

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL**

EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE RESTAURACIONES  
PROVISIONALES REALIZADAS CON ACRÍLICO AUTOCURABLE Y  
RESTAURACIONES PROVISIONALES REALIZADAS CON RESINA BIS-  
ACRÍLICA.

## **TESIS**

QUE COMO PARTE DE LOS REQUISITOS PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:

ESPECIALIDAD EN REHABILITACIÓN BUCAL

PRESENTA:

C.D. LUIS SALVADOR MARTÍNEZ ESTRADA

DIRECTOR DE TESIS:

C.D.E.O.R. LUIS CARLOS PARÁS FERNÁNDEZ

ASESOR:

C.D.E.P.I.M.A.E. ROSA MARÍA SÁNCHEZ AYALA

C.U. QUERÉTARO, QRO. M AYO, 2019



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Rehabilitación Bucal

Evaluación de la resistencia a la fractura de restauraciones provisionales realizadas con acrílico autocurable y restauraciones provisionales realizadas con resina Bis-acrílica

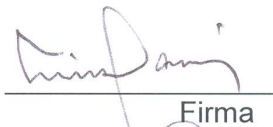
Opción de titulación  
**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de Especialidad en Rehabilitación Bucal

**Presenta:**  
C.D.Luis Salvador Martínez Estrada

Dirigido por:  
C.D.E.O.R Luis Carlos Parás Fernández

C.D.E.O.R. Luis Carlos Parás Fernández  
Presidente

  
Firma

C.D.E.P.I. Yazmín Morales Soto  
Secretario

  
Firma

C.D.E.P.I. Rosa María Sánchez Ayala  
Vocal

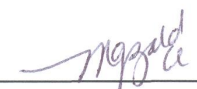
  
Firma

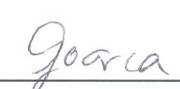
L.O.E.O.R. José Antonio Guerrero Guzmán  
Suplente

  
Firma

D.En C. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Suplente

  
Firma

  
Dra. Ma. Guadalupe Zaldivar Lelo de Larrea  
Director de la Facultad

  
Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña  
Director de Investigación y Posgrado

## RESUMEN

Las restauraciones dentales provisionales en Odontología son de vital importancia en la práctica prótesis diaria, siendo restauraciones que mantendrán la estética, función y estabilidad por un período de tiempo hasta que se coloque una prótesis definitiva. Las restauraciones dentales provisionales requieren cumplir con características terapéuticas específicas que permitan mantener los tejidos remanentes en óptimas condiciones, además de que nos permiten tener una visión anticipada de nuestro tratamiento definitivo propuesto, logrando evaluar las ventajas y/o desventajas de su realización. Entre algunas de las múltiples características que debe cumplir una restauración provisional encontramos la estabilidad dimensional, estabilidad en color, inocuidad, baja conductividad térmica, resistencia a la fractura, siendo esta última el objeto a analizar en este estudio. Tratando de cumplir con la mayoría de las propiedades deseadas en las restauraciones provisionales se han creado diversos materiales a lo largo de la historia. En la actualidad, los dos materiales más utilizados por el odontólogo en su práctica diaria son la resina acrílica autocurable y la resina bisacrílica. En este estudio experimental in vitro, se evalúa y se compara la resistencia a la fractura de la resina acrílica autocurable y la resina bis-acrílica, donde se confeccionaron 24 láminas de ambos materiales conforme a la especificación de la ADA (Asociación Dental Americana) número 12. Dichas muestras fueron sujetas a prueba en el laboratorio de investigación de la licenciatura y posgrado en Odontología de la Universidad Autónoma de Querétaro, haciendo uso de la máquina universal de pruebas, en donde fueron sometidas a pruebas de flexión en tres puntos, hasta llegar al punto de fractura (velocidad 5 mm/min). Los resultados previamente capturados en una base de datos de Microsoft Excel fueron analizados y graficados estadísticamente por el programa IBM SPSS Statistics, al tener variables cuantitativas se utilizó el test de Smirnov Kolmogorov el cuál determinó que se tienen variables paramétricas por lo cual fueron sometidos al análisis estadístico T de Student y ANNOVA y post-hoc de Tuckey.

(**Palabras clave:** Resistencia, provisional, acrílico, resina bis-acrílica).

## SUMMARY

Dental temporary restorations in dentistry are of vital importance in daily prosthetic practice, with restorations that will maintain aesthetics, function and stability for a period of time until a definitive prosthesis is placed. These require specific therapeutic characteristics in order to maintain remnant tissues in optimal conditions; besides they allow us to have an anticipated vision of our proposed definitive treatment, managing to weigh the advantages and/or disadvantages of its realization. Among some of the multiple characteristics that an interim restoration must fulfill are dimensional stability, color stability, innocuousness, low thermal conductivity, fracture resistance, the latter being the object to be analyzed in this study. Trying to fulfill most of the desired properties in temporary restorations, various materials have been created throughout history. At present, the two materials most used by the dentist in their daily practice are self-curing acrylic resin and bis-acrylic resin. In this in vitro experimental study, the fracture resistance of self-curing acrylic resin and bis-acrylic resin are evaluated and compared, where 24 sheets of both materials were fabricated according to the specification No. 12 of the American Dental Association (ADA). Samples were subjected to testing in the research laboratory of the department of undergraduate and postgraduate Dentistry in Universidad Autónoma de Querétaro. The samples were subjected to bending tests in three points using the universal testing machine, until to the point of fracture (speed 5 mm / min). The results previously captured in a Microsoft Excel database were analyzed and statistically graphed by the IBM SPSS Statistics program. By having quantitative variables, the Smirnov Kolmogorov test was used, which determined that there were parametric variables for which they were subjected to Student T test and ANNOVA and Tuckey post-hoc analysis.

**(Palabras clave:** Resistance, temporary, acrylic, bis-acrylic resin).



Dedico este trabajo a Dios que me ha dado la oportunidad de estudiar a lo largo de mi vida y que me permite concluir un posgrado, y a mis padres Salvador y Berenice que siempre me han apoyado, en lo académico, económico, en lo emocional y espiritual.

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a mi padre, Salvador Martínez Narváez, ya que de no tener su apoyo y ante la falta de financiamiento alguno, sin su aportación económica, nada de esto hubiera sido posible. Gracias por siempre estar para mi en todo momento, en toda situación y ante cualquier circunstancia por difícil que sea.

Gracias a todos mis maestros del Posgrado de Rehabilitación Bucal de la Universidad Autónoma de Querétaro, ya que sin su orientación, regaños y ánimos hubiera logrado concluir esta etapa de mi formación académica.

# ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN .....	9
1.1 Revisión de la literatura .....	10
1.2 Planteamiento del problema. ....	18
OBJETIVOS.....	19
2.1 Objetivo general. ....	20
2.2 Objetivos específicos.....	20
METODOLOGÍA .....	21
3.1 Sujeto experimental.....	22
3.2 Métodos.....	22
3.2.1 Diseño y confección de modelos maestros. ....	23
3.2.2 Preparación y obtención de las muestras.....	24
3.2.3 Obtención de las láminas o especímenes. ....	25
3.2.4 Acabado de las láminas o especímenes. ....	26
3.2.5 Marcado de las láminas o especímenes. ....	27
3.2.6 Medición de la resistencia a la fractura. ....	27
3.2.7 Recolección de los datos.....	28
3.3 Análisis estadístico. ....	29
RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	30
4.1 Resultados.....	31
4.2 Discusión.....	33
4.3 Conclusión.....	36
REFERENCIAS .....	37
APÉNDICE.....	41

## Tabla de gráficas

Tabla 1 Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  del acrílico autocurable y la resina Bis-acrítica .....31

GRAFICA 1. . Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  de los tres grupos de acrílico autocurable.....32

GRAFICA 2 Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  de los tres grupos de resina Bis-acrítica.....32

## **INTRODUCCIÓN**

## 1.1 Revisión de la literatura

El tratamiento con prótesis fija, ya sea de cobertura total o parcial, en dientes naturales o en aditamentos prótesicos sobre implantes comunmente depende de la fabricación indirecta de la prótesis definitiva en un laboratorio dental. Historicamente la necesidad de un tratamiento provisional ha sido primariamente derivado de este proceso metódico. La importancia del tratamiento provisional, sin embargo, va mucho más allá de la necesidad de este procedimiento y los requisitos para restauraciones provisionales satisfactorias solo difieren ligeramente de las del tratamiento definitivo (Luthardt et al., 2000).

Un tratamiento de prótesis fija biológicamente aceptable demanda que el diente preparado sea protegido y estabilizado con una restauración provisional que brinde la forma y función del tratamiento definitivo planeado (Fox et al., 1984). Las restauraciones provisionales contribuyen en el mantenimiento de la salud periodontal (Vahidi, 1987) y a promover la regeneración tisular guiada proveyendo una matriz que rodea los tejidos gingivales (Lowe, 1987). Todo esto es especialmente útil cuando el tratamiento involucra áreas altamente estéticas (Frederick, 1975).

Además de protección inmediata, funcional y valor estabilizador, las restauraciones provisionales son útiles con fines diagnósticos donde los parámetros funcionales, oclusales y estéticos son desarrollados para predecir un tratamiento óptimo antes de la culminación del tratamiento definitivo (Lowe, 1987).

Una restauración provisional proveerá un modelo que defina el contorno del diente, la estética, los contactos interproximales y la oclusión (Zinner et al., 1989) así como la evaluación de las consecuencias potenciales al alterar la dimensión vertical oclusal (Vahidi, 1987). El tratamiento provisional también puede proveer una herramienta importante para el manejo psicológico de pacientes donde exista un entendimiento mutuo del tratamiento que vendrá y la identificación de las limitaciones del tratamiento (Zinner et al., 1989).

El uso de una restauración provisional depende en buena manera del tiempo que transcurre entre la preparación dental al término de la restauración definitiva. El tratamiento provisional usualmente es bien tolerado cuando se requiere. Períodos más largos de tiempo pueden producir sensibilidad dentaria y un daño potencial a la pulpa (Christensen, 1997). Ocasionalmente, sin embargo, las restauraciones provisionales tienen que funcionar por intervalos extendidos de tiempo proveyendo protección y estabilidad a largo plazo mientras la rehabilitación definitiva es completada (Lui et al., 1986; Skurow y Nevins, 1988). Estos procedimientos a largo plazo pueden ser especialmente útiles mientras el estado de salud periodontal del diente pilar es evaluado (Vahidi, 1987). Los provisionales de largo plazo también permiten mejorar el acceso interproximal durante la terapia periodontal (Skurow y Nevins, 1988). El mantenimiento de provisionales a largo plazo es frecuentemente utilizado en procedimientos como los son alveoloplastías, aumentos de tejido, colocación de implantes dentales, terapia endodóntica y ortodóntica (Lui et al., 1986).

Puede llegar a ser desafiante para los clínicos el justificar el uso de tratamiento provisional por su naturaleza “temporal”, especialmente cuando el tiempo requerido para confeccionar una restauración provisional adecuada es igual al utilizado para la preparación dental y la toma de impresión (Amet y Phinney, 1995). Sin embargo, la exclusión de este paso esencial y la calidad de la restauración provisional puede ser la diferencia entre el tratamiento exitoso y el fracaso (Frederick, 1975; Kaiser y Cavazos, 1985).

