



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS MÉDICAS,
ODONTOLÓGICAS Y DE LA SALUD
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**EFFECTO DE MONÓMEROS BI, TRI Y PENTAFUNCIONALES EN LA
FUERZA DE UNIÓN ENTRE DIENTES DE ACRÍLICO Y BASE ACRÍLICA DE
DENTADURA**

T E S I S

Que para optar por el grado académico de:
MAESTRA EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS
BÁSICAS

P R E S E N T A :

C.D. Esp. Haidé Reséndiz Melgar

Tutor:

Dr. Federico H. Barceló Santana
División de Estudios de Posgrado e Investigación
Facultad de Odontología

México D.F., Noviembre de 2013



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A la **Universidad Nacional Autónoma de México** por darme la oportunidad de continuar mi formación profesional.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (**CONACYT**) por el apoyo económico para la realización de mis estudios.

Al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (**PAPIIT-IN119411**).

A **New Dental de México** S.A de C.V. por los materiales proporcionados, en especial a la **Dra. Lia Yuliana Leño A.** Gerente Regional.

Al **Dr. Federico Humberto Barceló** y al **Dr. Carlos Álvarez Gayosso** por la dirección del trabajo de tesis, su paciencia, apoyo y tiempo incondicional.

A los **profesores del programa de Maestría en Ciencias Odontológicas Básicas** por los conocimientos y dedicación.

Al **Mtro. Jorge Guerrero** por la ayuda prestada en la realización de pruebas mecánicas.

Al **Mtro. Rubén Bernal Arciniega** por su asesoría técnica para la elaboración de muestras.

Al personal que forma parte del **Programa de Maestría y Doctorado en Ciencias Médicas Odontológicas y de La Salud** por su amable atención.

Al **Lic. Francisco Soto Beltrán** y a **Laura** por ayudarme a la realización de los trámites de mi especialización.

Índice

Resumen	1
Abstract.....	2
Introducción	3
Antecedentes.....	4
Generalidades	7
Monómeros.....	7
Dimetacrilato de uretano.....	9
Trimetacrilato de trimetilolpropano.....	10
Penta/hexa acrilato de dipentaeritritol.....	11
Metiletilcetona.....	12
Vitacoll	13
Poli (meta acrilato de metilo)	14
Resina para base de dentadura.....	15
Dientes artificiales.....	16
Justificación	17
Planteamiento del problema	19
Objetivo general.....	20
Objetivos específicos.....	20
Hipótesis.....	22
Ubicación espacio temporal	22
Definición operacional de variables.....	24
Materiales	26
Metodología	29
Primera etapa	29
Elaboración de los adhesivos experimentales	29
Selección de las relaciones monómero-disolvente	29

Tamaño de muestra y grupos experimentales.....	30
Tamaño de muestra y grupos experimentales de la primera etapa .	30
Segunda etapa	32
Elección de los adhesivos experimentales.....	32
Tamaño de muestra y grupos experimentales de la segunda etapa	33
Métodos de recolección de información.....	35
Preparación de las muestras	35
Cálculo del esfuerzo de unión entre diente y base acrílica	40
Evaluación de la fuerza de unión entre dientes artificiales y base acrílica de los adhesivos experimentales.....	42
Determinación de propiedades físicas de los adhesivos experimentales	42
Manejo estadístico de los resultados	47
Resultados	48
Primera etapa	48
Mezclas monómero-disolvente.....	48
Selección de adhesivos experimentales	51
Segunda etapa	51
Evaluación de la fuerza de unión entre dientes artificiales y base acrílica de los adhesivos experimentales.....	51
Determinación de propiedades físicas de los adhesivos experimentales.....	61
Discusión	65
Conclusiones	72
Referencias	74
Anexo 1a. Hoja de Datos de Seguridad de UDMA.....	84
Anexo 1b. Hoja de Datos de Seguridad de TMPTMA	88
Anexo 1c. Hoja de Datos de Seguridad de DPHA.....	93
Anexo 1d. Hoja de Datos de Seguridad de butanona	97
Anexo 2. Hoja de datos de seguridad de Vitacoll	103
Anexo 3. ISO 3336	109

Figuras

Figura 1. Grupos polimerizables.....	7
Figura 2. Fórmula desarrollada del UDMA.....	9
Figura 3. Fórmula desarrollada del TMPTMA.....	10
Figura 4. Fórmula desarrollada del DPHA.....	11
Figura 5. Fórmula desarrollada de la Butanona	12
Figura 6. Adhesivo comercial Vitacoll®.....	13
Figura 7. Fórmula de la unidad estructural del PMMA	14
Figura 8. Prótesis dental	15
Figura 9. Tablilla de dientes artificiales	16
Figura 10. Grupos experimentales de la primera etapa.	31
Figura 11. Grupos experimentales de la segunda etapa.....	34
Figura 12. Elaboración de muestras.....	35
Figura 13. Colocación de dientes en el molde.....	36
Figura 14. Colocación del adhesivo.	37
Figura 15. Prueba mecánica de tracción	39
Figura 16. Obtención de áreas de los dientes de acrílico.....	41
Figura 17. Viscosimetría.....	44
Figura 18. Fluidez.....	45
Figura 19. Medición del ángulo de contacto Θ	46
Figura 20. Espesor de película.....	46
Figura 21. Molde para el ensayo de unión.	110
Figura 22. Aparato y molde para el ensayo de unión.....	111

Cuadros y Tablas

Cuadro 1. Variables dependientes	24
Cuadro 2. Variables independientes	25
Cuadro 3. Determinación de la concentración monómero-disolvente	32
Cuadro 4. Agentes adhesivos	33
Tabla 1. Mezclas para monómero UDMA	48
Tabla 2. Mezclas para monómero TMPTMA	48
Tabla 3. Mezclas para monómero DPHA	49
Tabla 4. Pruebas mecánicas de los adhesivos formulados con UDMA.	49
Tabla 5. Pruebas mecánicas de los adhesivos formulados con TMPTMA.....	50
Tabla 6. Pruebas mecánicas de los adhesivos formulados con DPHA.....	50
Tabla 7. Prototipos de adhesivo experimental.....	51
Tabla 8. Resistencia al desprendimiento de muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable.	52
Tabla 9. ANOVA para la resistencia al desprendimiento en muestras procesadas con acrílico autopolimerizable.	54
Tabla 10. Resistencia de muestras procesadas con base de dentadura termopolimerizable.	54
Tabla 11. ANOVA para la resistencia al desprendimiento en muestras procesadas con acrílico termopolimerizable.	56
Tabla 12. Tipo de falla en muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable	58
Tabla 13. Tipo de falla en muestras procesadas con base de dentadura termopolimerizable	60
Tabla 14. Densidad	61
Tabla 15. Viscosidad	62
Tabla 16. Fluidez.....	62
Tabla 17. Ángulo de contacto.....	63
Tabla 18. Espesor de película	64

“Efecto de monómeros bi, tri y penta funcionales en la fuerza de unión entre dientes deacrílico y base acrílica de dentadura”

RESUMEN

Palabras clave: dientes artificiales,acrílico, base de dentadura, adhesivo, monómero cementante, fuerza de unión, resistencia de unión.

A pesar del progreso que han tenido los materiales dentales, el desprendimiento de los dientes artificiales de la base de la dentadura continúa siendo un problema. Esta es la segunda causa de reparaciones de aparatos protésicos.

El objetivo de este estudio fue medir y comparar la resistencia de unión entre dientes deacrílico y base de dentadura (tanto auto como termopolimerizable) cuando se aplican adhesivos experimentales elaborados con un monómero ya sea bi, tri y pentafuncional (Dimetacrilado de Uretano, Trimetacrilato de Trimetilolpropano; Penta/hexa acrilato de dipentaeritritol, respectivamente); un adhesivo comercial (Vitacoll) y disolvente puro (butanona).

Se realizó una investigación organizada en dos etapas. En la primera se llevó a cabo la selección de formulaciones adhesivas experimentales. En la segunda; los prototipos se ensayaron y compararon entre sí, con un adhesivo comercial y contra el disolvente puro.

Las muestras fueron elaboradas y sometidas a una prueba de tensión en una máquina universal de pruebas mecánicas con una velocidad de cruceta de 0.5mm/min de acuerdo con las especificaciones de la norma ISO 3336.

La aplicación de un adhesivo incrementa la fuerza de unión entre dientes artificiales y base acrílica de dentadura de manera más notable cuando se empleaacrílico autocurable. El grupo control presentó 3.63 ± 1.33 MPa de resistencia de unión entre dientes y base de dentadura autopolimerizable. El adhesivo comercial desarrolló los valores más elevados con este tipo de base (7.53 ± 1.92 MPa), seguido por el experimental elaborado con monómero pentafuncional (6.74 ± 1.56 MPa). En las muestras procesadas conacrílico termocurable el grupo control presentó 7.04 ± 1.82 MPa de resistencia al desprendimiento, y el adhesivo elaborado a base de monómero bi-funcional obtuvo los valores más elevados (10.15 ± 2.18 MPa).

La proporción de muestras autopolimerizadas con falla adhesiva se redujo al aplicar un adhesivo (52.75%). La muestras termopolimerizadas presentaron únicamente fallas mixtas y cohesivas.

“Effect of bi, tri and penta functional monomers on bond strength of denture base resin to acrylic teeth”

ABSTRACT

Key words: acrylics, denture resin, cement monomer, acrylic teeth, denture, bond strength, bonding force; adhesive.

Despite dental materials have progressed, debonding of artificial teeth from denture base material remains a problem. It is the second cause of repairs.

The objective of this study was to measure and compare bond strength between acrylic teeth and denture base resin (both self-curing and thermo-cured) when it was applied experimental adhesives made from a monomer either bi, tri or pentafunctional (Diurethane Dimethacrylate, Trimethylolpropane trimethacrylate; Dipentaerythritol penta-/hexa acrylate, respectively), a commercial adhesive (Vitacoll), and pure solvent.

A study organized into two stages was carried out. In the first stage the selection of experimental adhesive was accomplished. In the second, the prototypes of adhesive were compared between each other and against commercial

Specimens were prepared according to ISO 3336 specifications and were subjected to a tensile test on a universal mechanical testing machine at crosshead speed of 0.5mm/min.

Bond strength between acrylic teeth and denture base material increases when it was applied an adhesive. This is more remarkable when employing self-curing acrylic. The control group of the samples processed with this denture base material showed 3.63 ± 1.33 MPa bond strength. The commercial adhesive developed the highest values (7.53 ± 1.56 MPa), it was followed by the experimental penta functional adhesive (6.74 ± 1.56 MPa). When samples were processed using thermosetting denture resin the control group showed 7.04 ± 1.82 MPa bond strength, and the experimental adhesive made from bi-functional monomer showed the highest values with this denture resin (10.15 ± 2.18 MPa).

Proportion of adhesive failure mode in samples made with self-curing denture material was reduced (52.75%) when it was applied an adhesive. Only mixed and cohesive failure mode was presented in thermopolimerized specimens.

INTRODUCCIÓN

El edentulismo (pérdida parcial o total de los dientes) sigue siendo una condición clínica en la población mundial. La rama de la Odontología que se encarga de la rehabilitación de estos individuos es la Prostodoncia. Este procedimiento se realiza insertando prótesis dentales que de manera general pueden definirse como artefactos que sustituyen artificialmente los tejidos perdidos.

Para que una prótesis sea exitosa se debe elaborar con materiales biocompatibles que cumplan con las exigencias estéticas y funcionales que se presentan en el entorno bucal como son humedad, cambios de temperatura, modificaciones del pH, esfuerzos generados por las fuerzas masticatorias, deglución, fonación, y respiración.

Desde el inicio de la cultura el hombre ha buscado la manera de sustituir órganos y tejidos, en su intento se han empleado diversos materiales de origen animal; cadáveres; metales; y materiales sintéticos. A partir de 1937 el poli (metacrilato de metilo) ha sido el material más popular para elaborar prótesis dentales. Se puede emplear como base de dentadura para sustituir los tejidos blandos y de soporte de los dientes (encía, hueso); y en forma de dientes prefabricados.

Aun cuando se han desarrollado nuevos materiales y protocolos de atención clínica, el problema del desalajo de los dientes de la base de la dentadura persiste, el 25 a 33% de los fracasos de una prótesis se deben a esta causa.

Schoonover, es considerado el primer autor en interesarse por este problema. En la década de los sesenta las investigaciones sobre este tema dejaron de ser cotidianas; hasta que se requirieron rehabilitaciones mecánicamente demandantes con el auge de la Implantología dental.

