables qué series son diferentes entre sí y cuáles son iguales.

El test de Duncan se empleó con un nivel de significación del 0,05.

3. **Análisis descriptivo por grupos:**

En tercer lugar se realizó un análisis descriptivo por grupos, en los que se compararon diez grupos establecidos por semejanza de material o de proceso de manipulación. La composición de los diez grupos fue la siguiente:

1. Polímeros termopolimerizables.
2. Polímeros autopolimerizables.
3. Polímeros fotopolimerizables.
4. Polímeros empaquetados por inyección simple.
5. Polímeros empaquetados por inyección continua.
6. Polímeros empaquetados por compresión.
7. Polímeros curados con ciclo corto.
8. Polímeros curados con ciclo largo.
9. Polímeros curados con calor húmedo.
10. Polímeros curados con calor por microondas.

En estos diez grupos se analizaron los mismos factores que en el primer apartado.

4. Comparaciones de los diferentes grupos mediante el **test de Wilcoxon.**

Por último, con los diez grupos establecidos se compararon entre sí dos a dos, estableciéndose siete compa-

raciones, consideradas como las más relevantes para este trabajo. Estas comparaciones fueron las siguientes:

1. Termopolimerizables frente a autopolimerizables.
2. Termopolimerizables frente a fotopolimerizables.
3. Autopolimerizables frente a fotopolimerizables.
4. Empaquetado por inyección frente a empaquetado por compresión.
5. Ciclo de polimerización corto frente a ciclo largo.
6. Curado por microondas frente a curado por calor húmedo.
7. Inyección simple frente a inyección continua.

Se decidió emplear un test no paramétrico, eligiéndose como más apropiado el test de Wilcoxon.

Comentario

La media obtenida en las nueve series fue de 21,26 kg/mm², con amplias variaciones entre las mismas, como lo demuestra una desviación estándar de 6,97, y una distribución no normal de los resultados, como lo demuestra la cifra de 0,0001 en el test de Kolmogorov-Smirnov.

Los valores más elevados corresponden a los polímeros curados mediante microondas (35,38 kg/mm²), mientras que los más bajos corresponden a los autopolimerizables (10,30 kg/mm²).

Los polímeros fotopolimerizables presentan un valor elevado (29,35 kg/mm²).

Los termopolimerizables empaquetados por compresión y con ciclo de polimerización largo presentan los segundos valores más bajos (16,51 kg/mm²).

En un grupo intermedio, y sin diferencias significativas entre ellos, se encuentran todos los polímeros termopolimerizables empaquetados por inyección, ya sea simple o continua, y los empaquetados por compresión y ciclo de polimerización corto.

En el análisis descriptivo por grupos **(fig. 4)**, sobresalieron los polímeros curados en **microondas** y los **fotopolimerizables**, junto con los **termopolimerizables de ciclo corto** y los **termopolimerizables de inyección**. Los valores más bajos se obtuvieron en los autopolimerizables.

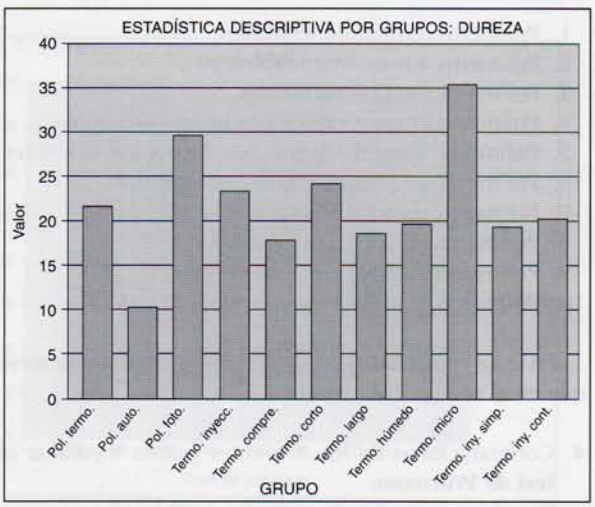

Fig. 4 Análisis descriptivo por grupos (se añade el grupo inyección como media de i. simple e i. continua).

En el análisis comparativo mediante el test de Wilcoxon nos encontramos con:

1. Unos resultados superiores para los polímeros termopolimerizables frente a los autopolimerizables **(fig. 5)**.
2. Superiores los empaquetados por inyección frente a los empaquetados por compresión.
3. Superiores los curados con ciclo corto respecto a los curados con ciclo largo.
4. Superiores los curados por microondas respecto a los curados por calor húmedo **(fig. 6)**.
5. Superiores los fotopolimerizables respecto a los termopolimerizables.
6. No hubo diferencias significativas entre los empaquetados por inyección simple frente a los empaquetados por inyección continua.