Los términos provisional, intermedio o transicional han sido utilizados rutinariamente de manera intercambiable dentro de la literatura. El uso del término temporal, sin embargo, es controversial y es considerado por algunos como inapropiado, pues las restauraciones provisionales tienen diversas funciones y el término restauración “temporal” puede llegar a ser interpretado como de menor importancia y/o valor (Frederick, 1975; Zinner et al., 1989).

La restauración provisional debe ser igual que la restauración definitiva en todos los aspectos, excepto en el material del cual está confeccionada (Bral, 1989;

Higginbottom, 1995). El tratamiento provisional en algunos procedimientos como son carillas de porcelana o prostodoncia sobre implantes ocasionalmente puede ser innecesario (Feinman, 1989; Rada y Jankowski, 1991).

Una restauración provisional como prótesis dental fija o removible es diseñada para mejorar la estética, estabilización y/o función por un período limitado de tiempo, después del cual será remplazada por una prótesis dental definitiva, con frecuencia dichas prótesis provisionales son utilizadas para determinar la eficiencia terapéutica de un plan de tratamiento específico o la forma y función de las prótesis definitivas planeadas (Blarcom y Clifford, 2008).

Las resinas acrílicas autopolimerizables son frecuentemente utilizadas en prostodoncia para realizar restauraciones provisionales, muchas de las cuales se espera duren por un periodo de tiempo extendido. Las restauraciones provisionales pueden ser realizadas intraoralmente o por técnicas indirectas. La técnica indirecta tiene ventajas significativas, incluyendo una mejorada integridad marginal y prevención de daño pulpar causado por la polimerización exotérmica del acrílico (Donovan et al., 1985). Muchas técnicas para la polimerización de las resinas acrílicas han sido defendidas, incluyendo el procesamiento bajo la presión del agua para mejorar las propiedades físicas (Shillinburg, 1997).

EL uso de una restauración provisional es una fase muy importante en el tratamiento dental protésico de un paciente. El diente preparado debe ser restaurado de manera temporal mientras la prótesis final es fabricada, la prótesis provisional debe proveer una visión de la prótesis futura (Atkinson y Harcourt, 1958). La restauración provisional ideal debe cubrir y proteger el pilar dental preparado, mantener los contactos oclusales y proximales para así prevenir la sobreerupción o desplazamiento del diente, preservar la integridad marginal, proveer un contorno aceptable y mantener la estética. Estos objetivos dependen de forma importante de las propiedades físicas de las resinas incluyendo la contracción durante la polimerización, el desgaste a la resistencia, estabilidad en el color y fuerza. En aquellos provisionales de larga duración la fuerza es una propiedad crítica. Cuando las fuerzas masticatorias son aplicadas en una restauración provisional a largo plazo



es más probable que se fracture que una restauración a corto plazo, sino se elcciona un material con las propiedades físicas necesarias. La fractura de las restauraciones provisionales es molesta tanto para el paciente como para el clínico. Si la restauración es reparada es muy probable que se vuelva a fracturar en el futuro (Koumjian y Himmo, 1990).

La fuerza es un parámetro importante que describe la capacidad de un biomaterial para resistir la propagación de la fractura (Kovarik et al., 1991).

Actualmente no existe un solo material que de forma individual cumpla con todos los requerimientos óptimos para todos los casos (Kurtzman y Strassler 2006). Sin embargo existen materiales que han sido utiizados satisfactoriamente para la confección de provisionales como son las resinas de polimetil metacrilato [PMMA], resinas poli etil metacrilato [PEMA], resinas vinil etil metacrilato, butil metacrilato, matrices preformadas de plástico y celulosa, metales, materiales de policarbonato, resinas compuestas bisacrílicas, resinas compuestas bis-GMA, resinas uretano di metacrilato, etc (Shillinburg et al., 2008).

Los requerimientos de los materiales para la confección de restauraciones provisionales como lo son buena adaptación marginal, adecuada retención, dureza, fuerza y durabilidad, confort, estabilidad de color, oclusión fisiológica, baja conductividad térmica, ausencia de reacción de irritación a la pulpa dental y tejidos periodontales, facilidad de higiene, facilidad de contornear y facilidad de alterar y/o reparar son extremadamente importantes para el éxito o fracaso del tratamiento que vendrá (Vahidi, 1987).

Para otros, los tratamientos clínicos específicos tienen una variedad de requerimientos para los materiales utilizados, dichos requerimientos varían considerablemente. Por ejemplo, las restauraciones provisionales en el sector anterior tienen usualmente una demanda estética mayor que las restauraciones provisionales en regiones posteriores (Doray et al., 1997). Las prótesis provisionales de varias unidades requieren materiales provisionales y técnicas que brinden una mayor resistencia tensil que las utilizadas para restauraciones unitarias (Koumjian

y Himmo, 1990). Las restauraciones provisionales de largo plazo requieren materiales que sean más durables por su actividad de servicio más largo (Amet y Phinney, 1995).

El PMMA fue introducido en 1936 como un material curado por medio de un proceso con calor. Para los años 40`s se encontraba ya disponible metacrilato de curado a temperatura ambiente. Este material fue rápidamente aceptado en el campo de la Odontología como una resina autocurable y restaurativa (Jo et al., 2011).

La resina bisacrílica fue introducida con el objetivo de superar lo negativo del metacrilato (Kurtzman y Strassler, 2006). Las resinas bisacrílicas se encuentran disponibles como jeringas precargadas o cartuchos que se son mezclados a través de puntas automezcladoras las cuales proveen una mezcla consistente sin la incorporación de aire en la mezcla final (Nejatidanesh et al., 2009). La resina bisacrílica consiste en sustratos bi funcionales que proporcionan enlaces cruzados entre sí formando enlaces cruzados de cadenas monoméricas que aumentan de manera importante la fuerza y resistencia (Haselton et al., 2002). Las resinas bisacrílicas también contienen rellenos inorgánicos para aumentar su resistencia a la abrasión, tienen baja contracción durante la polimerización (Kurtzman y Strassler, 2006), baja reacción exotérmica, toxicidad tisular disminuída, buena resistencia y fuerza, sin embargo, estos materiales son costosos, frágiles, con menor capacidad de pulido y difíciles de reparar (Jo et al., 2011).

La literatura claramente favorece a la resina acrílica como el material de elección para restauraciones provisionales (Hazelton et al., 1995). La mayoría de las resinas utilizadas para restauraciones provisionales son frágiles (Gegauff y Wilkerson, 1995). Reparar y reemplazar restauraciones provisionales fracturadas es una preocupación tanto para el clínico como para el paciente por el costo adicional y el tiempo asociados con estas complicaciones (Hazelton et al., 1995).

El fracaso a menudo ocurre de manera espontánea y probablemente como el resultado de la propagación de una fractura ante un fallo en la superficie (Gegauff y Wilkerson, 1995). La fuerza y utilidad de cualquier resina acrílica, especialmente en

restauraciones intermedias de larga duración está determinada por la resistencia a la propagación de fracturas de los materiales (Gegauff y Pryor, 1987).

Se puede producir propagación de grietas y fallas de fractura con estos materiales debido a una fuerza transversal inadecuada, fuerza de impacto o resistencia a la fatiga (Amin, 1995). Las propiedades físicas de fuerza, densidad, y fuerza pueden predecir la longevidad de las restauraciones provisionales.

La odontología restauradora es la disciplina que se encarga de estudiar y aplicar de forma integrada el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de las patologías dentales, con el fin de restablecer y/o mantener la forma, función y estética del paciente (Conceicao, 2008). Para llevar a cabo esta labor restauradora se hace imprescindible el uso de materiales restauradores, también llamados biomateriales, que son aquellos materiales utilizados en relación a un medio biológico y que son empleados para devolver o cambiar un tejido deficiente, por medio de una restauración dentaria. Estos materiales pueden clasificarse en materiales de restauración directa y materiales de restauración indirecta (Macchi, 2003).

Vahidi et al. (1987) identificaron múltiples áreas de preocupación con las restauraciones provisionales, incluyendo estética, confort, habla y función, salud periodontal, relaciones maxilomandibulares y la continua evaluación de plan de tratamiento en prótesis fija. Un tratamiento de prótesis fija biológicamente aceptable demanda que el diente preparado sea protegido y estabilizado con una restauración provisional que se parezca en forma y función al tratamiento definitivo planeado.

Donovan et al. (1985) en estudios previos de las resinas utilizadas para restauraciones provisionales han evaluado el efecto de la polimerización en una olla de presión sobre la resistencia transversal y la resistencia a la propagación de grietas en relación con la resistencia a la fractura, ellos examinaron diversos métodos para mejorar la longevidad de las restauraciones utilizadas variando las técnicas de polimerización indirectas. Compararon la fuerza, porosidad y dureza del metil metacrilato bajo las siguientes condiciones de polimerización: en aire, debajo del agua, bajo presión de aire y bajo presión de aire debajo del agua. Ellos

encontraron que la polimerización en un recipiente a presión con aire y agua tenía gran influencia en el aumento de la fuerza y reduciendo la porosidad. No hubo diferencia en la dureza entre las cuatro condiciones en las que se evaluó.

Covey et al. (1992) encontraron que el tratamiento en horno a 120°C por 7 minutos podría incrementar significativamente la fuerza tensil para ambos materiales compuestos auto y fotopolimerizables.

Wang et al. (1989) y Osman YI y cols (1993) encontraron que el metil metacrilato utilizado como material para provisionales tenía una resistencia flexural mayor que la de los materiales de resina compuesta.

Young et al. (2001) compararon la resina bisacrílica y el PMMA en términos de oclusión, contorno, adaptación marginal y acabado. Tanto para dientes anteriores como para posteriores encontraron que la resina bisacrílica eran significativamente superior al PMMA en todas las categorías.

Singh et al. (2016) ante la confusión y la urgencia de determinar y predecir las posibles razones de tales discrepancias, un intento fue realizado para evaluar y comparar la resistencia flexural de los dos grandes grupos compuestos por el PMMA y la resina bisacrílica como materiales para coronas y puentes temporales.

Plant et al. (1974) encontraron que el aumento de la temperatura intrapulpar estaba asociado con la polimerización de los materiales de metil metacrilato pudiendo aumentar esta hasta cinco veces. La literatura indica que el polimetilmetacrilato es el material de elección cuando los provisionales son confeccionados por medio de técnicas indirectas (Kaiser y Cavazos, 1985; Capp, 1985).

Díaz-Arnold et al. (1999) de los materiales de resina que probaron, mostraron un descenso general en la dureza de aproximadamente 2 o 3 veces, a su vez Ireland et al. (1998) demostraron que la resina bisacrílica presentaba un mayor módulo de elasticidad flexural y valores en su módulo de ruptura en 24 horas, sin embargo, mostró un descenso importante en los valores a lo largo del tiempo.

Koumjian y Nimmo (1990) mostraron un descenso del 85% en la fuerza transversa después de reparar la resina bisacrílica. Ellos sugirieron que hay más ventajas en hacer un nuevo provisional con este material que en repararlo. Young y cols (2001) compararon la resina bisacrílica y el polimetil metacrilato en términos de oclusión, contorno, fidelidad marginal y acabado. Para dientes tanto anteriores como posteriores, ellos encontraron que la resina bisacrílica era significativamente superior al PMMA en todas las categorías.