A la fecha, no existe un consenso de cómo mejorar la unión entre dientes y base de dentadura. Se han empleado retenciones mecánicas, aplicación de sustancias químicas o la combinación de ambos tratamientos. En esta tesis se evalúa el esfuerzo de unión entre dientes y base de dentadura cuando se aplica un adhesivo comercial y adhesivos experimentales elaborados con monómeros de distinto número de funcionalidad con la finalidad de mejorar la calidad de vida de los individuos desdentados.

ANTECEDENTES

Las opciones de tratamiento para pacientes desdentados se han ampliado en las últimas décadas. Dentro de las opciones de rehabilitación se encuentran las prótesis parciales removibles, prótesis fijas implanto retenidas; dentaduras totales y sobredentaduras. Independientemente del número de dientes que se sustituyan con la prótesis, se puede emplear poli (meta acrilato de metilo) en forma de dientes artificiales y resinas para base de dentadura en su elaboración. Este material se introdujeron en 1937¹ al área odontológica, y por más de 70 años,² ha sido la opción más popular pese al desarrollo de nuevos materiales.³

La unión entre el material de los dientes y la base de la dentadura (ambos poli -meta acrilato de metilo-) se realiza por medio de una red interpolimérica semi inter penetrada. Esta unión, que es esencial para la integridad de la rehabilitación en algunas ocasiones falla constituyendo el 25 a 33% de los fracasos. El desprendimiento de los dientes de la base de la dentadura puede ocurrir dentro o fuera de la boca⁴ y es la segunda causa de reparación de aparatos protésicos, tanto convencionales como implanto retenidos.^{5,6}

La separación de los dientes artificiales de la base de la dentadura es causada por la concentración de esfuerzos en la interfase de los materiales.⁷ Probablemente el primer autor en estudiar el problema de la fuerza de adhesión entre dientes artificiales y base de dentadura fue Schoonover, hace más de sesenta años.⁸ En la actualidad se sabe que para evitar el desprendimiento de los dientes artificiales del material de la base de la dentadura se debe prestar atención a dos aspectos principalmente: 1) que la polimerización del material de la base esté en íntimo contacto con la superficie de los dientes artificiales; 2) que los polímeros del material de la base deben reaccionen con la superficie de los dientes artificiales para que se entrelacen y formen una red polimérica.¹ Sin embargo, esto no siempre es posible, debido a discrepancias entre las superficies de los dientes y la base de dentadura, que pueden ser causadas por su contaminación,⁹ o bien, por diferencias estructurales originadas por distintas rutas del procesamiento.¹⁰⁻¹³

Algunos de los factores que influyen en la adhesión de los dientes artificiales a la base de la dentadura son: 1)tecnología empleada en la manufactura de los materiales; 2)factores relacionados con los procedimientos de laboratorio como la incorporación de impurezas de yeso, o de cera; 3)tratamiento de la superficie de los dientes artificiales ya sea físico, químico o mixto; 4)tiempo de acción de los agentes físicos o químicos en la superficie del diente artificial; 5)consistencia en la que se empaqueta el material de la base e indicaciones del

fabricante; 6)método de polimerización (autopolimerización, termopolimerización, polimerización por microondas, etc.); 7)tratamiento post-polimerización.¹⁴

El desprendimiento de los dientes de la base de la dentadura, es una preocupación constante con la introducción de las rehabilitaciones complejas implanto retenidas.^{5,15,16} Las investigaciones realizadas en torno a este tema han buscado mejorar la calidad de la fuerza de unión entre dientes artificiales y base de dentadura mediante métodos físicos, químicos y la combinación de ambos.^{1,17}

Métodos de tratamiento físico

Los métodos de tratamiento físico intentan mejorar la fuerza de adhesión entre dientes artificiales y el material de la base por medio de trabas mecánicas para aumentar la superficie de contacto. Estas retenciones micro y/o macroscópicas, se obtienen modificando la topografía de la superficie de los dientes artificiales en el área que entrará en contacto con la base de la dentadura. Se pueden realizar diatóricas (pequeñas perforaciones en el talón del diente artificial), surcos,¹⁸⁻²⁰ desgaste de la superficie pulida y arenado.⁶

Métodos de tratamiento químico

Los tratamientos químicos emplean diversas sustancias para hacer más compatible la superficie de los dientes artificiales y el material de base de dentadura. Esto se logra empleando disolventes orgánicos; o bien, mediante la aplicación de formulaciones que contienen distintos componentes que facilitan la unión de los dientes artificiales con la base de la dentadura, es decir un adhesivo.

Algunos tratamientos químicos que se han reportado en la literatura son el uso de disolventes como: acetato de etilo;²¹ diclorometano;¹⁰ acetona,^{22,23} cloroformo;²⁴ monómero de meta acrilato de metilo.²⁵⁻²⁷ También se han empleado otros procedimientos, tales como: agentes adhesivos compuestos por diversas sustancias; resina sin relleno; monómero de metacrilato de vinil etilo;²⁸ grabado ácido;²⁹ silica triboquímica y silanización;^{30,31} combinación de metacrilato de metilo y poli (metacrilato de etilo),³² mezcla de metacrilato de metilo y butanona; y compuesto a base de un disolvente, ácido débil y agente de entrecruzamiento.¹⁷

Comercialmente algunos fabricantes de materiales dentales ofrecen adhesivos para mejorar la fuerza de unión entre dientes artificiales y material de base acrílica. Las formulaciones de este tipo de adhesivo están basadas en un monómero de meta acrilato diluido con un disolvente, y en algunas ocasiones, material de relleno. Este tipo de materiales son conocidos como adhesivos para dientes artificiales, cementos adhesivos resinosos o monómeros cementantes.

Métodos de tratamiento mixtos

Los métodos de tratamiento mixtos emplean una o varias sustancias químicas (como las que se mencionan en la sección de tratamientos químicos) junto con algún tipo de retención mecánica. Este tipo de tratamiento es también recomendable cuando se realiza algún tipo de reparación en los aparatos protésicos.³³

Medición de la unión entre dientes artificiales y base de la dentadura

El efecto de los métodos de tratamiento físicos, químicos o mixtos puede evaluarse de diversas maneras. Los métodos para la elaboración de muestras pueden realizarse de acuerdo con las especificaciones de: 1)Asociación Dental Americana (ADA 15); 2)Organización Internacional de Estandarización ISO 3336; 3)estándares australianos AS 1626; 4)estándares británicos BS3990; 5)especificaciones alemanas DIN 13907 y 13914; 6)estándares japoneses JIST 7506.

La unión entre dientes y base acrílica puede ser analizada por medio de pruebas mecánicas, en las que la fuerza se aplica de las siguientes formas: 1)tensional; 2)compresiva; 3)carga transversal; 4)cizalla; 5)flexión con cuatro puntos de carga; 6)impacto.

Otros métodos para evaluar los métodos de tratamiento entre dientes y base de dentadura son: 1)penetración de tinte; 2)análisis de la unión diente artificial-base de dentadura por medio de un estudio de elemento finito; 3)de torsión; 4)de espectrometría viscoelástica.¹

Generalidades

Monómeros

La palabra monómero precede del griego mono-“uno”, y mero-“parte”. Son moléculas de bajo peso molecular de composición química variable. Se caracterizan por poseer uno o más sitios a través de los cuales se puede unir a otros monómeros para formar una macromolécula o polímero.

La estructura de los monómeros puede dividirse en tres partes: uno o más grupos polimerizables injertados en un espaciador y un grupo funcional.

Los monómeros que se ensayaron en esta investigación (acrilatos y metacrilatos) son clasificados como vinílicos por presentar uno o más carbonos unidos por dobles ligadura (grupos vinilo —C=C—). Estas dobles ligaduras actúan como sitios de unión durante la polimerización.

El número de sitios de unión se denomina funcionalidad³⁸, y de acuerdo a ella, básicamente se pueden clasificar en dos tipos: los agentes de entrecruzamiento de cadenas (multifuncionales) y los monómeros insaturados o vinílicos. Estos últimos tienen un solo grupo polimerizable y los agentes de entrecruzamiento tienen dos o más grupos polimerizables.

Los grupos polimerizables acrilatos y metacrilatos exhiben un comportamiento hidrofóbico. La principal diferencia entre ambos es un grupo metilo y es su reactividad (Figura 1). En comparación con los metacrilatos, las dobles ligaduras de los acrilatos son mucho más reactivas. Tanto los acrilatos como los metacrilatos presentan una polimerización en cadena y son susceptibles a la degradación por hidrólisis del grupo éster ($\text{R}_1\text{—CO—OR}_2$).

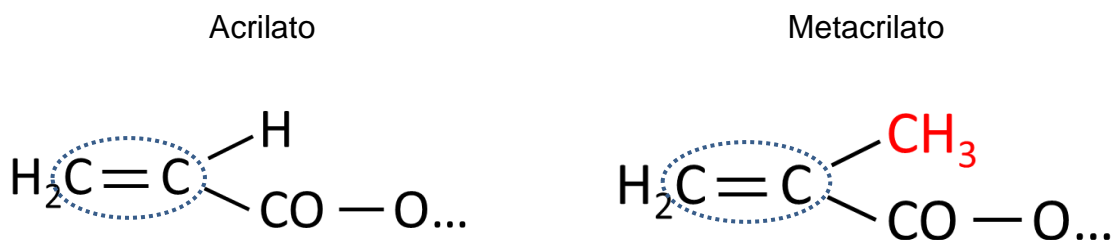


Figura 1. Grupos polimerizables vinilo enmarcados en los óvalos punteados.³⁹

El espaciador de un monómero es la parte de la molécula que separa los grupos funcionales polimerizables. Generalmente se trata de una cadena tipo alcano, pero también puede contener otros grupos como amidas, ésteres o grupos

aromáticos. La polaridad del espaciador establece parcialmente la solubilidad del monómero en agua y otros solventes. Esta parte del monómero determina la viscosidad y flexibilidad de la molécula.

Los grupos funcionales son un átomo o grupo de átomos que confieren la reactividad y características químicas particulares a la molécula. En los monómeros acrílico y metacrílico es el grupo carboxilo (-COOH), y muestra un carácter hidrofílico.

La formación del polímero (macromolécula) se lleva a cabo por una reacción química denominada polimerización. En el caso de los monómeros vinílicos la unión de las unidades estructurales se realiza al desdoblarse la doble ligadura por acción de un radical libre o iniciador iónico. Esta reacción se denomina en cadena, y se caracteriza por presentar tres pasos.

En el primero o iniciación se forma un radical libre o un ion; esto requiere mayor energía que la necesaria para el siguiente paso o crecimiento de cadena. Durante esta etapa, como se mencionó previamente, las dobles ligaduras se desdoblan para formar nuevas uniones con otro monómero, es decir, después de reaccionar el doble enlace, se vuelve saturado (cambia de —C=C— , a —C—C—).

El último paso o terminación puede llevarse a cabo de dos formas: por dos cadenas de polimerización que se combinan una con otra; o por la adición de una sustancia denominada agente de terminación o modificador que tiene como función combinarse con una cadena que está reaccionando y saturar su reactividad.⁴⁰

Los monómeros vinílicos mono funcionales y bi funcionales forman polímeros lineales después de polimerizar, en contraste con los monómeros de entrecruzamiento que forman un enrejado. Cuando se compara estos últimos contra los monofuncionales, se ha comprobado que tienen mejor comportamiento mecánico. Algunos monómeros tienen una estructura molecular más intrincada y tienen varios grupos polimerizables y funcionales.³⁹

Los monómeros acrílicos y meta acrílicos multifuncionales (como son algunos de los que se ensayaron en esta investigación), presentan polimerización por difusión controlada, lo que resulta en un incremento en la velocidad de polimerización debido a la restricción del movimiento de radicales. Conforme avanza la reacción de polimerización el sistema se vuelve más viscoso restringiendo la propagación de la reacción, por eso se convierte en difusión controlada.⁴¹

Dimetacrilato de uretano (UDMA)

El nacimiento de la química de compuestos con grupos uretano puede considerarse con la primera síntesis de isocianatos alifáticos a mediados del siglo XIX por Wurtz; sin embargo, el trabajo de Otto Bayer en los años treinta llevó al desarrollo de los modernos poliuretanos.⁴²

La introducción del UDMA en la odontología tuvo la finalidad de mejorar las limitaciones del BisGMA (bisfenol glicidil metacrilato).⁴³ Este monómero se emplea actualmente en materiales de obturación y en copolímeros para materiales de base de dentadura.

Su fórmula condensada es: $C_{23}H_{38}N_2O_8$, la desarrollada se presenta en la Figura 2. Su peso molecular: 470.56 g/mol; punto de ebullición 200°C, punto de inflamación > 113.00 °C.

Su nombre de acuerdo a IUPAC (Unión internacional de química pura y aplicada):

2-[[3,5-dimetil-6-[2-(2-metil-prop-2-enoiloxi)etoxicarbonilamino] hexil] carbamoiloxi] acetato de 2-metil-prop-2-enoato de etilo.