Cabría esperar que la dureza guardara relación con el límite de elasticidad; sin embargo, esta propiedad es com-

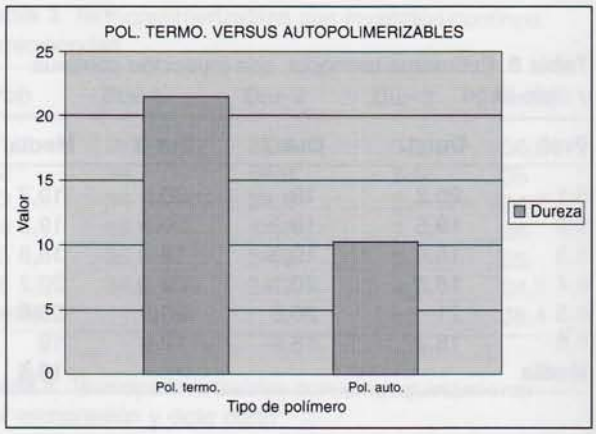

Fig. 5 Diferencias significativas en el test de Wilcoxon para un nivel de significación de 0,05.

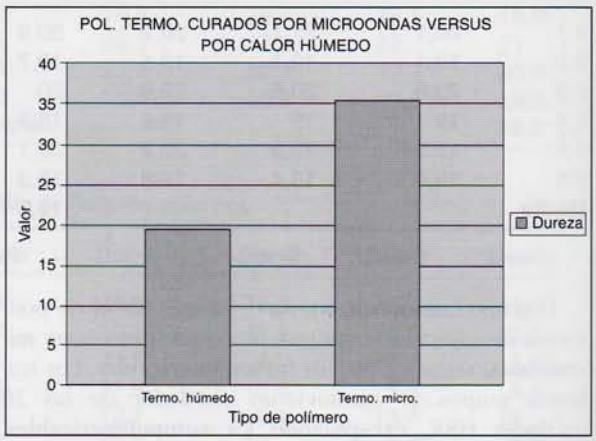

Fig. 6 Diferencias significativas en el test de Wilcoxon para un nivel de significación de 0,05.

pleja y no suele existir relación directa entre ambos parámetros. La única excepción es la comparación de materiales del mismo tipo[21].

En cuanto a los resultados obtenidos por otros autores, no existe gran cantidad de trabajos publicados al respecto, debido tal vez a la poca importancia que se da a este aspecto frente a la tensión flexural y el módulo de elasticidad, que se consideran aspectos mucho más relevantes.

Como sabemos, el ensayo de dureza no está incluido en la norma ISO 1567. Por tanto, la metodología seguida es personal, por lo que resulta difícil comparar los resultados.

Cabe citar un trabajo de Khan[22], en el que la microdureza se realizó con una máquina Micromet semiautomática, utilizando 20 gramos de carga. Los datos que obtuvo fueron los siguientes:

	Triad VLC	PMMA
Dureza (kg/mm²)	18,93	16,86

Los resultados que obtienen los autores no son comparables en cuanto a la dureza, dado que el sistema utilizado difiere del que se siguió en este trabajo.

En el trabajo realizado por Szabo[20], en el que se comparan la dureza del Lucitone 199 sin tratar con la del mismo material recubierto por un polímero fotopolimerizable, la dureza no refleja cambios entre los dos grupos. La indentación en 15 segundos con una carga de 300 gramos (durómetro de Wallace) fue de 250 y 247 $\times 10^{-4}$, respectivamente. El motivo de la no variación pensamos que se debe a la gran carga que se emplea, por lo que, al penetrar mucho, no influye en el tratamiento de superficie. De otra forma, la dureza debería elevarse, dado que los polímeros fotopolimerizables presentan unos valores mayores que los termopolimerizables.

La razón de que los polímeros curados por microondas den los mejores resultados tal vez radique en lo explicado por Koda[20], que explica que el monómero residual aparece en orden creciente según se trate de:

1. Curado por microondas.
2. Curado por calor húmedo.
3. Polímeros autopolimerizables.

Por tanto, en opinión de estos autores, éste debería ser el orden de mejores a peores propiedades físicas mecánicas, dado que el monómero residual está íntimamente ligado al empeoramiento de las mismas.

Sin embargo, según Phillips[7], las propiedades físicas de los polímeros curados por microondas en los estudios realizados hasta la fecha se consideran similares y el ajuste igual o superior.

En el trabajo de Khan[24], los resultados obtenidos para la resina Triad fueron de 16,9 ± 0,91 kg/mm² utilizando una carga de 20 gramos. Como en anteriores experimentos, habida cuenta de que el método ha sido diferente, los resultados no son comparables.

Con respecto a las diferencias existentes entre los polímeros curados por ciclo corto y los curados por ciclo largo, se pueden realizar ciclos ultracortos sin que por ello empeore la dureza. Así, en el trabajo de Ming[25], se explica la posibilidad de realizar un ciclo de polimerización corto a temperaturas elevadas sin que sufra la microdureza superficial ni aumente la porosidad. Ello se consigue con un ciclo de 10 minutos a 120 ºC y 6 atmósferas, y los resultados que se obtienen son satisfactorios porque el punto de ebullición del monómero a esta temperatura es de 168,9 ºC.