Luthardt et al. (2000) compararon el rendimiento clínico del autopolimerizado, el polimerizado dual y el polimerizado de las resinas bisacrílicas. Ellos concluyeron que las resinas fotopolimerizables y de polimerizado dual no ofrecían los beneficios clínicos que ofrecían las resinas autopolimerizables. La reducida flexibilidad de los materiales parcialmente polimerizados dificultó su manejo, lo que provocaba complicaciones con la integridad de las restauraciones provisionales.

El uso de distintas opciones en la actualidad para la confección de restauraciones provisionales nos hace evaluar las propiedades de dichos materiales, propiedades que nos permitan determinar cuál es más conveniente en cada uno de los casos que se nos presenten en la práctica clínica. El desconocimiento de dichas características de los materiales nos puede llevar a la fallida resolución de los casos que se presenten, por ello el presente estudio pretende comparar que material entre el acrílico autocurable y la resina bisacrílica presenta una mejor resistencia a la fractura. Los resultados de este estudio beneficiarán al clínico reduciendo gastos y sobre todo tiempos en la confección y/o reparación de las restauraciones provisionales, además de permitir la resolución de casos con un fundamento científico, viéndose también beneficiado el paciente en el cual será utilizado el material más adecuado conforme a sus necesidades particulares.

## **1.2 Planteamiento del problema.**

La colocación de restauraciones provisionales es de vital importancia en la Odontología Restauradora pues evita el deterioro y/o sensibilidad de órganos dentales vitales, permite generar perfiles de emergencia así como evitar la pérdida de espacio. Existen diversos materiales para la confección de provisionales sin embargo poco se conoce si la resistencia a la fractura de un provisional realizado con acrílico autocurable es similar a la de un provisional realizado con resina bisacrílica.

## **OBJETIVOS**

## **2.1 Objetivo general.**

- Determinar la resistencia a la fractura de la resina acrílica autocurable y resina bis-acrílica utilizados para la confección de restauraciones provisionales.

## **2.2 Objetivos específicos.**

- Medir la resistencia a la fractura de la resina acrílica autocurable.
- Medir la resistencia a la fractura de la resina bis-acrílica.
- Comparar la resistencia a la fractura entre el acrílico autocurable y la resina bis-acrílica.



## **METODOLOGÍA**

### **3.1 Sujeto experimental.**

Se realizó una investigación experimental In Vitro en las instalaciones del laboratorio de investigación de Licenciatura y Posgrado de la Facultad de Medicina, de la Universidad Autónoma de Querétaro. El universo fue conformado por láminas de resina acrílica autocurable y resina bis-acrílica confeccionadas conforme la especificación número 12 de la ADA, teniendo un tamaño de muestra de 24 láminas en total, 12 láminas de resina acrílica autocurable y 12 láminas de resina bis-acrílica, materiales que son frecuentemente utilizados para la confección de restauraciones provisionales, de tres distintos calibres, 3, 2.5 y 2 mm; cuatro láminas de cada una. Dentro de los criterios de inclusión se encuentran láminas que cumplan con las medidas previamente establecidas (65x10 mm), con los tres distintos calibres. Dentro de los criterios de exclusión encontramos láminas que presenten burbujas, fisuras y/o defectos. Dentro de los criterios de eliminación encontramos láminas que se hayan deteriorado previo a las pruebas, láminas que durante el proceso de evaluación sufran inconvenientes que no permitan evaluar las variables de estudio.

### **3.2 Métodos.**

Durante la fase experimental de esta investigación se procuró que el medio de trabajo se encontrara en las condiciones de higiene lo más similares posible a las que se debería trabajar en la práctica clínica para la confección de restauraciones provisionales directas, con un entorno seguro para el operador, utilizando barreras de protección como lo son guantes, cubre bocas, bata y lentes de protección. Se realizó un protocolo estandarizado para la confección de las muestras a estudiar para así lograr obtener una investigación exitosa. Se siguieron una serie de pasos desde el diseño de los modelos, la obtención de los especímenes, así como las pruebas realizadas en el Laboratorio.

### 3.2.1 Diseño y confección de modelos maestros.

Con la ayuda de un diseñador industrial se realizó el diseño por computadora de los modelos maestros (Figura 1), con las medidas indicadas conforme a la especificación número 12 de la Asociación Dental Americana (ADA) 65x10x2.5 mm, aumentando como variables los grosores de 2 y 3 mm.

Una vez diseñados los modelos, se procedió a la impresión de los mismos en una impresora 3D (Figura 2), obteniendo así nuestros tres modelos a replicar (Figura 3).

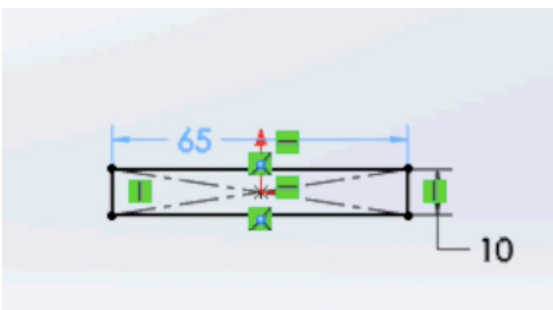


Fig 1



Fig 2



Fig 3

### 3.2.2 Preparación y obtención de las muestras.

Para la confección del molde que permitiera replicar los modelos maestros se utilizó un silicón para duplicado en laboratorio [Zhermack Elite Double 22] (Figura 4) en una mufla duplicadora (Figura 5). El molde utilizado para la confección de las láminas a estudiar presentó tres espacios con las dimensiones previamente establecidas, 65x10mm, con tres distintos calibres 3, 2.5 y 2 mm (Figura 6).



Fig 4



Fig 5



Fig 6

### 3.2.3 Obtención de las láminas o especímenes.

A partir del molde de silicón de laboratorio previamente fabricado se obtuvieron las láminas de los dos materiales a estudiar, acrílico autocurable y resina Bis-acrítica, se obtuvieron un total de 24 láminas preparadas con las medidas establecidas por la especificación número 12 de la ADA. 12 láminas de 65x10 mm de acrílico autocurable [MDC Dental, Nictone rápido autocurable 62] y 12 láminas de 65x10 de resina Bis-acrítica [3M, Protemp II]; materiales utilizados para la confección de restauraciones provisionales, de tres distintos calibres [3, 2.5 y 2 mm] (Figura 7).



Fig 7

Se prepararon 12 especímenes de resina acrílica autocurable y 12 especímenes de resina Bis-acrítica, ambas en forma de barras rectangulares con las medidas ya especificadas anteriormente. Previo al vaciado del material en los moldes se colocó vaselina con la ayuda de un cepillo para poder remover con facilidad las muestras obtenidas (Figura 8).



Fig 8

La resina acrílica autocurable se manipuló acorde a las instrucciones del fabricante utilizando un godete de plástico y una espátula metálica para mezclado. La mezcla se colocó en el molde fabricado para este fin y con una placa de vidrio se presionó herméticamente contra el molde para eliminar el exceso de material.

La resina Bis-acrítica fue mezclada con la pistola para este fin (Figura 9). La mezcla también se colocó en el molde fabricado para este fin y con una placa de vidrio se presionó herméticamente contra el molde para eliminar el exceso de material.



Fig 9

#### **3.2.4 Acabado de las láminas o especímenes.**

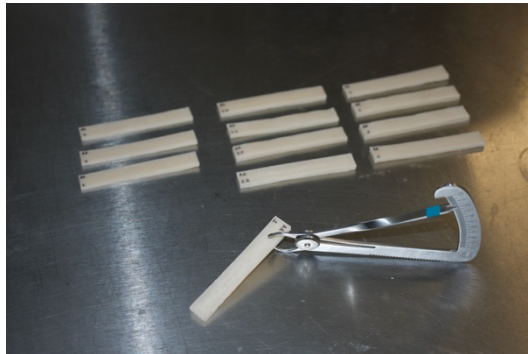
Los distintos materiales se dejaron reposar y se retiraron los especímenes obtenidos de los moldes, una vez obtenidos se verificaron los grosores con un calibrador (Figura 10), se eliminaron excedentes con fresones para acrílicos y se dió acabado con un kit de pulido para provisionales.



Fig 10

### **3.2.5 Marcado de las láminas o especímenes.**

Un total de 24 láminas fueron preparadas y obtenidas, cada una de ellas fue marcada de acuerdo al grupo al que pertenece, describiendo el tipo de material y sus características dimensionales. Durante el procedimiento se fueron marcando y desechando aquellos especímenes defectuosos. La marcación se realizó en uno de los extremos con un marcador permanente, esto para facilitar la recolección de las muestras rotas durante los procedimientos de experimentación (Figura 11).



*FIG. 11*

### **3.2.6 Medición de la resistencia a la fractura.**

Cada una de las láminas de los distintos materiales a evaluar y de los distintos grosores fueron colocados de manera individual en una base confeccionada conforme a las distancias y alturas definidas en la especificación número 12 de la ADA (Figura 12), para posteriormente ser evaluadas con la máquina de pruebas universales (Figura 13) en cuanto a su resistencia a la fractura, la cual será expresada en  $N/mm^2$ .



FIG. 12

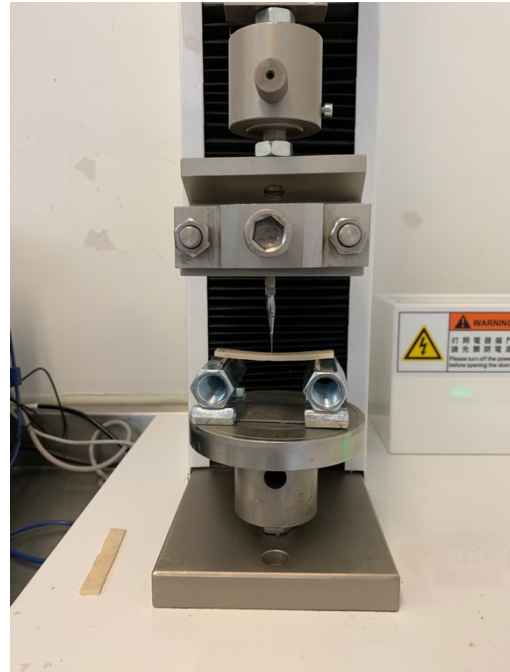


FIG. 13

### 3.2.7 Recolección de los datos.

Todos los resultados obtenidos por la máquina universal de pruebas se vaciaron en una tabla de Excel para poder así analizar y comparar la resistencia a la fractura entre los distintos especímenes.



### **3.3 Análisis estadístico.**

La información recolectada se ingresó a una base de datos elaborada en Excel y con campos de validación para evitar errores en el ingreso de los mismos. Para las variables, al ser cuantitativas se utilizaron promedio y desviación estándar. Los datos estadísticos fueron sometidos a la prueba estadística T de Student, posteriormente para comparar la resistencia a la fractura de ambos materiales sometidos a métodos de polimerización se utilizó la prueba ANOVA (paramétrica), para así determinar si existían o no diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de muestras analizados. Los resultados obtenidos se presentan en una tabla y dos gráficas. Un valor de  $p < 0.05$  fue considerado estadísticamente significativo.