La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este monómero se presenta en el Anexo 1a.

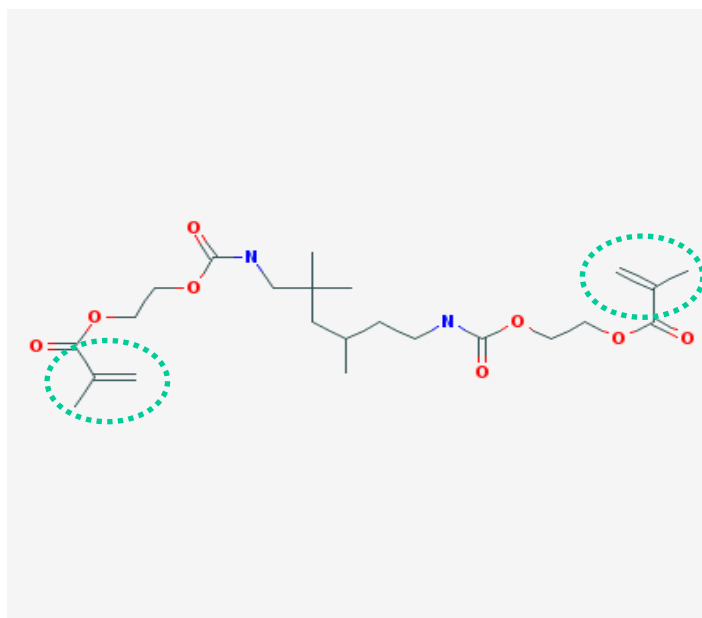


Figura 2. Fórmula desarrollada del UDMA.⁴⁴ Los óvalos punteados señalan los grupos polimerizables.

Trimetacrilato de trimetilolpropano (“TMPTMA”)

El TMPTMA es un metacrilato multifuncional que presenta tres dobles ligaduras o sitios donde es posible la reacción de polimerización. Esto hace que la propagación de la reacción de polimerización sea más rápida en comparación con metacrilatos con uno, o dos dobles enlaces. Este material ha despertado interés en el ámbito odontológico debido a que su viscosidad es baja, y es considerado un material biocompatible.⁴¹

Actualmente se emplea en adhesivos y pinturas. En Odontología se utiliza como copolímero para materiales de base de dentadura;⁴⁵ en materiales de obturación; y en adhesivos dentinarios.

Su fórmula química condensada es: $C_{18}H_{26}O_6$ y la desarrollada se presenta en la Figura 3. Su peso molecular es de 338.40 g/mol; y su punto de inflamación 113°C.

Su nombre de acuerdo a IUPAC es:

2,2-bis (2-metil-prop-2-enoyloxymethyl) butílico del ácido 2-metil-prop-2-enoato de etilo.

La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este monómero se presenta en el Anexo 1b.

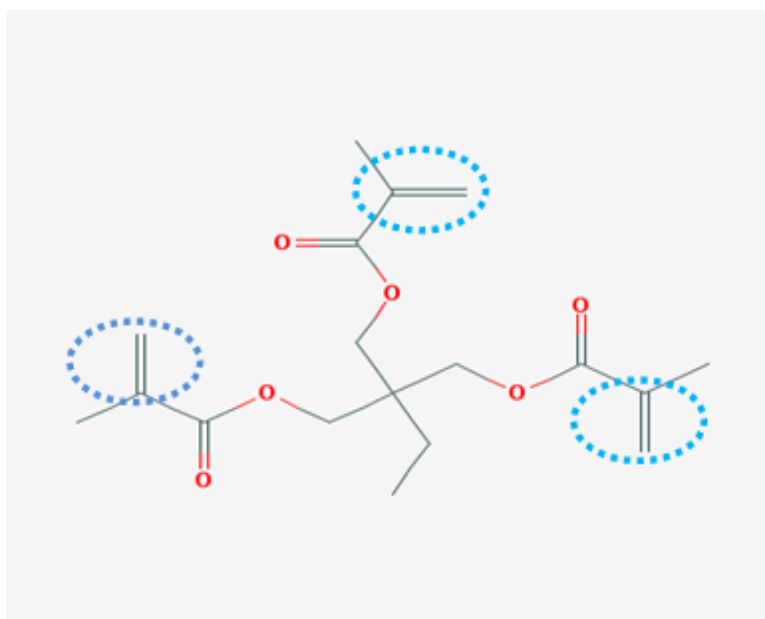


Figura 3. Fórmula desarrollada del TMPTMA.⁴⁶ Los óvalos punteados señalan los grupos polimerizables.

Penta/hexa acrilato de dipentaeritritol (“DPHA”)

Este es un monómero polifuncional, su estructura química corresponde a un enramado. Se emplea actualmente como agente adhesivo, en pinturas y para recubrimiento contra fuego.

En Odontología se he iniciado su uso como material adhesivo y glaze (sellador) de restauraciones.

Su fórmula condensada es: $C_5H_{12}O_4$; la desarrollada se presenta en la Figura 4. Su peso molecular 136.15 g/mol; y su punto de inflamación 113°C. Nombre IUPAC: [2 - (hidroximetil)-3-prop-2-enoiloxi-2-[[3-prop-2-iniloxi-2,2-bis (prop-2-enoil oxi metil) propoxi] metil] propil] prop-2 -enoato de metilo.

La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este monómero se presenta en el Anexo 1c.

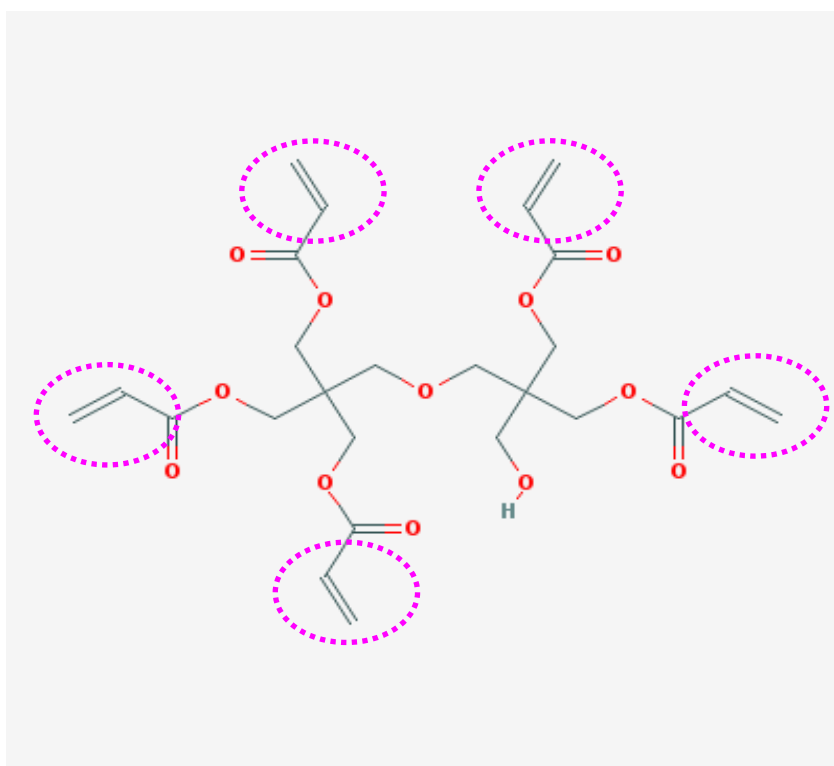


Figura 4. Fórmula desarrollada del DPHA⁴⁷. Los óvalos punteados señalan los grupos polimerizables.

Metiletilcetona (“Butanona”)

Esta sustancia se encuentra en el reino vegetal producido por algunos árboles, y también está presente en frutos y vegetales en pequeñas cantidades. En el medioambiente, se presenta como producto derivado de la combustión de carburantes de los motores de medios de locomoción.

La butanona se emplea como disolvente y como intermediario de síntesis del peróxido de metiletilcetona. También se emplea en la catálisis de ciertas reacciones de polimerización.

Este disolvente aprótico pertenece al grupo compuestos llamados cetonas, los cuales se caracterizan por contener un grupo carbonilo (C=O). Se le clasifica como penetrante debido a su baja viscosidad y tensión superficial media. Su presión de vapor es 70.9 mm de Hg a 20°C; su constante dieléctrica 25.45 a 20°C; y su momento dipolo 2.7 Debye a 25°C.⁴⁸

Su fórmula química condensada es: C₄H₈O, la desarrollada se presenta en la Figura 5. Su peso molecular 72.11 g/mol. Su nombre UIPAC: butan-2-ona.

La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este disolvente se presenta en el Anexo 1d.

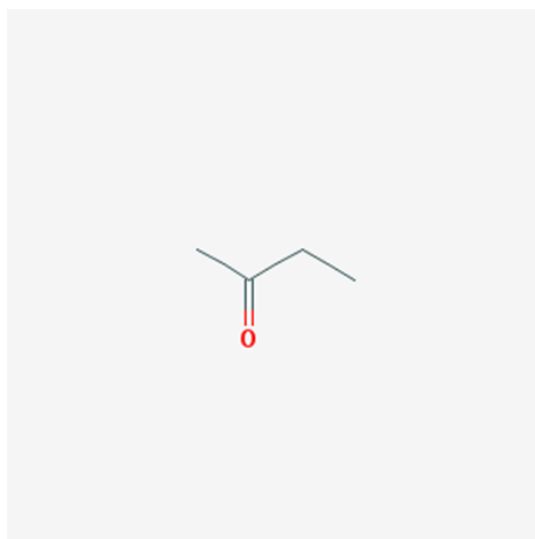


Figura 5. Fórmula desarrollada de la Butanona.⁴⁹

Vitacoll®

El adhesivo comercial Vitacoll (Vita Zahnfabrik, Alemania); actualmente, es el que más se comercializa en nuestro país. Su formulación es a base de monómero de metacrilato de metilo, el cual tiene una sola doble ligadura o sitio de polimerización.

Su presentación es en frasco ámbar de 100mL (figura 6). De acuerdo con los datos del fabricante, se compone de monómero de metacrilato de metilo (25-50%) y metiletilcetona (butanona 25-50%). Su punto de ebullición es 79°C; punto de inflamación: < -5°C; temperatura de ignición: 430°C y su densidad a 20°C es 0.872 g/cm³.

La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este adhesivo se presenta en el Anexo 2.



Figura 6. Adhesivo comercial Vitacoll® empleado como comparativo.

Poli (meta acrilato de metilo) (“PMMA” polimetilmetacrilato)

El PMMA es un polímero, es decir, una macromolécula. Se sintetizó por primera vez en 1928, cuando el químico alemán W. Bauer desarrolló un nuevo material plástico transparente capaz de sustituir al vidrio, con la ventaja de no astillarse. Durante la Segunda Guerra mundial se inició su producción a escala industrial.

Es el más importante de los polímeros derivados del ácido acrílico. Su unidad estructural es el metacrilato de metilo. Aunque su nombre técnico es poli (metacrilato de metilo), se lo conoce mediante las siglas PMMA y comercialmente como: Vidrio Acrílico; Plexiglass; Lucite; Policril; Vitroflex o PerClax. Aunque también es llamado simplemente acrílico.⁵⁰

En general, los polímeros acrílicos se tratan en forma de gránulos preparados para ser sometidos a distintos procesos. Es rígido, con buenas características mecánicas y cuenta con una excepcional capacidad de transmisión de la luz, superior a la de los vidrios inorgánicos. De ahí que sus principales aplicaciones sean: construcción, muebles, señalizaciones, automóviles, electrodomésticos y aparatos de laboratorio.

Desde los años treinta es uno de los materiales más empleados en la odontología y en la medicina. Algunos de sus usos son: cemento óseo; implantes dentales; dientes artificiales y bases para dentaduras; materiales de obturación; lentes intraoculares; membranas para diálisis o ultracentrifugación.⁵¹

Este polímero presenta la siguiente fórmula química: $[\text{CH}_2\text{C}(\text{CH}_3)(\text{CO}_2\text{CH}_3)]_n$. La fórmula de su unidad estructural (mero) se presenta en la Figura 7. Su nombre IUPAC es poli (metil 2-metilpropanoato). La hoja de datos de seguridad (HDS -MDSS Material Safety Data Sheet-) de este adhesivo se presenta en el Anexo 1e.