Según los resultados obtenidos, y coincidiendo con el estudio de Del Río[26], concluimos que todas las series analizadas presentan una dureza capaz de mantener la morfología y el pulido superficial prescritos en condiciones bucales, exceptuando en nuestra opinión a los polímeros autopolimerizables.

Conclusiones

Primera. La diferente composición química de los polímeros para bases protéticas modifica las propiedades de dureza de los mismos.

Segunda. Las propiedades fisicomecánicas de dureza de los polímeros utilizados como bases protéticas están influidas por la técnica de procesado empleada.

Tercera. Los polímeros autopolimerizables obtuvieron los valores más bajos de dureza, con 10,3 URB, por lo que no están indicados como materiales resistentes a la indentación.

Cuarta. El ciclo de curado (corto frente a largo) influye en los valores de dureza.

Quinta. Los polímeros termopolimerizables empaquetados por inyección se mostraron superiores en cuanto a dureza en relación con los empaquetados por compresión.

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

Séptima. El polímero curado por microondas destaca por su elevada dureza en relación con el resto de polímeros analizados.

Bibliografía

1. Kracijek, DD: The future of complete prosthodontics. J Proshe Dent 1977; 37:126-131.
2. Winberger, BW: An introduction to the history of dentistry. St. Louis: C.V. Mosby co, 1948.
3. Taylor, JA: History of dentistry. Philadelphia: Lea and Febiger, 1922.
4. Vernon HM: The newer denture bases with particular reference to copolymer resins. J Prosthe Dent 1952; 2:794-800.
5. Kydd W L and Wykhuis W A A: A modified epoxy resin as a denture base material. Dent Proce 1966; 17:217-222.
6. Stafford G D and Smith D C: Polycarbonates: A preliminary report an the use of polycarbonates as a denture base material: Dent Proce 1966; 17:217-222.
7. Phillips RW: La ciencia de los materiales dentales de Skinner. México D.F.: 9ª edi. Interamericana, 1993.
8. Ander P and Sonnessa J: Principios de química. Introducción a los conceptos teóricos. México: 1ª edi. Limusa, 1979.
9. Rosen SL: Fundamentals and principles of polymeric materials. New York: John Wiley and Sons, 1982.

10. Chang R: Química. Madrid: 4ª ed. McGraw Hill, 1997.
11. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION 1567: Dentistry-Denture base polymers. International Organization for Standardization, 1988.
12. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION 3336: Dentistry-Synthetic polymer teeth. The Organization, 1977.
13. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION 7491: Dental materials-Determination of colour stability of dental polymeric materials. International Organization for Standardization, 1985.
14. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION 8601: Data elements and interchange formats-information interchange-Representation of dates and times. International Organization for Standardization, 1988.
15. INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, SPECIFICATION ISO/TR 7405: Biological evaluation of dental materials. International Organization for Standardization, 1984.
16. American Dental Association: Guide to dental materials and devices. Chicago: 7ª ed., Am Dent Assoc, 1974-75.
17. American Dental Association: Revision of ANSI/ADA specification 15 for synthetic resin teeth, Chicago. Am Dent Assoc 1981: 6-10.
18. AENOR. UNE-EN-ISO 1567: Odontología-Polímeros para base de dentaduras (ISO 1567:1988). AENOR. Madrid. Julio 1995.
19. 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.
20. Szabo Gy, Stafford GD and Huggett R: Effect of an ultraviolet light-activated coating on the indentation resistance of some denture base polymers. Quintessence of Dental Technology Sep 1986; 10(8):523-527.
21. Craig RG, O'Brien WJ and Powers JM: Materiales dentales. Propiedades y manipulación. Madrid: 1ª ed. Mosby, 1996.
22. Khanz Z, von Fraunhofer JA and Razavi R: The staining characteristics, transverse strength and microhardeness of a visi-ble light-cured base material. J Prosth Dent 1987; 57 (3):384-386.
23. Koda T, Tsuchiya, H Yamauchi M et al: High-Performance liquid chromatographic stimation of eluates from denture base polymers. J Dent 1989;17 (2):84-89.
24. 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.
25. Ming XC, Changxi S and Wizhou H: Rapid-processing procedure for heat polymerization of polymethyl methacrylate in a pressure cooker with automatic controls. J Prosthet Dent 1996; 76:445-447.
26. Del Río J: Estudio experimental de las propiedades de los compuestos sintéticos orgánicos macromoleculares en prótesis estomatológica y sus modificaciones. Tesis doctoral. Madrid. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina. Escuela de Estomatología, 1985.