## **RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

#### 4.1 Resultados.

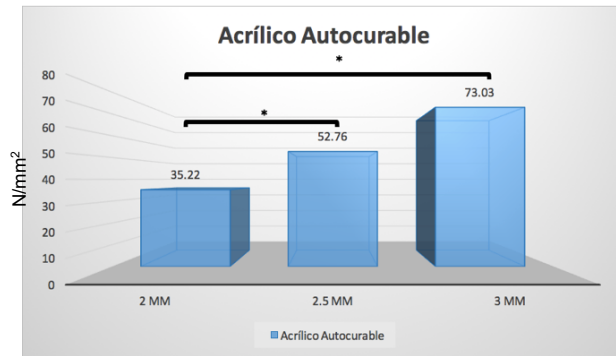
En la tabla 1 se compara la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  entre los grupos de los tres distintos grosores de acrílico autocurable, los grupos de los tres distintos grosores de resina Bis-acrítica y la comparación entre la resistencia a la fractura entre el acrílico autocurable y la resina Bis-acrítica del mismo calibre. Se puede observar que la comparación entre los tres distintos grosores de acrílico autocurable a la resistencia a la fractura es significativa, a diferencia de la resina Bis-acrítica donde solo es estadísticamente diferente en el grupo de 2 y 3 mm. La diferencia estadísticamente significativa entre los dos materiales solamente se observó en el grupo de 2.5 mm.

Tabla 1 Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  del acrílico autocurable y la resina Bis-acrítica

	2 mm (n=4)	2.5 mm (n=4)	3 mm (n=4)	Valor de P
	X± DE (Rango)			
Acrílico Autocurable.	35.22±5.50 (28.8-40.15)	52.76±10.30 (41.65-61.85)	73.03±4.84 (68.4-79.65)	0.0001*
Resina Bisacrítica.	47.57±11.29 (31.6-58.1)	83.82±13.94 (64.8-98.35)	109.01±31.96 (80.03-143.3)	0.0092*
Valor de P	0.0968	0.0116*	0.0829	

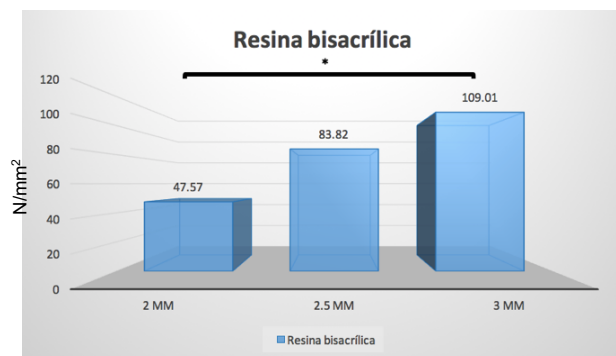
X:Promedio; DE: Desviación estándar. t de student; ANOVA y pos hoc de Tukey.

En el gráfico 1. que analiza al acrílico autocurable se puede observar el promedio de resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  entre los tres grupos de acrílico autocurable. Se observa que a pesar de que aparentemente los tres resultados son distintos, la significancia solamente se dio entre 2 mm y 2.5 mm, así como entre 2 mm y 3 mm. Aunque se observa una diferencia mayor entre los especímenes de 2.5 mm y 3 mm, la diferencia no es suficiente para que sea estadísticamente significativa



GRAFICA 1. . Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  de los tres grupos de acrílico autocurable.

En el gráfico 2 que analiza a la resina Bis-acrílica se puede observar el promedio de resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  entre los tres grupos de resina Bis-acrílica, se puede observar diferencia estadísticamente significativa solamente entre los especímenes del grupo de 2 mm respecto a los de 3 mm.



GRAFICA 2 Comparación de la resistencia a la fractura en  $N/mm^2$  de los tres grupos de resina Bis-acrílica.

## 4.2 Discusión.

En la actualidad y gracias a que cada día la Odontología toma mayor valor para las personas tanto por salud como por estética y función, la responsabilidad del Odontólogo ha crecido en sobremanera, haciendo que las empresas se encuentren en una constante batalla por tener “el mejor producto”, el que sea más natural, el que haga las cosas más sencillas para el clínico, el que cumpla o presente las mejores propiedades. Se ha logrado que como dentistas nos obliguemos a que nuestra práctica diaria y el éxito de esta sea fundamentada con Odontología basada en evidencia, dejando de lado aquellos años en que nuestra profesión era empírica.

Singh y Garg (2016) declaran que las restauraciones provisionales son una parte esencial durante los procedimientos protésicos, principalmente en prótesis fija. Es importante entender que aún en su carácter de “temporal” deben cumplir con diversas funciones independiente del tiempo que permanezcan en boca.

Tal y como lo mencionan Prasad et al (2012) las prótesis provisionales deben proteger a la pulpa de daño por estímulos físicos, químicos y/o térmicos, deben mantener y brindar estabilidad así como mantener la función oclusal, deben proveer fuerza, retención y estética al diente preparado.

En el presente estudio se decidió comparar la resistencia a la fractura de la resina acrílica autocurable y a la resina Bis-acrílica, puesto que son dos materiales que el clínico utiliza de manera cotidiana en su práctica diaria para la elaboración de prótesis provisionales en el consultorio. Como era de esperarse, en ambos materiales, a mayor grosor mayor resistencia a la fractura se mostró.

Donovan et al (1985) demostraron que utilizando acrílico autocurable para confeccionar prótesis provisionales con una técnica indirecta, al colocar los provisionales en una olla de presión la fuerza transversa aumentaba y la porosidad de veía disminuida, sin embargo, este estudio se realizó pensando en utilizar los

materiales en técnicas directas durante la consulta, por lo cual este resultado carece de relevancia al compararlo con nuestro estudio.

Naylor y Beatty (1992) consideraron al acrílico PMMA termocurable como el material ideal para confeccionar restauraciones provisionales, lo cual tiene bastante lógica pues se logran controlar factores de manera extraoral y/o indirecta que son imposibles de controlar en boca.

Roos, et al (2005) priorizan la resistencia a la fractura como una propiedad importante de los polímeros dentales bajo carga, aquellos materiales que utilizamos diario en la odontología y que serán sometidos a estrés constante. La resistencia a la fractura es considerado un parámetro apropiado para predecir el rendimiento clínico de los biomateriales dentales, Gegauff y Wilkerson (1995).

Drummond, et al (1998) demostraron como las prótesis provisionales pueden fallar debido a la propagación de fisuras que comienzan en la superficie de la restauración, dichos fallos son causados por defectos que pueden ser causados por la carga masticatoria y las condiciones del ambiente en la cavidad oral, la degradación de los materiales y sus rellenos, etc.

Ankita y Sandeep (2016) compararon algunas de las marcas más populares de polimetacrilato y de resina Bis-acrítica, a las 24 horas no observaron diferencias significativas en la resistencia a la fractura, obteniendo valores similares, sin embargo el mayor valor obtenido fue por parte de la resina Bis-acrítica Protemp de 3M, resultado que coincide con nuestro estudio en donde se observaron valores más altos en los tres grupos que se compararon al acrílico autocurable con la resina Bis-acrítica, sin llegar a ser diferencias con significancia.

Los resultados obtenidos por Osman YI et al. (1993) no mostraron diferencias significativas entre el metil metacrilato y la resina Bis-acrítica, lo cual también puede coincidir con nuestro estudio en donde solo se observa una diferencia estadísticamente significativa entre los especímenes del grupo de acrílico autocurable y los especímenes de resina Bis-acrítica de 2.5 mm de grosor.

Al igual que los resultados obtenidos en este estudio, Haselton et al. (2002) compararon polimetil metacrilato de autocurado y resinas Bis-acríticas demostrando que la mayoría de las resinas Bis-acríticas tenían mayor fuerza.

La pregunta que surge tras los resultados obtenidos en este estudio y equiparándolos a otros más, podría ser, ¿Qué hace más resistente a la resina Bis-acrítica, que al acrílico autocurable? Pues los resultados hacen esta diferencia evidente. En sus estudios, Atsuta (2008) declara que la resina Bis-acrítica puede llegar a ser más resistencia a la fractura debido a que contiene monómeros multifuncionales los cuales incrementan la fuerza debido a los enlaces cruzados.

Rawls (2003) por su parte confirma esta teoría al declarar que la configuración 3D de los polímeros de cadena cruzada forman estructuras rígidas que hacen que las resinas actúen como una unidad única, este fenómeno brinda fuerza y rigidez a las resinas Bis-acríticas.

Algunos autores como Kawahara (2004), Faltermeier (2007) y Leon (2008), demostraron que la resistencia a la fractura se ve disminuida al paso del tiempo debido a la absorción de agua por parte de ambos materiales, destacando que no existe una diferencia significativa en dichos resultados, sin embargo el exceso de agua durante la confección puede ser una razón para disminuir la resistencia a la fractura, debido a que promueve la descomposición de dichos compuestos causando una separación de la matriz de relleno.

Los resultados dan un cambio radical cuando es necesario realizar una reparación, dado que cuando se repara hay una diferencia muy significativa entre la resistencia a la fractura del acrílico autocurable y la resina Bis-acrítica. La mayor resistencia a la fractura tras una reparación se la lleva el acrílico autocurable mientras la menor resistencia a la fractura tras una reparación es por parte de las resinas Bis-acríticas. Incluso Koumjian y Nimmo (1990) demostraron un decremento en la fuerza transversa del 85% tras la reparación de las resinas Bis-acríticas.

### **4.3 Conclusión.**

La necesidad de lograr mejores tratamientos en menor tiempo ha hecho que día a día los Odontólogos que pretenden superarse, procuren encontrar las alternativas que hagan su consulta más eficiente. La confección de prótesis provisionales es algo de todos los días para aquel Odontólogo que practica la prótesis dental, es por ello que el simplificar la técnica para su confección en el consultorio es algo muy valorado.

A pesar de las limitaciones de este estudio, y ser realizado in vitro, pudiendo no lograr por completo las condiciones como las que existen in situ, los resultados de este estudio demuestran que la resina Bis-acrítica per se, es un material más resistente a la fractura con respecto al acrílico autocurable; materiales que son utilizados para la confección de prótesis provisionales en técnica directa.

Durante el proceso experimental pude constar que a pesar de que la resina Bis-acrítica viene en presentación de cartucho, dosificada, con puntas de automezclado; su manipulación es un tanto más estricta que la manipulación del acrílico autocurable y que como la literatura lo demuestra, si durante su manipulación, esta sufre de algún defecto, su reparación disminuye considerablemente sus valores en resistencia, por lo que es mejor optar por realizar un nuevo provisional, lo cual podría incrementar considerablemente los costos y tiempos.

El motivo de este estudio como su nombre lo indica, fue la comparación de la resistencia a la fractura entre dichos materiales y aunque se logra demostrar la diferencia a favor de la resina Bis-acrítica sobre el acrílico autocurable es siempre importante tomar en cuenta otros tantos factores para la selección del material según sea el caso.



## REFERENCIAS

Amet, E.M., y Phinney, T.L. 1995. Fixed provisional restorations for extended prosthodontic treatment. *J Oral Implantol.* 21:201-6.