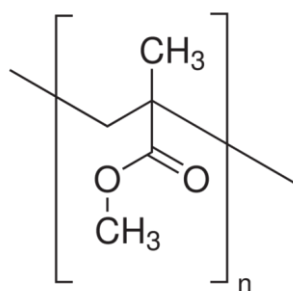


Figura 7. Fórmula de la unidad estructural del PMMA⁵²

RESINA PARA BASE DE DENTADURA

Este material se emplea para sustituir el hueso y los tejidos blandos (encía) en una prótesis dental (figura 8). Se compone de PMMA pre-polimerizado mezclado con monómero de metacrilato de metilo (MMA) y agente de entrecruzamiento de cadenas (dimetacrilato de etilenglicol –EGDMA-).

El PMMA auto y termopolimerizable son las formas más comerciales de base para dentadura. Ambos requieren un activador químico como la N N-dimetil p-toluidina o el peróxido de benzoílo.⁴⁵

Los ésteres de ácido metacrílico son los módulos básicos de este tipo de resinas y su reacción de polimerización se inicia con la descomposición del iniciador (generalmente peróxido de benzoílo). En el caso de las resinas autocurables se requiere además de un acelerador, como puede ser una amina terciaria, con la que se forma un sistema redox amino-peróxido. La activación del iniciador en resinas termopolimerizables tiene lugar en temperaturas que oscilan entre los 75 y 100°C, en tanto que la polimerización de las resinas autopolimerizables típicamente tiene lugar a 45°C.⁵³

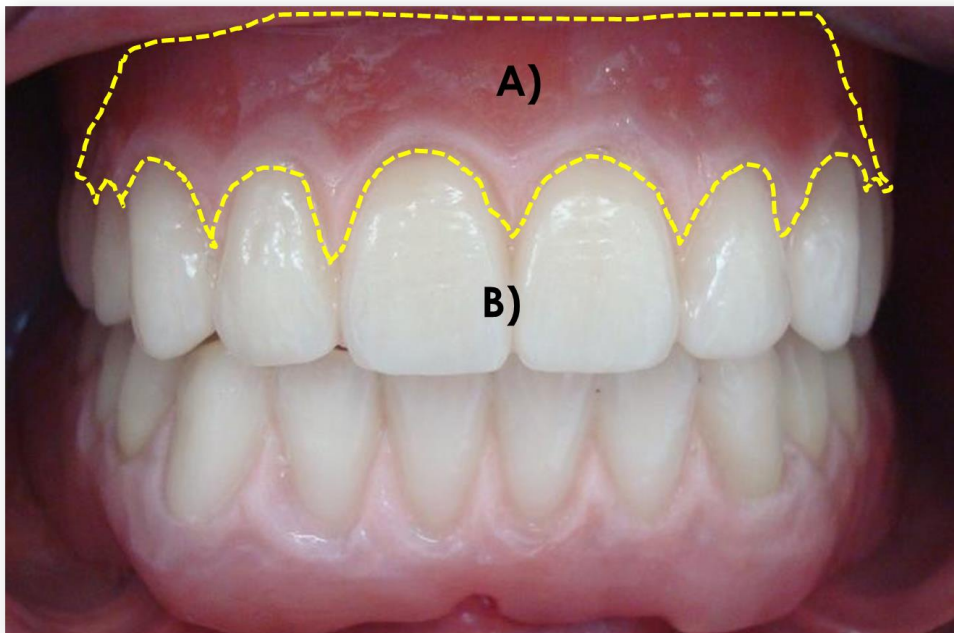


Figura 8. Prótesis dental. A) Resina para base de dentadura (dentro de línea punteada; B) Dientes artificiales.

DIENTES ARTIFICIALES

El PMMA es el principal componente de los dientes artificiales empleados en la elaboración de prótesis removibles parciales o totales. Además de este polímero contienen pigmentos y agente de entrecruzamiento de cadenas (típicamente EGDMA dimetacrilato de etilenglicol).

Entre las perlas del PMMA y la matriz del agente de entrecruzamiento de cadenas existe una red polimérica semi inter penetrada (IPN por sus siglas en inglés; –interpenetrating polymer networks–). La distribución de éste en la matriz, es mayor en la porción incisal u oclusal para resistir las fuerzas de la masticación; y menor en la porción del talón del diente para mejorar la unión con la base de dentadura.⁵³

Los dientes artificiales se dividen de acuerdo a la posición que ocupan en la boca en anteriores (seis dientes frontales mostrados en la Figura 9); y posteriores (premolares y molares).

Los dientes anteriores son los que presentan más problemas de desalajo en una prótesis dental. Esto se debe al tipo de esfuerzos soportan durante el funcionamiento del sistema estomatognático (masticación, fonación, deglución, etc.).¹⁸



Figura 9. Tablilla de dientes artificiales del segmento anterior.

JUSTIFICACIÓN

El perfil demográfico en México tiende a una esperanza de vida más alta, lo cual implica que en un futuro, la proporción de individuos adultos y adultos mayores se incrementará³⁴ y, como causa inherente al envejecimiento de la población, serán mayores los requerimientos de tratamientos dentales protésicos. De acuerdo con la OMS, el 30% de la población mundial requiere una prótesis dental,³⁵ por lo tanto, este segmento de la población podría beneficiarse si se reduce el número de reparaciones que se precisan a causa del desprendimiento de los dientes de la base de la dentadura.

Este tema ha sido abordado bajo distintas perspectivas. Sin embargo, actualmente el desalajo de los dientes artificiales de la base de la dentadura sigue siendo un problema, pese a los avances científicos y tecnológicos que han logrado mejorar los materiales dentales, tanto en el área de las resinas para base de dentaduras, como en la composición de dientes artificiales.

Hoy en día, las opiniones referentes a cuál tratamiento de superficie debe realizarse en los dientes artificiales para mejorar y hacer perdurar su adhesión a la base de la dentadura son muy variadas.^{1,17}

En el Posgrado de Prótesis Bucal e Implantología de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM (DEPeI), el método más empleado para evitar que se desalojen los dientes de la dentadura es la elaboración de retenciones mecánicas (surcos o diatóricas), lo cual es una acción económica y sencilla de realizar. Sin embargo, esto no siempre es posible debido a que cuando se elabora un aparato protésico, en muchas ocasiones es necesario desgastar el talón (superficie que se encontrará en contacto con la base de dentadura) de los dientes artificiales para colocarlos de manera favorable. Los desgastes pueden llegar a ser tan amplios que resulta imposible elaborar retenciones mecánicas. Este hecho es bastante común en rehabilitaciones complejas, como son las implanto retenidas y en sobredentaduras.³⁶ Ante esta situación, es imperativo efectuar algún tipo de tratamiento químico en los dientes artificiales, como la colocación de adhesivo en su superficie; para así, mejorar su fuerza de unión con la base de la dentadura; más aún, cuando se emplean acrílico autopolimerizable.³⁷

Actualmente, en México se pueden adquirir comercialmente este tipo de adhesivos; no obstante, todos son importados (Vitacoll, Vita Zahnfabrick Alemania; Palabond Kulzer, Alemania), lo cual representa una dependencia tecnológica

innecesaria, ya que estos materiales tienen una formulación muy simple. Se constituyen en su gran mayoría por un monómero monofuncional y un disolvente. Cabe mencionar que en ninguna formulación que se consiga actualmente en México, se emplea monómeros con más de un grupo funcional, como es el caso de los monómeros Dimetacrilato de Uretano (UDMA), Trimetacrilato de trimetilolpropano , o (TMPTMA), penta/hexa acrilato de dipentaeritritol (DPHA), que son clasificados de acuerdo a su número de grupos funcionales como bifuncional, trifuncional y pentafuncional (respectivamente).

El UDMA y TMPTMA se han empleado en Odontología como componente de adhesivos dentinarios, y la aplicación del DPHA en la odontología es actualmente tema de estudio.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las propiedades mecánicas de un material polimérico como son la resina de base de dentadura y los dientes artificiales son regidas por su estructura química, masa y la disposición de las cadenas que lo constituyen. Esta última característica, depende de la funcionalidad de los monómeros.

Las moléculas monofuncionales forman cadenas lineales, ya que no pueden interconectar unidades de polimerización como lo hacen las que presentan más de una doble ligadura (monómeros bi; tri; tetra; etcétera funcionales). Este hecho, haría suponer que en adhesivos para dientes de acrílico, es favorable la incorporación de moléculas con más de una doble ligadura, ya que la interconexión del polímero de la base de dentadura con el diente artificial será distinta a la lineal, y por lo tanto, más resistente.

A la fecha, en México se pueden encontrar dos marcas comerciales de este tipo de adhesivos: Vitacoll (Vita Zahnfabrick, Alemania); Palabond (Kulzer, Alemania). Como se mencionó previamente a pesar de que su formulación es simple (monómeros monofuncionales y disolvente) son importados y su precio no es del todo accesible. Tomando en cuenta esta dependencia tecnológica y los antecedentes consultados acerca del tema, se propone investigar ¿Cuál es el efecto de monómeros bi, tri y pentafuncionales en la fuerza de unión entre dientes de acrílico y base de dentadura cuando son empleados como adhesivos experimentales?

OBJETIVO GENERAL

Para obtener la información que respondiera esta interrogante, se realizó una investigación organizada en dos etapas.

En la **primera etapa** el **objetivo general** fue:

- Determinar por un ensayo de tracción y una curva de potencia las relaciones monómero-disolvente más eficientes para emplearse como prototipos de adhesivos experimentales para cada uno de los monómeros (bi, tri y pentafuncional).

El **objetivo general** de la **segunda etapa** fue el siguiente:

- Medir y comparar la resistencia de unión entre dientes de acrílico y base de dentadura (tanto auto como termopolimerizable) cuando se aplican adhesivos experimentales elaborados con un monómero ya sea bi, tri y pentafuncional (Dimetacrilado de Uretano, Trimetacrilato de Trimetilolpropano; Penta/hexa acrilato de dipentaeritritol, respectivamente); un adhesivo comercial (Vitacol) y disolvente puro (butanona).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Los objetivos específicos de la primera etapa de la investigación fueron los siguientes:

- Determinar por medio de una curva de potencia las relaciones en peso de monómero-disolvente a partir de las cuales se seleccionaron los prototipos de adhesivos experimentales.
- Seleccionar para cada uno de los monómeros (UDMA, TMPTMA, y DPHA) un prototipo experimental de adhesivo en base a los valores de resistencia al desprendimiento obtenidos en un ensayo de tracción.

En la segunda etapa de la investigación los siguientes objetivos específicos fueron:

- Determinar las características físicas (fluidez, densidad, viscosidad y ángulo de contacto) del disolvente puro (butanona), del adhesivo comercial Vitacoll (Vita Zahnfabrik, Alemania) y de cada uno de los adhesivos experimentales (adhesivo elaborado con UDMA, con TMPTMA, DPHA).
- Medir en un ensayo de tracción la fuerza de unión entre dientes y base acrílica de dentadura; y a partir de ella calcular la resistencia al desprendimiento entre dientes y base acrílica de dentadura en cada uno de los grupos experimentales.
- Comparar y determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de resistencia al desprendimiento entre dientes y base de dentadura cuando se aplican las distintas formulaciones experimentales, el adhesivo comercial y el disolvente puro .
- Clasificar y comparar el tipo de falla que se presenta en la unión diente-base de dentadura (adhesiva, cohesiva y mixta), en los distintos grupos experimentales.

HIPÓTESIS

La **hipótesis nula** fue: La fuerza de unión entre dientes de acrílico y material de base no se modifica por medio de alguno de los adhesivos o del disolvente puro.

Hipótesis de trabajo: La fuerza de unión entre dientes de acrílico y material para base de dentadura incrementa cuando se aplica alguno de los adhesivos o el disolvente puro.

ÉTICA EN LA INVESTIGACIÓN

Esta investigación fue realizada en un laboratorio y no involucró el empleo de animales en sus experimentos.

UBICACIÓN ESPACIO TEMPORAL

El presente estudio se llevó a cabo en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM, durante 2011- 2013.

La preparación de los adhesivos experimentales, y las muestras se llevó a cabo en el área de temperatura y humedad controlada del laboratorio mencionado, Las condiciones fueron: $60\pm 5\%$ de humedad relativa y; $23\pm 1^{\circ}\text{C}$.

TIPO DE ESTUDIO

Esta investigación fue de tipo experimental, se organizó en dos partes. En la primera se elaboraron y seleccionaron los adhesivos experimentales; y en la segunda se evaluó su efecto en la fuerza de unión con el material de la base de la dentadura, tanto auto como termopolimerizable.

En ambas etapas se empleó un diseño experimental factorial con dos factores (intervenciones), el primer factor fue el material de base de dentadura con

dos posibles variantes: 1)base autopolimerizable; 2)base termopolimerizable. El segundo factor fueron los adhesivos para dientes artificiales.