Amin, A.E. 1995 The effect of poly-aramide fiber reinforcement on the transverse strength of a provisional crown and bridge resin. *Egypt Dent J.* 41:1299-304.

Atkinson, H.F., y Harcourt, J.K. 1958 The polymerization of self-curing acrylics under air pressure. *Aust Dent J* 3:183.

Blarcom, C. W., y Clifford, W. 2008. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 94(1), 31.

Bral, M. 1989. Periodontal considerations for provisional restorations. *Dent Clin North Am.* 33:457-77.

Capp, N.J., 1985. The diagnostic use of provisional restorations. *Restorative Dent.* 1:92-94-8.

Covey, D.A., Tahaney S.R., y Davenport, J.M. 1992. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *J Prosthet Dent.* 68: 458-61.

Christensen, G.J. 1997. Tooth preparation and pulp degeneration. *J Am Dent Assoc.* 128:353-4.

Diaz-Arnold, A.M., Dunne, J.T., y Jones, A.H. 1999. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent.* 82:525-8.

Donovan, T.E., Hurst, R.G., y Campagni, W.V. 1985. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J Prosthet Dent.* 54(4):522-4.

Doray, P.G., Wang, X., Powers, J.M., y Burgess, J.O. 1997. Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials. *J Prosthodont.* 6:183-8.

Feinman, R.A. 1989 Mandibular laminate provisionalization. *Quintessence Int.* 20:771-3.

Fox, C.W., Abrams, B.L., y Doukoudakis, A. 1984. Provisional restorations for altered occlusions. *J Prosthet Dent.* 52:567-72.

Frederick, D.R. 1975. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 34:520-6.

Gegauff, A.G., y Pryor, H.G. 1987. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 58:23-9.

Gegauff, A.G., y Wilkerson, J.J. 1995. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont*; 8:62-8.  
Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., y Vargas, M.A. 2002. Flexural strength of provisional crown and xed partial denture resins. *J Prosthet Dent*; 87:225-28.

Hazelton, L.R., Nicholls, J.I., Brudvik, J.S., y Daly, C.H. 1995. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*; 8:572-9.

Higginbottom, F.L. 1995. Quality provisional restorations: a must for successful restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent*;16:442-444-7.

Ireland, M.F., Dixon, D.L., Breeding, L.C., y Ramp, M.H. 1998. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent*;80:158-62.

Jo, L.J., Shenoy, K.K., y Shetty, S. 2011. Flexural strength and hardness of resins for interim xed partial dentures. *Indian Journal of Dental Research*; 22: 71-76.

Kaiser, D.A., y Cavazos, E. Jr. 1985. Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*;29:403-12.

Koumjian, J.H., y Nimmo, A. 1990. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J Prosthet Dent*; 64(6):654-7.

Kovarik, R.E., Ergle, J.W., Fairhurst, C.W. 1991. Effects of specimen geometry on the measurement of fracture toughness. *Dent Mater*; 7:166-9.

Kurtzman, G.M., y Strassler, H.E. 2006 Provisional xed restorations. *Dental Economics*; 3:1-12.

Lowe, R.A. 1987. The art and science of provisionalization. *Int J Periodontics Restorative Dent*; 7:64-73.

Lui, J.L., Setcos, J.C., y Phillips, R.W. 1986. Temporary restorations: a review. *Oper Dent*; 11:101-10.

Luthardt, R.G., Stossel, M., Hinz, M., y Vollandt, R. 2000. Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: a randomized clinical trial. *J Prosthet Dent*; 83:32-9.

Nejatidanesh, F., Momeni, G., y Savabi, O. 2009. Flexural strength of interim resin materials for xed prosthodontics. *J Prosthodont*; 18:507-11.

Osman, Y.I., Owen, C.P. 1993. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*; 70:94-96.

Plant, C.G., Jones, D.W., y Darvell, B.W. 1974. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J*; 137:233-8.

Rada, R.E., y Jankowski, B.J. 1991. Porcelain laminate veneer provisionalization using visible light-curing acrylic resin. *Quintessence Int*; 22:291.3.

Shillingburg, H.T., 1997. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3rd ed, Quintessence Pub. Co., Chicago; 225–256.

Shillingburg, H.T., Sather, D.A., Wilson, E.L., Cain, J.R., Mitchell, D.L., Blanco, L.J. 2008. Provisional Restorations. In: *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Chicago, USA: Quintessence Publishing Co Inc (4th Ed); 241-68.

Singh, A., y Garg, S. 2016. Comparative evaluation of flexural strength of provisional Crown and bridge materials- an invitro study. *J. Of Clinical and Diagnostic Research*; 73.

Skurow, H.M., y Nevins, M. 1988. The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. *Int J Periodontics Restorative Dent*;8:8-29.

Vahidi, F. 1987. The provisional restoracion. *Dent Clin North AM*; 31:363-81.

Wang, R.L., Moore, B.K., Goodacre, C.J., Swartz, M.L., y Andres, C.J. 1989. A comparison of resins for fabricating provisional xed restorations. *Int J Prosthodont*; 2:173-84.

Young, H.M., Smith, C.T., y Morton, D. 2001. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*; 85:129–32.

Zinner, I.D., Small, S.A., y Panno, F.V. 1989. Presurgical prosthetics and surgical templates. *Dent Clin North Am*; 33:619-33.

## **APÉNDICE**

## American Dental Association specification no. 12 for denture base resin: second revision

*Aubrey C. Swaney,\* A.B.; George C. Paffenbarger,\* D.D.S.;  
Harold J. Caul,\* B.S., and W. T. Sweeney,† A.B., Washington, D. C.*

For the past 15 years the polyesters of acrylic acid, substituted acrylic acids and copolymers of these resins with the vinyl esters have predominated in plastics used for denture bases. The most widely used of these resins is polymethyl methacrylate of both the heat-curing and the self-curing types. Because the important new self-curing resins have been introduced, the current American Dental Association Specification No. 12 for Denture Resin<sup>1</sup> has been changed to include this type of resin.

### PROPOSED CHANGES

The format of the Specification has been changed to conform more nearly to the standard outline of form for federal specifications.<sup>2</sup> The specific changes proposed in the revision arise largely from the need for clarifying and simplifying the tests, a need indicated by experience gained over the past 12 years during which this specification has been in effect. These changes, together with reasons for change, include the following:

I. *Dimensional Drawings of Apparatus and Specimens* • Detailed drawings of specimens and of apparatus and descriptions of the procedures presented will enable manufacturers to check their methods of routine production control against the standard procedures of the Specification.

II. *Mixing and Packing Characteristics (4.3.1)*<sup>3</sup>

A. *Mixing Temperature (4.3.1.1)* • The temperature of mixing the resin is specified at  $23^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $71.6^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .). At present, approximately 80 per cent of the directions for the certified resins<sup>4</sup> prescribe room temperature. Since room temperatures vary, a specific temperature is needed for testing purposes. This change will simplify the testing procedures by eliminating the time-consuming methods required to heat and hold the resins at the different mixing temperatures now proposed by some manufacturers. The data in Table 1 show that resins for which a higher mixing temperature is recommended do not have a

The publication of this revision was authorized by the National Bureau of Standards and the Council on Dental Research of the American Dental Association. The revision will be presented to the Board of Trustees of the American Dental Association at its February 1953 meeting; if passed, it will become effective July 1, 1953.

\*Research associate, American Dental Association, National Bureau of Standards.

†Physicist, Dental Research Section, National Bureau of Standards.

1. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base material, acrylic resin or mixtures of acrylic and other resins (effective January 1, 1942). J.A.D.A. 29:127 (Jan.) 1942.

2. Outline of form and instructions for the preparation of federal specifications (21 October 1947). Superintendent of Documents, U. S. Government Printing Office, Washington, D. C.

3. Numbers in parentheses refer to sections of the revised Specification. Figures numbered with Roman numerals appear in the revised Specification, those with Arabic numerals in the explanatory section.

4. American Dental Association Council on Dental Research. List of certified dental materials revised to March 1, 1951. J.A.D.A. 43:78 (July) 1951.

higher transverse strength than other resins mixed at room temperature; consequently, the resin should be designed to give a proper mix at room temperatures.

**B. Mixing Time (4.3.1.1)** • The time at which the resin dough is ready for packing is defined as that time when the resin separates cleanly from the walls of the mixing jar. Heretofore the rather vague term "suitable plasticity" was used to indicate the proper time to pack. Timing according to the new definition will prevent premature packing of the powder-liquid class resin and thus will eliminate one of the causes of porosity.<sup>5</sup>

**C. Packing Test (4.3.1.2)** • The packing test, a means of determining stiffness of the dough, is delayed 5 minutes after the proper packing time has been reached to assure that the resin remains plastic for 5 minutes. This delay will allow sufficient time to pack the flask properly. The brass die (Fig. 1) used for this test has been changed to a simpler form than that used previously. No. 69 drill is the correct size for holes 0.75 mm. (0.029 in.) in diameter. The resin is considered suitable for packing if it is intruded into at least two of the holes to a depth of not less than 0.5 mm. (0.02 in.) when under a 5,000 Gm. (11 pound) load. The air space between the bottom of the die and the surface on which it rests prevents an airlock during the test.

**III. Standard Processing Technic (4.3.2)** • A standard processing method for Type I, Class 1 and 2 resins is adopted to simplify and standardize dental technics. At present approximately 40 different recommended procedures or instructions for processing are given by the manufacturers for the various resins on the List of Certified Dental Materials.<sup>4</sup> Furthermore, many of these instructions are not stated clearly; and they are also unnecessarily complicated. Often several different procedures are suggested for the same brand of resin. In

**Table 1** • Transverse strength of denture resins\*

Brand	Temperature of mixing	Breaking load
	°F.	Gm.
A	130	6,000
B	72	6,300
C	130	6,400
D	99	6,600
E	72	7,000
F	122	6,600

\*Specimens cured according to manufacturer's directions and tested as specified in section 4.3.5 of the second revision of the specification herein printed.

some instructions even the use of a vulcanizer is suggested. The number and the frequent complexity of these technics are unwarranted.

**IV. Water Sorption and Solubility (4.3.3 and 4.3.4)** • The method of conditioning the specimens to constant weight is changed from drying in air at 75°C. (167°F.) to drying over a desiccant (anhydrous calcium sulfate) maintained at 37°C. (98.6°F.). This change is made because these resins in service are subjected primarily to mouth temperature, 37°C. (98.6°F.), and not to continued high temperatures such as 75°C. (167°F.). This is necessary also because the self-curing resins should not be subjected to the 75°C. environment on account of the possibility of polymerization beyond that encountered in the clinical use of the resin.

Since removal of water by a desiccant is slower than by heating, it was necessary to reduce the thickness of the water sorption and solubility specimen from 1.0 to 0.5 mm. in order to maintain the same testing time. When the thin specimens (0.5 mm.) were made in tin-foil-lined gypsum molds, they were usually wedge-shaped and consequently unsatisfactory. To produce specimens  $0.5 \pm 0.1$  mm. thick, the stainless steel mold shown

5. Sweeney, W. T.; Paffenbarger, George C., and Beall, John R. Acrylic resins for dentures. J.A.D.A. 29:7 (Jan.) 1942.

**Table 2 • Sorption and solubility tests on denture resins**

Resin	Specimen		Conditioning	Sorption	Solubility
	Thickness mm.	Mold		mg./cm. <sup>2</sup>	mg./cm. <sup>2</sup>
Heat-curing*	1.0†	Tin-foiled gypsum§	Air oven 75°C.	0.76	0.002
	0.5‡	Tin-foiled gypsum§	Desiccator 37°C.	0.65	0.010
	0.5‡	Steel die§	Desiccator 37°C.	0.62	0.008
Self-curing*	1.0†	Tin-foiled gypsum	Air oven 75°C.	0.72	0.041
	0.5‡	Steel die	Desiccator 37°C.	0.48	0.039

\*One package of one brand.  
 †Tested in accordance with current A.D.A. Specification No. 12.<sup>1</sup>  
 ‡Tested in accordance with Sections 4.3.3 and 4.3.4 of A.D.A. Specification No. 12, Second Revision as given in this report.  
 §Mixed and processed according to standard technic (4.3.2.).  
 ||Mixed and processed according to manufacturer's directions.

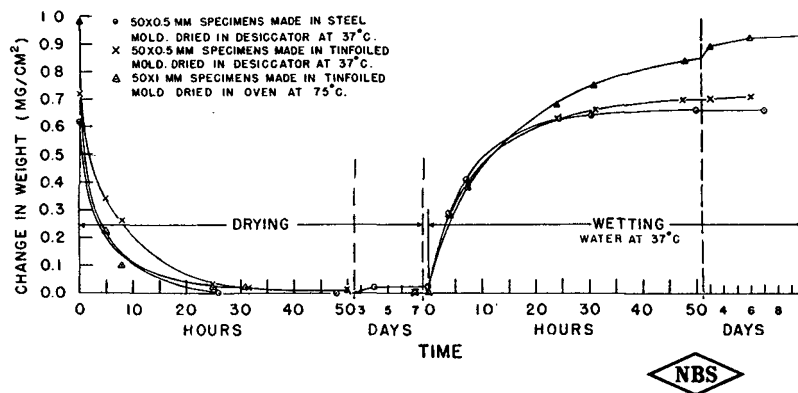
in Figure III was developed. This mold is designed so that the excess resin dough is expressed into the outside well or spillway and only a very thin flash of uniform thickness is attached to the specimen.

The data in Table 2 present a comparison of the results of water sorption and solubility tests for two sizes of specimens: (1) 1 mm. thick, formed in tin-foil-lined gypsum molds and conditioned in air at 75°C. (167°F.) and (2) 0.5 mm. thick, formed either in a stainless

steel mold or in a tin-foil-lined gypsum mold and conditioned at 37°C. (98.6° F.) over a desiccant (anhydrous calcium sulfate). No significant difference is shown in the results obtained on specimens prepared by the two methods listed for the 0.5 mm. specimens. The data obtained by the two different methods show that the thickness of the specimen and the method of conditioning do affect the values significantly.

Figure 1 shows the effect on the

**WEIGHT CHANGES OF THIN RESIN DISKS ON WETTING AND DRYING**



*Fig. 1 • Loss and gain of water with time in thin disks of heat-cured resins. Specimens had been stored in water before start of test at zero time*



specimens of wetting and drying. Before the test started, the specimens were stored in water. The 0.5 mm. thick specimens became saturated with water at 37°C. more rapidly than the 1.0 mm. thick specimens. At the end of 24 hours, the water sorption for the 0.5 mm. specimens was slightly less than for the 1 mm. specimens. At the end of 2 days, the 0.5 mm. specimens were saturated with water, while the 1 mm. specimens became saturated in 5 to 10 days.

The drying rates of the different specimens were similar. The time required to dry the 1 mm. thick specimens to constant weight over a desiccant (anhydrous calcium sulfate) at 37°C. (98.6° F.) was approximately 4 days. The drying rate of the 0.5 mm. thick specimens over the desiccant at 37°C. (98.6°F.) was practically the same as that for the 1 mm. specimens conditioned in air at 75°C. (167°F.). Each curve of Figure 1 is an average of at least four determinations.

V. *Transverse Test* (4.3.5) • Figure II shows the position of the specimen plate of resin in a flask (Buffalo No. 30 Ejector type) in detail because the thickness of the gypsum that surrounds the resin plate during processing affects the heat transfer to and from the plate and, therefore, may affect the properties of the resin. From this resin plate are machined the specimens used in the transverse test (Fig. IV). The necessity

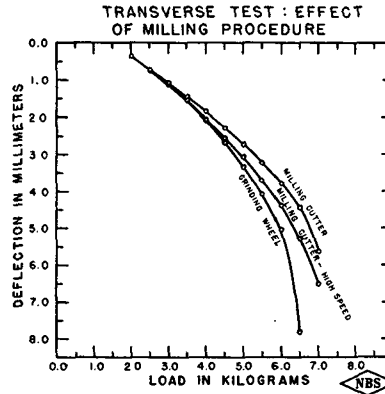


Fig. 2 • Effect of method of cutting specimens used in transverse test from plate (Fig. II) on strength and stiffness. Specimens conditioned in air at 37°C. (98.6°F.) and 32 per cent relative humidity and then tested in air

for a definite method of specimen preparation is illustrated by the data in Figure 2, which show the variation in values for transverse strength for three methods of cutting specimens.

The medium in which the specimen is flexed in the transverse test is changed from air at 37°C. (98.6°F.) to water at this same temperature because in service a denture is stressed in saliva and not in air. This change in test procedure is readily accomplished by placing the specimen (Fig. IV) during the test in a water bath at 37° ± 1°C. (98.6° ± 1.8°F.). Loads are applied by pouring

Table 3 • Effect of test media on transverse tests of denture resins\*

Specimens conditioned in water and tested in:	Deflection from 1,500 Gm. to						Breaking load		
	4,000 Gm.			6,000 Gm.			Min. Gm.	Max. Gm.	Avg. Gm.
	Min. mm.	Max. mm.	Avg. mm.	Min. mm.	Max. mm.	Avg. mm.			
Water	1.6	2.3	1.9	3.3†	5.5†	4.2†	5,400	8,000	6,400
Air	1.7	2.8	2.1	3.4	7.5	4.6	6,000	8,600	7,350

\*Data obtained on 36 different resins on List of Certified Dental Materials.<sup>4</sup>  
 †Seven resins broke at loads lower than 6,000 Gm. Data are derived from the remaining 29 resins.

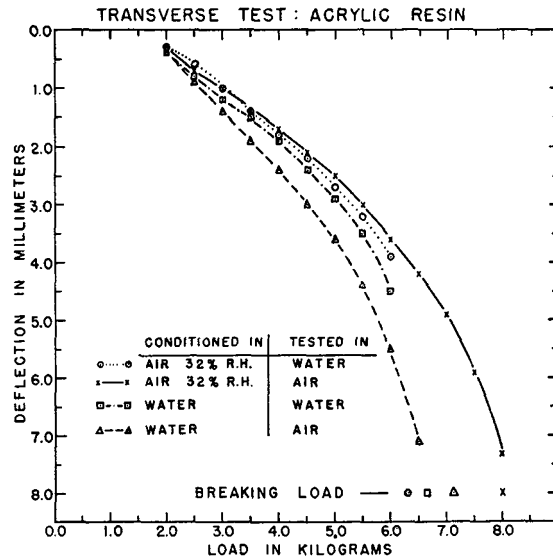


Fig. 3 • Average results in testing of one brand of resin conditioned for 3 days in water or in air and tested in water or in air

lead shot through a funnel mounted above the bucket.

Table 3 with data representing averages for 36 different resins shows the difference between testing in air and in water. The specimens tested in water have approximately 10 per cent lower breaking load and have less deflection than those tested in air. Therefore, the loads and deflections given in the current specification must be reduced if water is the medium in which the specimen is tested.

Figure 3 illustrates average results for one brand of resin conditioned for 3 days either in water or in air and tested in water or air. Fracture occurred at a lower stress and strain when the specimens were tested in water than when tested in air. This was true whether the conditioning treatment was wet or dry. Specimens conditioned and tested in air were stiffest and strongest. Specimens conditioned in air and stressed in water were the weakest. Specimens conditioned in water were not as stiff as those con-

ditioned in air. The data seemingly indicate that water absorbed during storage of the specimens acts as a plasticizer and reduces the stiffness of the resin without changing greatly the transverse strength.

Both the effect of conditioning specimens used in the transverse test and the effect of the media in which the specimens are stressed show the importance of having the laboratory tests simulate closely actual service conditions. The specimens dried in air and tested in air were the strongest and stiffest because water was almost entirely absent. The strength of specimens conditioned in air and tested in water was the lowest probably because of the extremely rapid sorption of water into the dry and, at the same time, severely strained specimen. The stiffness of these specimens was not greatly reduced below that of the air-dried, tested-in-air specimens possibly because the abnormal sorption of water does not occur during the strain caused by the early loading. The water-condi-

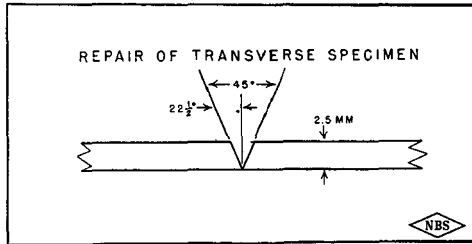


Fig. 4 • Ends of specimens (away from break) used in transverse test (Fig. IV) were notched as shown

tioned, tested-in-water specimens also had a low strength. The water-conditioned, tested-in-air specimens, which had the treatment prescribed in the current specification,<sup>1</sup> had high strength but low stiffness. A possible reason for this behavior is that the water-conditioned specimens have sufficient water present to reduce their stiffness. As these specimens were tested in air, no additional water could be sorbed during straining of the specimens; and consequently, they had a strength between that of the air-conditioned, tested-in-air specimens and water-conditioned, tested-in-water specimens.

VI. *Color Stability (4.3.6)* • The color stability test remains unchanged except that the thickness of the specimens is reduced from 1.0 to 0.5 mm. in order to use the same specimens as are used in the sorption and solubility tests. A drawing of the type of apparatus used in this test is shown in Figure V. The lamp is identical with that recommended by the American Society for Testing Materials.<sup>6</sup>

VII. *Repair* • No test for reparability was added in the revision. Several tests based on transverse strength and deflection were investigated. In one case specimens which had been fractured in the transverse test (4.3.5) were used. If the specimens did not fracture during

testing, they were sawed in two through the center. The ends of the specimens away from the break or cut were beveled  $22\frac{1}{2}$  degrees and placed in contact with one another, making a notch of 45 degrees at the junction (Fig. 4). This notch was packed with resin dough, and the repair was made in the conventional dental manner. In another instance a section approximately 6 mm. in width was removed from the center of the specimen plate (Fig. II), and the repair was made. The transverse test specimens were then machined from the plate and tested in water as directed in 4.3.5.