En el caso de la primera etapa de la investigación, las variaciones en los adhesivos fueron las diferentes concentraciones que se experimentaron para cada uno de los monómeros (doce, descritas en el capítulo de materiales y métodos). En la segunda etapa estas variaciones fueron seis: 1)sin adhesivo (grupo control); 2)adhesivo comercial Vitacoll (formulación monofuncional); 3)adhesivo experimental bifuncional (elaborado con UDMA); 4)adhesivo experimental trifuncional (elaborado con TMPTMA); 5)adhesivo experimental multifuncional (elaborado con DPHA), y 6)disolvente puro (Butanona).

PRUEBAS PILOTO

Antes de iniciar la primera fase de la investigación se verificó que los aparatos que se emplearon estuvieran calibrados. Se realizaron 5 pruebas piloto con muestras elaboradas con acrílico autopolimerizable, y 5 con acrílico termopolimerizable. Durante las pruebas piloto se logró la estandarización de la aspirante a grado ($Kappa \geq 0.8$).

DEFINICIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES

Las variables que se evaluaron (dependientes) fueron las siguientes (Cuadro 1):

Cuadro 1. Variables dependientes		
Variable	Definición⁵⁹ y método⁵⁸	Escala de medición
Fuerza de unión	Medición de la fuerza requerida para romper un conjunto de adhesión, determinada por pruebas tensionales. Norma ISO 3336.	Continua, expresada en Newtons.
Tipo de Falla*	Clasificación de la localización de la fractura que se presenta en un complejo adhesivo. Norma ISO 3336.	Cualitativa (categorías: adhesiva, cohesiva, mixta).
Resistencia al desprendimiento	Calculo obtenido de dividir el valor de la máxima fuerza ejercida en una superficie determinada antes de que se produzca la fractura. Norma ISO 3336.	Continua, expresada en Pascales.

*En la clasificación del tipo de falla se empleó como criterio de clasificación el siguiente:

- **Adhesiva:** Cuando se presentó en la interfase entre adhesivo y adherente se le (0% de base acrílica pegada en el diente artificial).
- **Cohesiva:** La falla se presentó solamente en alguno de los adherentes (más del 50% del talón del diente artificial con material de base; o bien, más del 50% del diente artificial en la base de dentadura).
- **Mixta:** La combinación de ambas situaciones mencionadas previamente (menos del 50% del talón del diente artificial cubierto con material de base).

Las variables independientes se describen en el cuadro 2:

Cuadro 2. Variables independientes		
<i>Variable</i>	<i>Definición</i>⁵⁹	<i>Escala de medición</i>
Adhesivo*	Sustancia que facilita la unión entre dientes artificiales y el material de la base de dentadura.	Nominal (sustancia aplicada al diente artificial)
Material de base de dentadura	Poli (meta acrilato de metilo) empleado para procesar las muestras. Se clasificó de acuerdo al tipo de polimerización que presenta.	Nominal: Termopolimerizable, Autopolimerizable

*Los adhesivos o sustancias aplicadas a los dientes artificiales fueron las siguientes:

- Ninguna: en el caso de los grupos control
- Adhesivo comercial: adhesivo Vitacoll®
- Disolvente puro: Butanona

Adhesivos experimentales nombrados de acuerdo a su monómero constituyente.

- UDMA: adhesivo bifuncional (elaborado con UDMA)
- TMPTMA: adhesivo trifuncional (elaborado con TMPTMA)
- DPHA: adhesivo pentafuncional (elaborado con DPHA)

MATERIALES

SUSTANCIAS EMPLEADAS

En la elaboración de los adhesivos para dientes artificiales se puede considerar que los monómeros, son los constituyentes más importantes. En esta investigación se evaluaron los siguientes:

- Monómero bifuncional (Dimetacrilato de uretano “UDMA” CAS 72869-86-4, Sigma-Aldrich, México)
 - Monómero trifuncional (Trimetilolpropano de metacrilato “TMPTMA” CAS 3290-92-4, Sigma-Aldrich, México)
 - Monómero multifuncional (Dipenta/hexa eritol pentacrilato “DPHA” CAS 60506-81-2, Sigma-Aldrich, México)
 - Disolvente (Metiletilcetona “butanona” CAS 78-93-3, Sigma-Aldrich, México)
- Las hojas de seguridad (HDS) de los reactivos mencionados se encuentran en los anexos 1a-d, respectivamente.

EQUIPO

- Molde metálico para la elaboración de muestras (fabricado de acuerdo con las especificaciones de la ISO 3336)
- Balanza analítica (Boeco BBI-31, Alemania)
- Mechero de alcohol tipo Búfalo (ZOEGER, China)
- Lupa (3x) con luz blanca (American lighting, EUA)
- Mufla para dentaduras (ATLAS flask, EUA)
- Prensa hidráulica (OL57 Manfredi, Italia).
- Prensa manual para elaborar prótesis dentales
- Unidad de polimerización MESTRA (Estados Unidos de Norte América)
- Aparato diseñado para ensayo de tracción de acuerdo con ISO 3336⁵⁸ (las especificaciones se encuentran en el anexo 3)
- Mordaza neumática para máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON (INSTRON, EUA)
- Máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON 5567 serie 9, EUA)
- Vernier (Mitutoyo, Japón)
- Microscopio óptico con el ocular 8x (mφy M6C-10 N9117390, URSS).

- Micropipeta (Biohit 5-50 μ l, Helsinki Finlandia)
- Viscosímetro Ubbelohde C1 (Cannon, EUA).
- Posicionador neumático (gato)
- Tripié (SONY, EUA);
- Cámara fotográfica (Cibershot SONY, EUA)

MATERIALES DIVERSOS

- Silicón pesado (Zetalabor, Zhermack, Italia)
- Marcador de tinta indeleble (Sharpie extra fine, Newell Rubbermaid Company, EUA)
- Cera toda estación (New Dental, Colombia)
- Yeso tipo III (mdc, México)
- Yeso tipo II (Magnum, mdc México).
- Detergente líquido (Salvo, Procter & Gamble)
- Vidrios (tamaño 20x10 \pm 0.3mm y grosor de 6 \pm 0.3mm)
- Base de dentadura autopolimerizable (Opti-cryl New Stetic, Colombia)
- Base de dentadura termopolimerizable (Opti-cryl New Stetic, Colombia)
- Frascos ámbar con tapa (capacidad de 10mL)

Las resinas para base de dentadura utilizadas en esta investigación tienen presentación es polvo (polímero)/ líquido (monómero).

El monómero autopolimerizable contiene metacrilato de metilo estabilizado (CAS 80-62-6), dimetacrilato de etilenglicol (CAS 97-90-5) e iniciador tipo amina terciaria.⁵⁴ El termopolimerizable metacrilato de metilo (CAS 80-62-6), dimetacrilato de etilenglicol (CAS 97-90-5).⁵⁵

Tanto el polímero auto como el termopolimerizable, están formulados con poli (meta acrilato de metilo) (CAS 9011-14-7), pigmentos, poliéster (en forma de fibras), y peróxido de benzoílo (CAS 94-36-0).

- Dientes artificiales

Los dientes artificiales que se emplearon en esta investigación fueron tipo I, de cuatro capas Duratone (modelo N22 superiores, color 1E, lote 6:1448, New Dental, Colombia) aprobados por la norma ISO 22212. Están fabricados con poli (meta acrilato de metilo) (CAS 9011-14-7), dimetacrilato de etilenglicol (CAS 97-90-5), fluorescencia y pigmentos.⁵⁶

INSTRUMENTAL

- Espátula 7a (BEGO, Alemania)
- Mango de bisturí no. 2 (Hue-Friedy, EUA)
- Hojas de bisturí no. 11 (Ribbel International, EUA)
- Cepillos de cerdas plásticas (Oral B40 clásico, Procter & Gamble)
- Pinceles desechables de cerdas sintéticas (Degussa Dental, Hanau-Wolfgang Alemania).
- Jeringa 20ml (Plastipak, México)

PROGRAMAS INFORMÁTICOS

- Autocad 2012 (Autodesk, USA)
- Design Expert 5 (State-Ease Inc., 2005, EUA)
- SPSS 13 (SPSS Inc., EUA)

METODOLOGÍA

PRIMERA ETAPA

En esta etapa de la investigación, se seleccionaron las relaciones monómero-disolvente para elaborar adhesivos experimentales, a partir de los cuales, se eligieron los prototipos para probarse en la segunda etapa.

Elaboración de los adhesivos experimentales (mezclas monómero-disolvente)

Los adhesivos experimentales se elaboraron mezclando un monómero (UDMA, TMPTMA, o DPHA) y butanona.

Los componentes fueron pesados en la balanza analítica, para conformar en total 10g de mezcla. Cada formulación fue colocada en un frasco ámbar, y se etiquetó con un el número de sitios funcionales del monómero y la relación del disolvente.

Selección de las relaciones monómero-disolvente

Las relaciones de peso de los componentes mencionados fueron determinadas con el software para diseño experimental estadístico, Design Expert 5. Las formulaciones para cada uno de los monómeros correspondieron a las relaciones en peso monómero-disolvente de 90:10; 75:25; 70:30; 50:50.

TAMAÑO DE MUESTRA Y GRUPOS EXPERIMENTALES

Entre ambas etapas de la investigación se emplearon 744 dientes deacrílico. Durante la selección de formulaciones (primera etapa) se emplearon 360 dientes anteriores (la tablilla completa), y durante la segunda (comparación entre las formulaciones) 384 dientes incisivos centrales derechos.

Se eligió trabajar únicamente con dientes anteriores debido a que, como se mencionó en el capítulo de generalidades, son los que más se desprenden de la base de dentadura.⁵⁷

Tamaño de muestra y grupos experimentales de la primera etapa

El tamaño de muestra de la primera etapa fue determinado por conveniencia. Los 360 dientes artificiales anteriores fueron divididos en dos grupos de acuerdo al tipo de polimerización de la base de dentadura, que a su vez se subdividieron en tres grupos acorde al monómero a analizar (Figura 10), y por último en grupos de 15 dientes artificiales según la formulación adhesiva que se aplicó. Dando en total 24 grupos experimentales, como se observa en el cuadro 3.

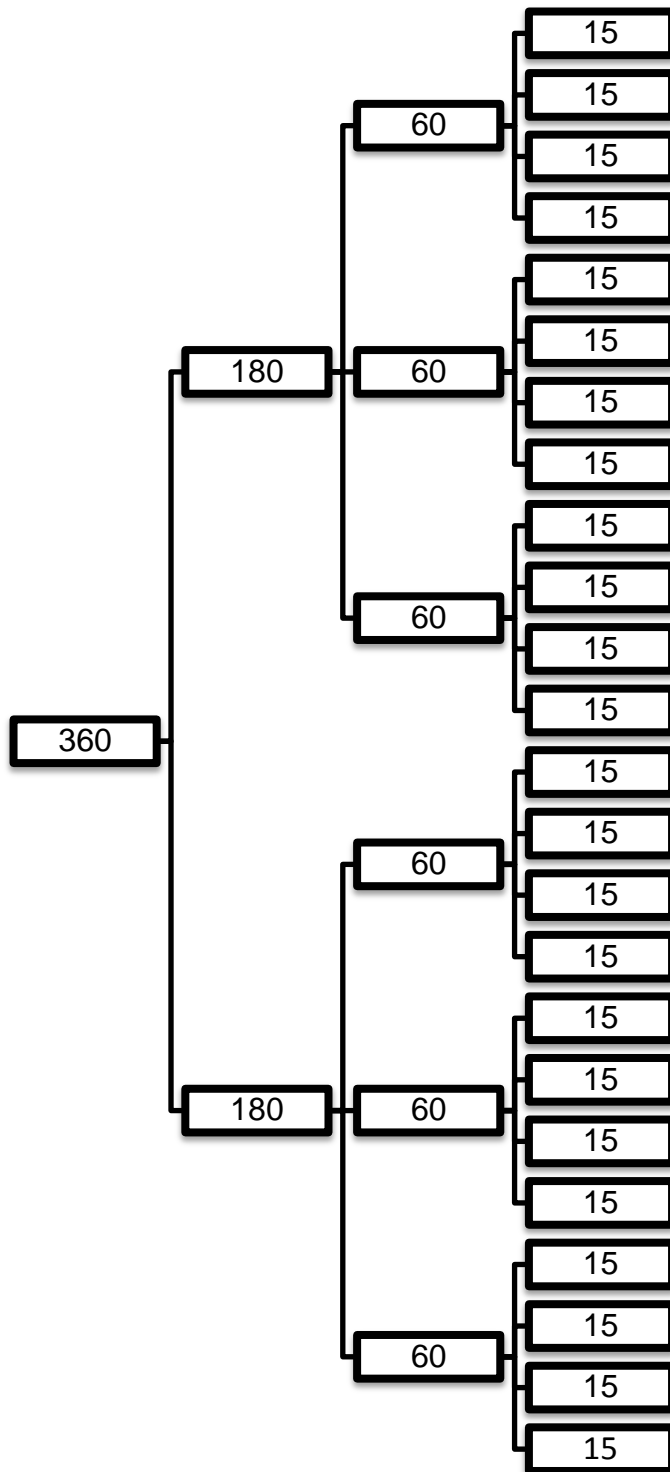


Figura 10. Número de muestras asignadas a cada grupo experimental de la primera etapa.