In no case were the repairs as strong as the original resin (Table 4). When the V-notch type of repair was used, as is commonly done in practice, the value for strength varied widely and was on the average 40 per cent lower than the strength of the original specimens. Consistent strength values for the repaired specimens were obtained on specimens machined from a repaired specimen plate. These data are given in Table 4 under the column labeled "repaired by section method." This method, however, does not simulate actual conditions of use. There were no significant differences among the resins as far as reparability was concerned. For these reasons it was decided not to incorporate a test for reparability in the revised Specification even though several suggestions to include one were received.

6. A.S.T.M. Standard D 795-49.

Table 4 • Transverse strength of repaired denture resins

Normal breaking load of unrepaired resin	Repaired by V-notch method (Fig. 4)	Repaired by section method
Gm.	Gm.	Gm.
Clear 6,300 ± 200	3,800 ± 600	5,300 ± 200
Pink 6,300 ± 200	3,600 ± 500	5,300 ± 200

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION NO. 12 FOR DENTURE BASE  
RESIN [ACRYLIC RESIN OR MIXTURES OF ACRYLIC AND OTHER RESINS]  
SECOND REVISION

1. SCOPE AND CLASSIFICATION

1.1 Scope. This specification is for denture base resin composed of any of the following types of resin: (1) polyesters of acrylic acid, (2) polyesters of substituted acrylic acids, (3) vinyl esters, (4) polystyrenes or (5) copolymers, or mixtures, of any of the foregoing resins.

1.2 Types and Classes. Denture base resin covered by this specification shall be of the following types, classes and colors as specified:

Type I. Heat-curing resins.

Class 1. Powder and liquid.

Color A. Pink

Color B. Clear

Class 2. Plastic cake  $5 \pm 3$  mm.  
( $0.20 \pm 0.12$  in.) thick.

Color A. Pink

Color B. Clear

Class 3. Precured blank.

Color A. Pink

Color B. Clear

Type II. Self-curing resins.

Class 1. Powder and liquid.

Color A. Pink

Color B. Clear

2. APPLICABLE SPECIFICATIONS

2.1 Specification. There are no other specifications applicable to this specification.

(Copies of American Dental Association specifications may be obtained free upon application to the American Dental Association Research Fellowship, National Bureau of Standards, Washington 25, D. C.)

3. REQUIREMENTS

3.1 Liquid. The liquid shall be water clear and free of deposits or sediment.

3.2 Powder. The powder, plastic cake

and precured blank shall be free of extraneous material such as dirt and lint.

3.3 Uncured Resin, Classes 1 and 2.

3.3.1 Class 1 resin when used as directed by the instructions accompanying the package (3.4.9) shall be considered ready for packing when the plasticity is such that the resin separates cleanly from the walls of the glass mixing jar (4.3.1.1). This condition shall be attained in 20 minutes or less from the start of the mixing. Five minutes later the resin when subjected to the test described in 4.3.1.2 shall be capable of being intruded into at least two holes of the die (Fig. I) to a depth of not less than 0.5 mm. (0.02 in.).

3.3.2 Class 2 resin when treated according to the manufacturer's instructions shall be capable of being intruded into at least two holes of the die (Fig. I) to a depth of not less than 0.5 mm. (0.02 in.).

3.4 Cured Resin.

3.4.1 Working Qualities. The resin when processed according to instructions furnished by the manufacturer (3.4.9) shall yield a satisfactory denture.

3.4.1.1 Glossy Surface. The resin shall have a glossy surface when cured in a gypsum mold lined with tin foil.

3.4.1.2 Polish. The resin shall present a smooth surface having a high gloss when polished by the conventional dental methods.

3.4.2 Color. The depth of color of the cured resin shall be as specified by the purchaser. The color shall be uniformly distributed or mottled. Clear resin shall be crystal clear.

3.4.3 Translucency. The specimen plate (Fig. II) formed as described in 4.3.5 shall be translucent.

3.4.4 Porosity. The specimen plate

(Fig. II) cut as described in 4.3.5 shall not show bubbles or voids.

3.4.5 Sorption. The increase in weight of the resin shall not be more than 0.7 mg. per square centimeter of surface after immersion in water for 24 hours at  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .) as described in 4.3.3.

3.4.6 Solubility. The loss in weight of the resin shall not be more than 0.04 mg. per square centimeter of surface when tested as directed in 4.3.4.

3.4.7 Transverse Deflection. The deflection of at least three of the five specimens prepared as outlined in 4.3.5 shall meet the following requirements when tested in water at  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .):

DEFLECTION LIMITS OF  
SPECIMENS IN TRANSVERSE  
TEST OF DENTURE RESINS

Deflection for loads* 1,500 Gm. (3.3 lb.) to			
Load	3,500 Gm. (7.7 lb.)	5,000 Gm. (11 lb.)	
	Maximum mm.	Minimum mm.	Maximum mm.
Type I	1.8 (0.071 in.)	2.0 (0.079 in.)	5.0 (0.197 in.)
Type II	2.5 (0.098 in.)	3.5 (0.139 in.)	6.5 (0.257 in.)

\*Deflections shall be measured from an initial load of 1,500 Gm. (3.3 lb.) to the load indicated.

3.4.8 Color Stability. The resin shall not show more than a slight change in color when tested as described in 4.3.6.

3.4.9 Manufacturer's Instructions. Instructions for storing and processing shall accompany each package. The instructions for Type I, Classes 1 and 2 resins shall include as applicable: powder-liquid ratio, temperature of flask when the resin is packed, time to bring to recommended curing temperature, time to hold at curing temperature, method of cooling flask and time to release flask.

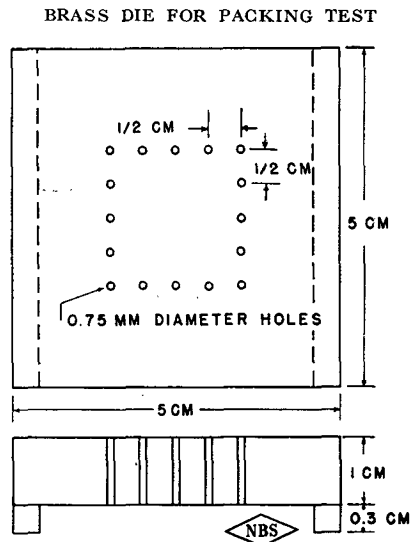


Fig. I • Brass die used in testing plasticity of uncured resin

The manufacturer's instructions shall conform to those specified in 4.3.2. In addition to the instructions given in 4.3.2,

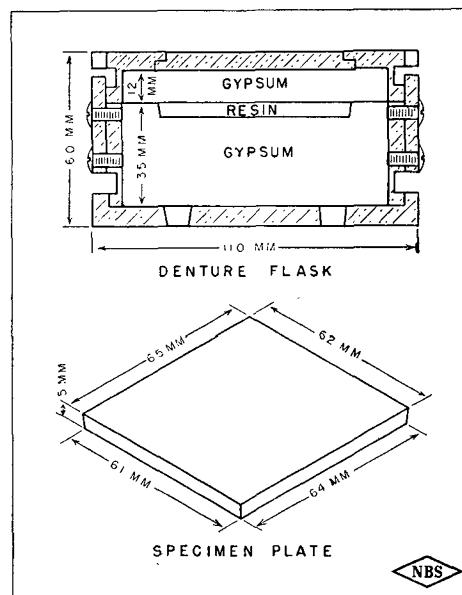


Fig. II • Position of specimen plate in flask

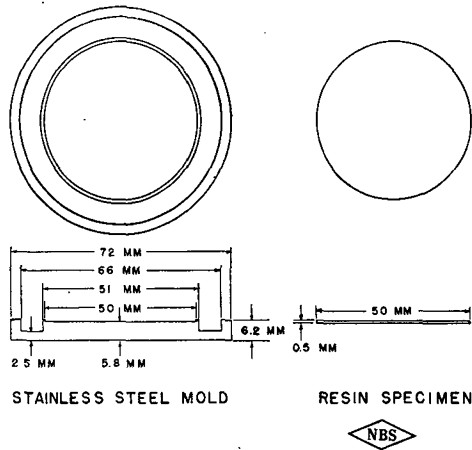


Fig. III • Stainless steel mold and specimen disk prepared for use in tests for sorption, solubility and color stability

the manufacturer may provide one alternate set of instructions. The manufacturer shall certify that the resin will meet the requirement of this specification when it is processed according to the alternate method as well as according to the prescribed methods. The instructions for Type I, Class 3 and Type II resins shall be those prescribed by the manufacturer. The manufacturer's instructions shall include also a method for using the resin as a repair material.

#### 4. SAMPLING, INSPECTION, AND TESTING PROCEDURES

4.1 Sampling. Sufficient resin to make not less than ten dentures (10 units) shall be procured at retail by a member of the American Dental Association. This sample shall be forwarded in the original unopened package or packages to the American Dental Association Research Fellowship, National Bureau of Standards, Washington 25, D. C.

4.2 Inspection. Visual inspection shall be used in determining compliance with the requirements outlined in 3.1; 3.2; 3.4.1.1; 3.4.1.2; 3.4.2; 3.4.3; 3.4.4; 3.4.8; 3.4.9; 5.1; and 5.2.

#### 4.3 Physical Tests.

##### 4.3.1 Mixing and Packing Characteristics.

4.3.1.1 Mixing. Class 1 resins shall be mixed as directed by the instructions accompanying the package except that the mixing temperature shall be  $23^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $73.4^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ ). Likewise Class 2 resins shall be brought to this temperature prior to testing. Class 1 resin shall be considered ready for packing when the plasticity is such that the resin separates cleanly from the walls of the glass mixing jar.

4.3.1.2 Packing Test. A 6 to 10 Gm. sample of Class 1 or 2 resin shall be placed on the perforated brass die (Fig. I) to a depth of approximately 5 mm. (0.2 in.). The die and specimen shall be transferred immediately to an air chamber in which all the equipment has been preheated to within  $\pm 5^{\circ}\text{C}$ . ( $\pm 9^{\circ}\text{F}$ ) of the packing temperature specified by the manufacturer's instructions (3.4.9). A glass plate approximately 5 mm. (0.2 in.) thick and 50 mm. (2.0 in.) square and a 5,000 Gm. (11 pound) weight shall be placed on the specimen immediately. A sheet of cellophane shall be used as a separator between the glass plate and the specimen. The packing test for Class 1 resins shall be started 5 minutes after the proper plasticity has been reached (3.3.1). Ten minutes later the die and specimen shall be removed from the air chamber and the resin stripped from the die. The depth of intrusion shall be measured with a steel scale and magnifying glass or with a dial gauge.

4.3.2 Preparation of Specimens of Cured Resin for Sorption, Solubility, Transverse and Color Stability Tests. Specimens of Type I, Classes 1 and 2 resin shall be processed in accordance with the following schedule: Ten minutes after the proper plasticity as specified in 4.3.1.2 has been reached, the flasked specimen (Fig. II), held in a flask clamp without springs, shall be submerged in

water at  $73^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $163.4^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .) for 8 hours or  $73^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $163.4^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .) for  $1\frac{1}{2}$  hours and then immersed in boiling water for  $\frac{1}{2}$  hour. When the heating schedule has been completed, the flask in the clamp shall be cooled in air at  $23^{\circ} \pm 10^{\circ}\text{C}$ . ( $73^{\circ} \pm 18^{\circ}\text{F}$ .) for 30 minutes and then immersed in water at  $23^{\circ} \pm 10^{\circ}\text{C}$ . ( $73^{\circ} \pm 18^{\circ}\text{F}$ .) for 15 minutes. For Type I, Class 3 and Type II resins the manufacturer's instructions shall be followed.