Cuadro 3. Determinación de la concentración monómero-disolvente (N=360)						
Grupos experimentales de la primera etapa de investigación						
* %monómero:%solvente (proporción en g) (n=15)	Polimerización de la base					
	Auto (n=180)			Termo (n=180)		
	UDMA	TMPTMA	DPHA	UDMA	TMPTMA	DPHA
90:10						
70:30						
50:50						
30:70						

SEGUNDA ETAPA

ELECCIÓN DE LOS ADHESIVOS EXPERIMENTALES

La mezcla de monómero-disolvente (adhesivos experimentales) que se ensayaron en la segunda fase de la investigación fueron los que cumplieron los siguientes criterios.

CRITERIO DE INCLUSIÓN

- Relación de monómero-disolvente que presentó la media aritmética más alta en los valores de resistencia al desprendimiento entre dientes y base acrílica de dentadura autopolimerizable.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Cuando dos adhesivos presentaron el mismo valor de esfuerzo de unión, se eligió el elaborado con la menor cantidad de monómero.

CRITERIO DE ELIMINACIÓN

- Adhesivos experimentales con menor resistencia al desprendimiento que el grupo control.

Una vez elegidas las relaciones de monómero-disolvente más efectivas, se prosiguió a la segunda etapa de la investigación. Se comparó la resistencia al

desprendimiento y tipo de falla que presentaron las diversas formulaciones; contra el adhesivo comercial Vitacoll y con el disolvente puro (Butanona). En esta etapa también se determinaron las propiedades físicas (viscosidad, densidad, fluidez y ángulo de contacto), de dichas sustancias.

Tamaño de muestra y grupos experimentales de la segunda etapa

Como se mencionó previamente, se emplearon 384 dientes artificiales Incisivos centrales derechos. El tamaño de muestra fue determinado por conveniencia.

Los especímenes se dividieron en dos grupos, la mitad de ellos se procesó con base autopolimerizable y el resto con termopolimerizable. Éstos a su vez, se dividieron en grupos de 32 muestras, de acuerdo con la formulación adhesiva que se colocó en el talón del diente (Cuadro 4). En total se trabajó con 12 grupos experimentales (Figura 11).

Cuadro 4. Agentes adhesivos	
Grupo(n=60)	Adhesivo
Control (grupo control)	Ninguno
Comercial	Vitacoll
UDMA	Prototipo elaborado a partir de monómero bifuncional UDMA
TMPTMA	Prototipo elaborado a partir de monómero trifuncional TMPTMA
Multifuncional	Prototipo elaborado a partir de monómero multifuncional DPHA
Butanona	Disolvente puro empleado para elaborar los adhesivos experimentales

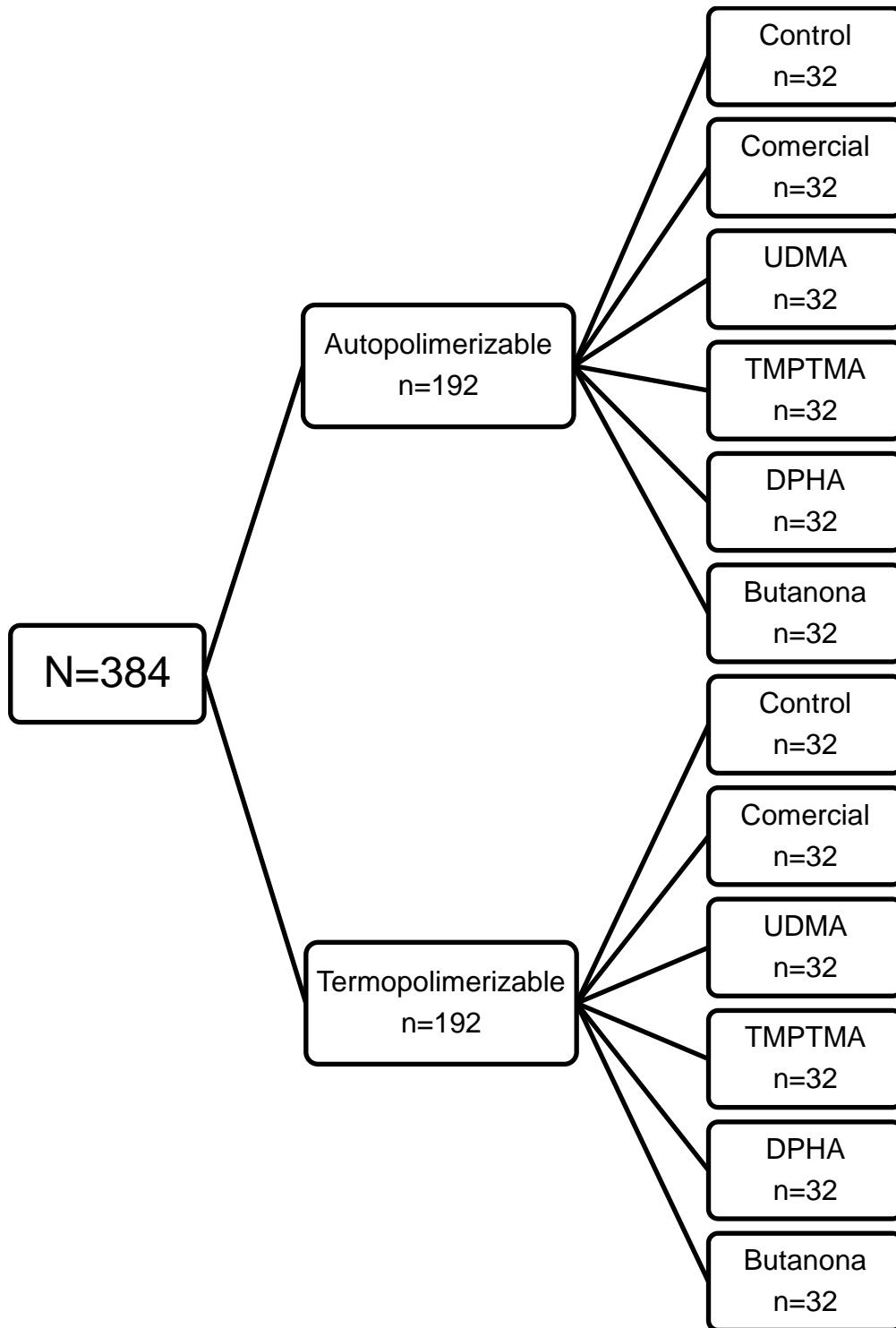


Figura 11. Número de muestras asignadas a cada grupo experimental en la segunda etapa.

MÉTODOS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

Los especímenes fueron elaborados y ensayados de acuerdo con las especificaciones de la norma ISO 3336,⁵⁸ (Anexo 3). Esta norma considera utilizar un molde metálico (Figura 12) para elaborar muestras que se someten a un ensayo de tensión.

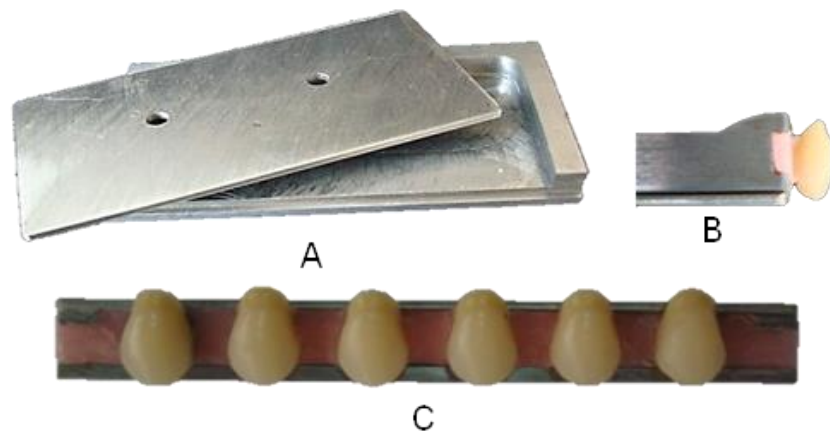


Figura 12. Elaboración de muestras. A) Molde; B) Molde con diente colocado vista lateral; C) Molde con dientes artificiales vista frontal.

Colocación de los dientes

Para que los dientes fueran colocados en el molde metálico en la misma posición se elaboró una primera muestra como prototipo. A partir de ésta, se obtuvieron matrices de silicón pesado, con la finalidad de duplicar en los demás especímenes el área de adhesión y la posición del diente artificial.



Figura 13. Colocación de dientes en el molde. A) Delimitación del área de adhesión; B) Diente posicionado con la matriz de silicón.

A cada uno de los dientes artificiales se le delimitó con un marcador indeleble el área de adhesión que demarcó la matriz de silicón (Figura 13A). Posteriormente, se apoyó ésta sobre el molde metálico relleno con cera toda estación reblandecida con una espátula 7a, calentada a la flama de un mechero de alcohol. Se esperaron aproximadamente 30 segundos a que enfriara la cera y se retiró del molde la matriz de silicón (Figura 13B).

Una vez posicionado el diente en el molde, se rectificó el área de adhesión hasta la línea que se marcó con el plumón indeleble. Para realizar lo anterior, se observaron los especímenes bajo una lupa (3x) con luz blanca. Todos los excedentes de cera fuera de la línea de delimitación (determinada por la matriz de silicón), se eliminaron con un mango de bisturí no. 2 cargado con hoja no. 11.

Los dientes fueron cubiertos con silicona de cuerpo pesado, dejando libre su borde incisal. El conjunto del molde con los dientes y silicón se colocó dentro de una mufla dental y se vertió una combinación de yeso tipo III (30%) y yeso tipo II (70%).

Eliminación de la cera

Para eliminar la cera con la que se posicionaron los dientes artificiales, se colocó la mufla dental en agua hirviendo por 20 segundos. Transcurrido este tiempo, se abrió el molde para retirar la cera y se enjuagó con abundante agua hirviendo ($2\pm 0.5L$). Con un cepillo de cerdas plásticas, se frotaron 5mL de detergente líquido sobre la superficie de los dientes y en la parte interna del molde.

Se enjuagó nuevamente con agua hirviendo ($1\pm 0.5L$). Este lavado se realizó en dos ocasiones.

Aplicación de los adhesivos

Una vez descenderado el molde, se colocó sobre el talón de cada diente artificial, la formulación del adhesivo que se ensayaría. Para ello se empleó un pincel desechable de cerdas sintéticas. Se aplicó el adhesivo cinco ocasiones sobre cada diente, hasta lograr una capa uniforme y brillante. Este procedimiento se realizó a lo largo de 5 minutos (una aplicación por cada minuto) para permitir la evaporación del disolvente entre capa y capa de adhesivo. Se procedió a empacar la base acrílica preparada conforme las instrucciones del fabricante. Se empleó una proporción en volumen de 3:1 de polímero-monómero, que correspondieron a 140g de polímero y 6.5g de monómero). El orden en que se probaron los adhesivos fue al azar.

En el caso del grupo control, se procesó el material de base acrílica sin colocar ninguna sustancia entre ésta y el diente artificial (Figura 14).

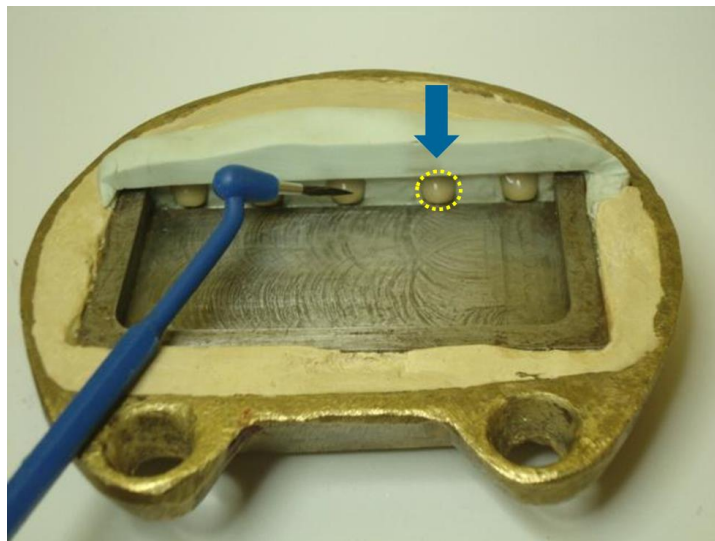


Figura 14. Colocación del adhesivo a ensayar en la superficie de los dientes. El círculo señalado por la flecha, indica el área de contacto entre diente de acrílico y la base de la dentadura.

Colocación del material de la base

En las muestras procesadas con acrílico autopolimerizable el material se empacó dentro del molde al final de la etapa arenosa de polimerización, aproximadamente a $1\text{min}\pm 10\text{s}$ de haberse puesto en contacto el monómero y polímero. Cuando se utilizó resina termopolimerizable, el material se empacó a los $3\text{min}\pm 30\text{s}$.

Prensado

El acrílico se prensó en dos ocasiones, en los minutos 2 y 4 para el acrílico autopolimerizable (iniciado el contacto monómero-polímero), y en los minutos 5 y 8 para el acrílico termopolimerizable. Se aplicó una fuerza de 500kg en el primer prensado y 1000kg en el segundo, con una prensa hidráulica.

Régimen de polimerización

Después del prensado se sujetó con una brida la mufla junto con el molde. Cuando las muestras eran con base autopolimerizable, únicamente se esperó a que terminara la reacción de polimerización, y las muestras fueron recuperadas del yeso y ensayadas a las $24\pm 4\text{h}$ de su elaboración.

En el caso de muestras procesadas con acrílico termopolimerizable se esperó 15 minutos para el curado de banco (liberación de esfuerzos) y, posteriormente, se sumergieron dentro de la unidad de polimerización. El ciclo empleado en la polimerización se describe a continuación:

- 1) Se elevó la temperatura del agua del grifo a $70\pm 1^\circ\text{C}$ en un período de 30 minutos.
- 2) Se mantuvieron $70\pm 1^\circ\text{C}$ por otra media hora.
- 3) Se elevó la temperatura de 70° a $93.4\pm 1^\circ\text{C}$ (ebullición) en un período de 30 minutos.
- 4) Se mantuvo en ebullición durante 30 minutos.

Una vez completado este proceso térmico, se sacaron las muflas de la unidad de polimerización y se dejaron enfriar a temperatura ambiente con las bridas

puestas. Las muestras fueron recuperadas y ensayadas 24 ± 4 hs después de su elaboración.

Ensayo de tensión

Las muestras se ensayaron con un aparato diseñado para permitir una tracción directa sobre la parte incisal y cervical del diente artificial. La fuerza se aplicó desde la superficie lingual en dirección labial a una altura adecuada sobre la barra acrílica. Se utilizó un equipo que no permitió desviación lateral o cambio de posición. En la parte inferior se empleó una mordaza neumática, y en la parte superior un artefacto diseñado específicamente para esta investigación.

Cada diente se ensayó en una máquina universal de pruebas mecánicas con una velocidad de prueba de 0.5mm/min, hasta que se produjo la fractura (Figura 15).

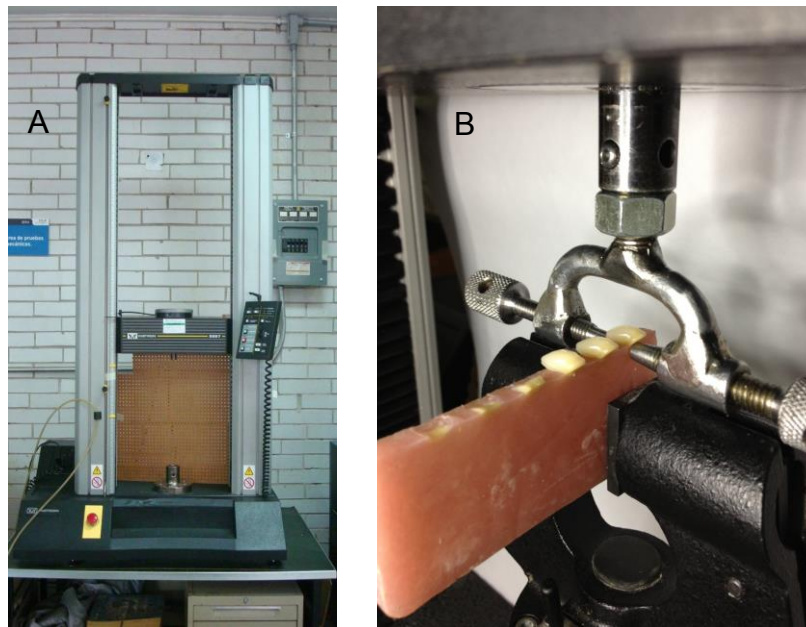


Figura 15. Prueba mecánica de tracción. A) Máquina universal de pruebas mecánicas. B) Mordaza desprendiendo dientes artificiales de la base acrílica.

CÁLCULO DEL ESFUERZO DE UNIÓN ENTRE DIENTE Y BASE ACRÍLICA

La máquina universal de pruebas mecánicas proporcionó la fuerza de unión en la que se produjo la fractura. Para calcular del esfuerzo de adhesión se empleó la siguiente fórmula:

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

En dónde:

σ : Esfuerzo

F= Fuerza requerida para producir la fractura

S=Área sobre la que se aplica una fuerza

Área de adhesión

Para determinar la superficie de los dientes de acrílico en contacto con la base de la dentadura se realizó una primera muestra como prototipo de la posición de los dientes y del área de adhesión. A partir de esta, se obtuvo una matriz de silicón pesado que sirvió de guía, para marcar con un plumón de tinta indeleble el área de adhesión (Figura 16, A).

Posteriormente se tomó una fotografía a cada una de las caras del diente artificial (mesial, distal, palatino, cervical). En cada foto, se fijó al diente a lado de un vernier abierto a una medida de 1cm, para emplearlo referencia real en la imagen (Figura 16, B).

La apertura de los brazos del vernier fue empleada como referencia para escalar las imágenes de pixeles a una proporción real. En este procedimiento se empleó el programa Autocad 2012.

El área de cada una de las cuatro caras del diente fue medida con el software, y se sumaron para obtener la totalidad de superficie del diente artificial en contacto con la base de dentadura (Figura 16, C).

- A) Delimitación del área de adhesión



- B) Toma de fotografías de cada cara del diente



- C) Escala real de fotografía y medición del área

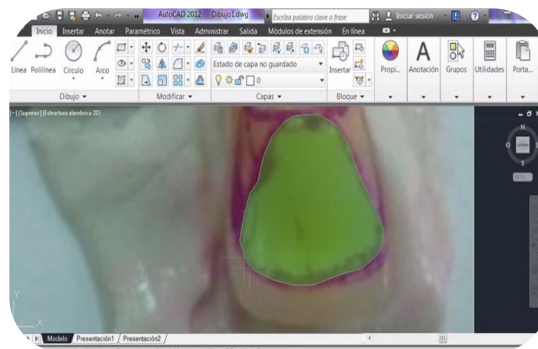


Figura 16. Esquema de la obtención de áreas de los dientes de acrílico que participaron en el trabajo de adhesión con la base de dentadura.

EVALUACIÓN DE LA FUERZA DE UNIÓN ENTRE DIENTES ARTIFICIALES Y BASE ACRÍLICA DE LOS ADHESIVOS EXPERIMENTALES

Para clasificar el tipo de falla, se observaron cada uno de los dientes desprendidos bajo el microscopio óptico con el ocular 8x.

Cuando la falla se presentó en la interfase entre adhesivo y adherente se clasificó como adhesiva, cuando se presentó solamente en alguno de los adherentes se catalogó como cohesiva, y la combinación de ambas situaciones se consideró como mixta (como se mencionó en la definición operacional de variables).

DETERMINACIÓN DE PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS ADHESIVOS EXPERIMENTALES

Todos los procedimientos realizados para determinar las propiedades físicas de las sustancias químicas aplicadas a los dientes artificiales se realizaron con condiciones ambientales controladas ($23\pm 1^{\circ}\text{C}$, $50\pm 10\%$ de humedad relativa).

Antes de llevar a cabo la determinación de las propiedades físicas, se atemperaron las formulaciones dentro del laboratorio durante $4\pm 0.5\text{h}$. Cada uno de los procedimientos que se describirán a continuación fueron realizados en quince ocasiones ($n=15$).

Densidad

Para determinar la densidad de los adhesivos (masa de la unidad de volumen del líquido) se empleó una adaptación de la norma ASTM D1875⁶⁰ (se emplearon cantidades menores de material).

Se utilizó una micropipeta llenada con $20\mu\text{L}$ de alguna de las formulaciones adhesivas, este volumen se pesó en la balanza analítica. La fórmula que se aplicó fue la siguiente:

$$\rho = \frac{m}{V}$$

Dónde:

ρ =Densidad

m =masa

V =volumen

Viscosidad

La viscosidad se determinó utilizando los criterios de la norma ASTM D445-12.⁶¹ En un viscosímetro Ubbelohde C1, se colocaron 20mL de los adhesivos. Con una jeringa de 20mL unida a una manguera plástica se aspiró, hasta hacer que el adhesivo se encontrara aproximadamente 0.5cm arriba de la marca superior del bulbo. Se contó el tiempo que le tomaba al adhesivo escurrir de la marca superior a la inferior (Figura 17). Esta medición se realizó en quince ocasiones para el disolvente puro y cada formulación adhesiva. Con estos valores se obtuvo la viscosidad dinámica mediante la siguiente fórmula:

$$\mu = K t$$

Dónde:

μ =viscosidad dinámica (absoluta)

K =constante reológica del viscosímetro (0.294)

t = tiempo de escurrimiento

A partir de los valores obtenidos se determinó la viscosidad cinemática en cSt (centi Stokes) mediante la siguiente fórmula:

$$v = \frac{\mu}{\rho}$$

Dónde:

v =viscosidad cinemática

μ =viscosidad dinámica (absoluta)

ρ =densidad

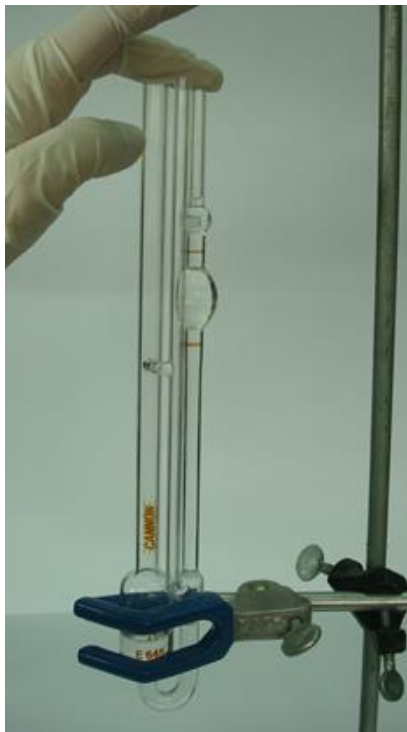


Figura 17. Viscosímetro empleado.

Fluidez

Para medir la fluidez se empleó una adaptación de la metodología descrita en la norma ISO 6876.⁶²

Se colocó en un soporte una micropipeta llena con 0.02mL de adhesivo. La altura de su punta se fijó a 3cm de una loseta de cristal con un posicionador neumático (gato).

Se accionó la micropipeta para dejar caer el adhesivo y cinco segundos después, se midió con un vernier el diámetro mayor en sentido vertical y horizontal de la gota que formó el adhesivo sobre la loseta de cristal (Figura 18). Ambos valores se sumaron y promediaron.

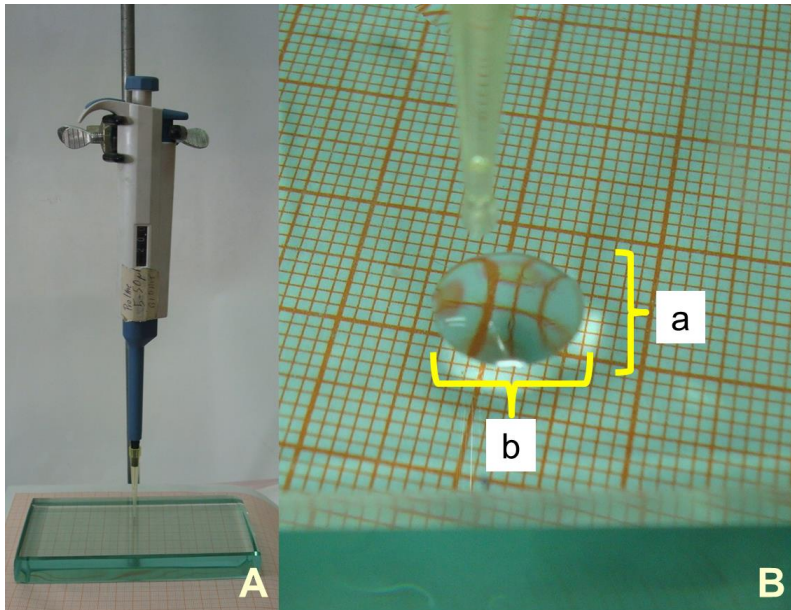


Figura 18. A) Soporte con micropipeta posicionada. B) Adhesivo listo para su medición: a) diámetro vertical; b) diámetro horizontal.