4.3.3 Sorption. The water sorption test shall be made in duplicate on disks  $50 \pm 1$  mm. ( $1.97 \pm 0.04$  in.) in diameter and  $0.5 \pm 0.1$  mm. ( $0.02 \pm 0.004$  in.) thick (Fig. III). These specimens shall be made in a stainless steel die (Fig. III): The die shall be mounted with gypsum in the flask in the same relative position as the specimen plate in Figure II. The gypsum in the shallow half of the flask shall be poured against

a glass plate to obtain a smooth plane surface. Trial packing shall be conducted with moist cellophane used as a separator. Before final closure of the flask a sheet of tin foil shall be substituted for the cellophane. All surfaces of the disk shall be smooth, and the top and bottom shall be flat. The disks shall be dried in a desiccator containing anhydrous calcium sulfate ( $\text{CaSO}_4$ ) at  $37^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 3.6^{\circ}\text{F}$ .) for 24 hours, removed to a similar desiccator at room temperature for 1 hour, then weighed with a precision of 0.2 mg. This cycle shall be repeated until constant weight is attained, that is, until the weight loss of each disk is not more than 0.5 mg. in any 24 hour period.

The disks shall then be immersed in distilled water at  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .) for 24 hours, after which time the disks shall be removed from the water with tweezers, wiped for 30 seconds with a clean, dry hand towel, waved in

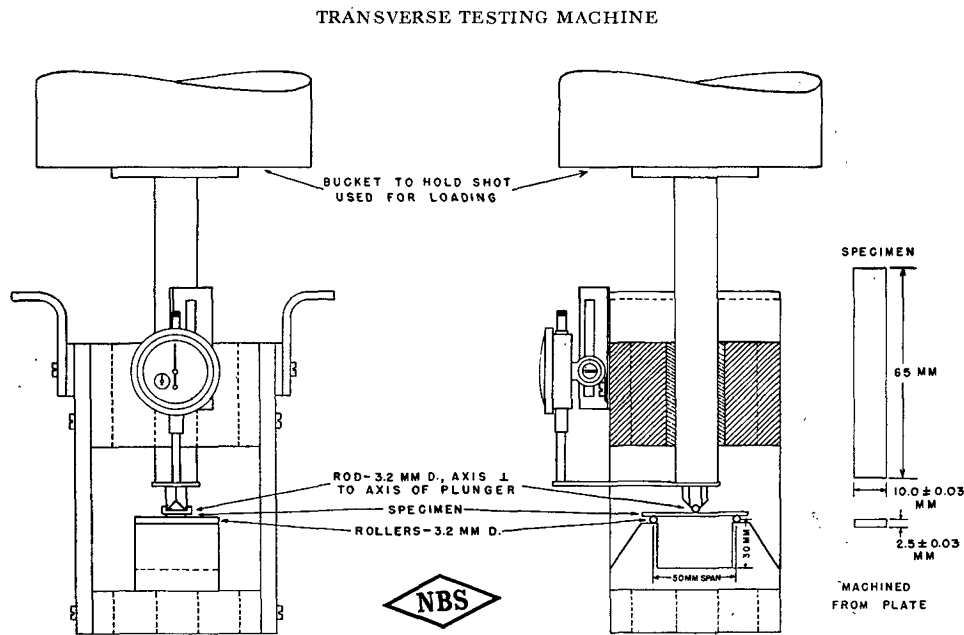


Fig. IV • Apparatus and specimen used in transverse test. Lower section of apparatus is submerged in water at  $37^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ}\text{F}$ .) to cover specimen



the air for 15 seconds and weighed 1 minute after removal from the water.

The value for water sorption shall be calculated as follows for each disk:

$$\frac{\text{weight after immersion} - \text{conditioned weight (mg.)}}{\text{surface area (sq. cm.)}} = \text{sorption (mg. per sq. cm.)}$$

The average of the determined values for the two disks shall be recorded to the nearest 0.01 mg. per square centimeter. The final value (average of two determinations) shall be rounded to the nearest 0.1 mg. per square centimeter. When the final value falls midway between two numbers, the even number shall be recorded.

4.3.4 Solubility. After the final weighing (4.3.3), the disks shall be reconditioned to constant weight in the desiccator at  $37^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 3.6^{\circ}\text{F}$ .) as was done in 4.3.3. The soluble matter lost during immersion shall be determined to the nearest 0.01 mg. per square centimeter as follows for each disk:

$$\frac{\text{conditioned weight (mg.) (4.3.3)} - \text{reconditioned weight (mg.) (4.3.4)}}{\text{surface area (sq. cm.)}} = \text{solubility (mg. per sq. cm.)}$$

The final value (average of two determinations) shall be rounded to the nearest 0.01 mg. per square centimeter. When the final value falls midway between two numbers, the even number shall be recorded.

4.3.5 Transverse Deflection Tests. A plate of resin shall be processed in a gypsum mold lined with tin foil (Fig. II). Specimens for the transverse test shall be machined from this plate to the dimensions shown in Figure IV.

The plate (Fig. II) shall be sawed lengthwise into five equal strips with a band saw operated at a speed of approxi-

mately 100 meters per minute (328 feet per minute). For Type II resins the plate shall be at least 2 days old prior to sawing. The strips may then be sanded slightly

on the molded surfaces, if necessary, to remove imperfections. All subsequent milling operations shall be with a 25 mm. (1 in.) diameter flycutter, operating at a spindle speed of approximately 1,800 revolutions per minute and at a table feed of about 15 cm. per minute (6 in. per minute). Rough cuts shall be approximately 0.08 mm. (0.003 in.) deep, and finish cuts shall be 0.03 mm. (0.001 in.) deep. The strips shall be mounted side by side in a vise and the edges machined parallel in order to remove all band saw marks. The strips at this point shall be over-size in width. One or more strips shall be mounted in a vise and the faces milled to the required thickness [ $2.50 \pm$

$0.03$  mm. ( $0.0984 \pm 0.0012$  in.)]. All five strips shall then be clamped face to face in a vise and the edges milled to the required width [ $10.00 \pm 0.03$  mm. ( $0.3937 \pm 0.0012$  in.)].

The specimens shall be stored in distilled water at  $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . ( $98.6^{\circ} \pm 1.8^{\circ}\text{F}$ .) for 2 days immediately before testing. The specimen shall be mounted in an appropriate instrument, such as is shown in Figure IV. An initial load, consisting of the free-moving parts of the apparatus (Fig. IV) plus sufficient lead shot to make a load of 1,500 Gm. (3.3 pounds), shall be placed on the specimen.



Each 500 Gm. increment of shot shall be added at a uniform rate during the last 30 seconds of each minute. The following schedule shall be used in applying the loads and in making the observations:

SCHEDULE OF LOADING AND READING

Time		Load	Dial reading*
min.	sec.	Gm.	mm.
0	00	1,500	A
0	30	1,500	
1	00	2,000	
1	30	2,000	B
2	00	2,500	
2	30	2,500	
3	00	3,000	C
3	30	3,000	
4	00	3,500	
4	30	3,500	B
5	00	4,000	
5	30	4,000	
6	00	4,500	C
6	30	4,500	
7	00	5,000	
7	30	5,000	

Deflection at 3,500 Gm. = B - A  
 Deflection at 5,000 Gm. = C - A

\*Readings shall be made to the nearest 0.01 mm.

The differences between the deflections at the initial load and at specified loads shall be taken as the deflections of the specimen. The recorded deflections shall be reported to the nearest 0.1 mm. When the determined number falls midway between two numbers, the even number shall be recorded.

4.3.6 Color Stability. One of the disks used in 4.3.3 and 4.3.4 shall be exposed to the radiation of a lamp (Fig. V) with an S-1 bulb which has been in use not less than 50 nor more than 400 hours. The light source shall be a combination tungsten filament mercury-arc enclosed in Corex D or other glass which has a low transmission below 2,800 Å. The lamp shall be rated at 400 watts. The specimen shall be carried on an aluminum disk which shall be centered under the S-1

bulb and which shall rest on a phonograph turntable, operated at 33 revolutions per minute. The specimen shall be held by screws approximately 5 mm. (0.2 in.) above the disk and 12.7 cm. (5 in.) from the center and shall be maintained between 60 and 65°C. (140 and 149°F.). The plane of the top surface of the specimen shall be 17.8 cm. (7 in.) from the bottom of the S-1 bulb. After exposure for 24 hours, the specimen, compared with an unexposed duplicate specimen, shall not show more than a slight change in color (perceptible with difficulty). The comparison shall be made by visual inspection in daylight.

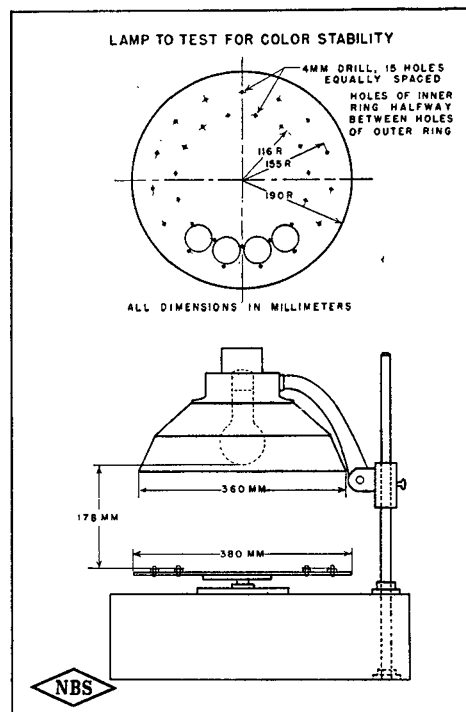


Fig. V • Lamp used in test for color stability of resins

## 5. PREPARATION FOR DELIVERY

5.1 Packaging. The material shall be supplied in properly capped glass containers or in aluminum envelopes.

## 5.2 Marking.

5.2.1 Lot Numbers. Each container of material shall be marked with a serial number or a combination of letters and numbers which shall refer to the manufacturer's records for that particular lot or batch.

5.2.2 Date of Manufacture. The date of manufacture (year and month) shall be given on the container either as a

separate item or as a part of the lot number (5.2.1).

5.2.3 Net Weight and Volume. The minimum net weight in grams of powder and the minimum net volume in milliliters of liquid shall be given in legible type on the container. When the term "unit" is used as a designation, it shall represent not less than 21 grams of powder and a sufficient volume of liquid to combine with the powder.

*The Convention's Contribution to Progress • Conventions portray their innate possibilities for progress. They evidence the slow, constant growth, development and fruition of the individual and, consequently, the profession. These meetings are giant crucibles in which the elements of our profession from all points of the compass are subject to the fire of close scrutiny. Ideas take shape, individuals grow, together they are the crystallized essence of progress. Nor is progress necessarily confined to developing new ideas and technics. They are but the products of an individual's efforts. Just as every crystalline substance has a characteristic structure, so does the individual. "Conventions—What For?" St. Louis Dental Society Bulletin 23:92 September, 1952.*