Ángulo de contacto⁶³

Para medir el ángulo de contacto se colocaron 0.02mL de adhesivo en una micropipeta posicionada como se describió para la prueba de fluidez. Se dejó caer el adhesivo sobre una loseta de vidrio y se tomaron fotografías con una cámara fijada a un tripié. La toma se ubicó para que la parte superior de la loseta quedara paralela al horizonte.

El disparo de la cámara se programó de manera automática a dos segundos, para tomar una ráfaga de tres fotografías seguidas de las cuáles se eligió la más clara, para efectuar mediciones. Sobre las imágenes seleccionadas se midió el ángulo formado entre la gota del adhesivo y la superficie de la loseta, con el programa Autocad 2012 (Figura 19).

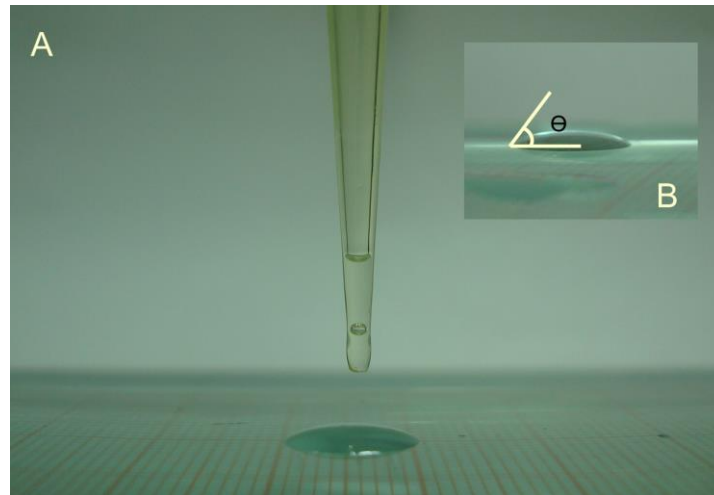


Figura 19. A) Micropipeta posicionada; B) Medición del ángulo de contacto θ

Espesor de película⁶⁴

El espesor de película se midió considerando la separación que se produjo entre dos pequeños vidrios (tamaño $20 \times 10 \pm 0.3 \text{ mm}$ y grosor de $6 \pm 0.3 \text{ mm}$) al aplicar un adhesivo.

Sobre un vidrio se pinceló en cinco ocasiones el adhesivo. Se dejó pasar 1 minuto entre una y otra aplicación (igual que en el procedimiento realizado para elaborar las muestras), para esperar la evaporación del disolvente entre capa y capa. Posteriormente, se colocó encima del vidrio otro igual, y se midió con un micrómetro el grosor de ambos vidrios juntos. A este valor se le restaron 12mm que corresponden a la dimensión de los vidrios sin adhesivo (Figura 20).



Figura 20. Medición del espesor de película.

MANEJO ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS

Se empleó el programa estadístico SPSS 13, para elaborar la base de datos y realizar el análisis de resultados. El nivel de significancia estadística empleado en las pruebas fue $\alpha=0.05$.

La media y desviación estándar de la resistencia al desprendimiento de cada grupo experimental fue analizada estadísticamente para encontrar diferencias. Se realizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov Z para verificar si los datos se distribuyeron de manera normal y la prueba de Levene para la homocedasticidad. Posteriormente, se llevó a cabo un análisis de varianza de una vía. Como variable dependiente se empleó el esfuerzo de unión entre dientes y base de dentadura, y como factor el tipo de adhesivo empleado. Se aplicaron las pruebas de contraste post-hoc Tukey HDS, y Scheffé para identificar los grupos experimentales diferentes.

El tipo de falla fue analizado con la prueba de Mann-Whitney U y las propiedades físicas de los adhesivos, con la prueba de Kruskal-Wallis.

RESULTADOS

PRIMERA ETAPA

Adhesivos experimentales. Mezclas monómero-disolvente

Las mezclas de monómero-disolvente que se emplearon para seleccionar los adhesivos de la segunda etapa se describen en las tablas 1-3. En la parte superior se encuentra el nombre del monómero empleado para la realización de las mezclas y su peso molecular. En la primera columna las proporciones de monómero disolvente que se realizaron.

Tabla 1. Mezclas para monómero UDMA (470.56g/mol)			
Proporción monómero/ disolvente (g)	g de monómero	g de disolvente	Total de mezcla (g)
90:10	9.00	1.05	10.05
70:30	7.01	2.99	10.00
50:50	5.00	5.00	10.00
30:70	3.03	7.00	10.03

Tabla 2. Mezclas para monómero TMPTMA (338.4 g/mol)			
Proporción monómero/ disolvente (g)	g de monómero	g de disolvente	Total de mezcla (g)
90:10	9.10	1.02	10.12
70:30	7.01	3.00	10.01
50:50	5.11	5.00	10.11
30:70	3.01	7.00	10.01

Tabla 3. Mezclas para monómero DPHA (524.51g/mol)			
Proporción monómero/ disolvente (g)	g de monómero	g de disolvente	Total de mezcla (g)
90:10	9.00	1.01	10.01
70:30	3.01	7.03	10.04
50:50	5.01	5.01	10.02
30:70	7.00	3.03	10.03

Fuerza de unión de las distintas relaciones monómero-disolvente

Los valores de la fuerza de unión y resistencia al desprendimiento de cada una de las concentraciones ensayadas en la primera etapa de la investigación se presentan en la tabla 4 para el monómero bifuncional, en la tabla 5 para el trifuncional, y en la tabla 6 para el penta funcional.

Tabla 4. Resultados de pruebas mecánicas de los adhesivos formulados a partir de UDMA.				
Mezcla ensayada (monómero: disolvente g) n=15	Máxima fuerza (N)		Resistencia al desprendimiento (MPa)	
	A*	T*	A*	T*
90:10	168±97.1	350±140	2.59±1.48	4.6±1.45
70:30	330±80.0	400±170	5.15±1.94	5.87±2.24
50:50	260±120	320±160	4.18±2.41	4.16±1.63
30:70	205±100	350±130	3.18±1.60	5.44±2.2

Tabla 5. Resultados de pruebas mecánicas de los adhesivos formulados a partir de TMPTMA.				
Mezcla ensayada (monómero: disolvente g) n=15	Máxima fuerza (N)		Resistencia al desprendimiento (MPa)	
	A*	T*	A*	T*
90:10	100±100	350±140	1.87±0.86	4.6±1.45
70:30	253±114	250±100	3.11±1.21	3.42±1.37
50:50	245±61.3	430±90.0	3.40±0.77	5.31±1.10
30:70	201±89.4	380±80.0	2.79±1.09	4.7±1.21

Tabla 6. Resultados de pruebas mecánicas de los adhesivos formulados a partir de DPHA.				
Mezcla ensayada (monómero: disolvente g) n=15	Máxima fuerza (N)		Resistencia al desprendimiento (MPa)	
	A*	T*	A*	T*
90:10	82.3±50.0	350±140	1.28±0.95	3.31±1.42
70:30	229±130	320±160	4.83±1.6	4.84±1.49
50:50	276±91.2	350±130	4.85±1.9	4.02±1.5
30:70	285±113	380±170	4.89±0.55	5.03±1.8

A* base de dentadura autopolimerizable; T* base de dentadura termopolimerizable

Selección de adhesivos experimentales

Las mezclas que presentaron mayor resistencia al desprendimiento fueron 70:30 para el monómero UDMA, 50:50 para TMPTMA; y 30:70 con DPHA (tabla 7). Estas formulaciones fueron las elegidas para ser empleadas como adhesivos experimentales en la segunda etapa de la investigación.

Tabla 7. Concentraciones monómero-disolvente elegidas como prototipos						
Monómero	Proporción monómero/disolvente	Monómero (g)	Disolvente (g)	Mezcla total (g)	Resistencia al desprendimiento (MPa)	
					*A	*T
UDMA	70:30	7.01	2.99	10	5.15±1.94	5.87±2.24
TMPTMA	50:50	5.11	5	10.11	3.40±0.77	5.31±1.10
DPHA	30:70	3.03	7	10.03	4.89±0.55	5.03±1.8

A* base de dentadura autopolimerizable; T* base de dentadura termopolimerizable

SEGUNDA ETAPA

EVALUACIÓN DE LA FUERZA DE UNIÓN ENTRE DIENTES ARTIFICIALES Y BASE ACRÍLICA DE LOS ADHESIVOS EXPERIMENTALES

Muestras procesadas con base acrílica autopolimerizable

Todos los resultados que se presentan corresponden a un tamaño de muestra armónica (n=32).

El grupo control requirió menos fuerza para que se desprendieran los dientes artificiales del material de base autopolimerizable (220±80kN). El adhesivo comercial (Vitacoll), fue el grupo experimental con el valor más elevado, requirió 450±100N. A este grupo le siguió la formulación experimental elaborada con el monómero multifuncional (DPHA) 420±96N. La formulación de adhesivo elaborado con el monómero bifuncional (UDMA) demandó 244±114N, el adhesivo trifuncional (TMPTMA) 313±128N y el disolvente puro 309±134N (Tabla 8).

Tabla 8. Media y desviación estándar de la fuerza de unión; resistencia al desprendimiento; y módulo de Young de muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable.

Adhesivos (n=32)	Fuerza de unión (kN)		Resistencia al desprendimiento (MPa)		Módulo de Young (MPa)	
	Media	DE	Media	DE	Media	DE
Control	220	80.0	3.63	1.33	693.80	163.81
Vitacoll	450	100	7.52	1.92	736.10	96.33
UDMA	244	114	3.95	1.86	658.42	157.60
TMPTMA	313	128	5.07	2.07	779.57	115.52
DPHA	420	96.3	6.74	1.56	879.98	109.88
Butanona	309	134	5.02	2.18	591.57	155.71

Grupo control=no se aplicó adhesivo; **Vitacoll**=adhesivo comercial; **UDMA**=adhesivo elaborado con monómero bifuncional; **TMPTMA**=adhesivo a base de monómero trifuncional; **DPHA**=adhesivo elaborado con monómero multifuncional; **Butanona**=disolvente puro.

En la figura 21, se presentan los resultados de resistencia al desprendimiento de los dientes artificiales en muestras procesadas con acrílico autopolimerizable. En el eje "X" se presentan como categorías los distintos grupos experimentales, y en el eje "Y", la resistencia calculada en Mega Pascales (MPa). Al comparar el grupo control con los demás grupos experimentales, se observó que cuando se procesaron las muestras con base de dentadura autopolimerizable, el adhesivo comercial Vitacoll incrementa la resistencia al desprendimiento de los dientes en un 107%; en tanto que el adhesivo experimental elaborado con monómero pentafuncional (DPHA), 85%; el monómero trifuncional (TMPTMA) aumentó el valor 40%; el disolvente puro (butanona) logró una mejora del 38%; y el adhesivo experimental elaborado con monómero bifuncional (UDMA) mejoró la resistencia 9%.

Al analizar los valores de resistencia al desprendimiento, la prueba de Kolmogorov-Smirnov Z indicó una distribución normal ($p=0.796$) en las muestras procesadas con acrílico autopolimerizable. La prueba de Levene permitió asumir varianzas iguales entre los grupos experimentales ($p=0.171$). Lo anterior indicó que se cumplieron los requisitos para poder aplicar el estadístico de ANOVA.

La prueba de ANOVA de una vía (Tabla 9), indicó que las medias de resistencia al desprendimiento en los grupos experimentales, presentan diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$). Por lo tanto, los datos obtenidos, proveen evidencia para rechazar la hipótesis nula: La fuerza de unión entre dientes de acrílico y material de base no se modifica por medio de alguno de los adhesivos o del disolvente puro.

La prueba post-hoc de Scheffé, indicó que todos los grupos experimentales con respecto al grupo control presentaron diferencias estadísticamente significativas ($\alpha = 0.05$), en la resistencia al desprendimiento entre dientes y base acrílica de dentadura autopolimerizable.

Cuando se aplicó el adhesivo comercial y el experimental elaborado con DPHA, estas diferencias fueron altamente significativas ($p < 0.001$).

Al comparar la resistencia al desprendimiento entre el adhesivo comercial con el elaborado con DPHA (marcados con* en la figura 21) mediante una prueba de t de Student-Fisher, no se observaron diferencias significativas ($F = 0.754$, $p = 0.081$). Por lo que, se puede asumir que las medias de resistencia al desprendimientos entre ambos adhesivos es similar.

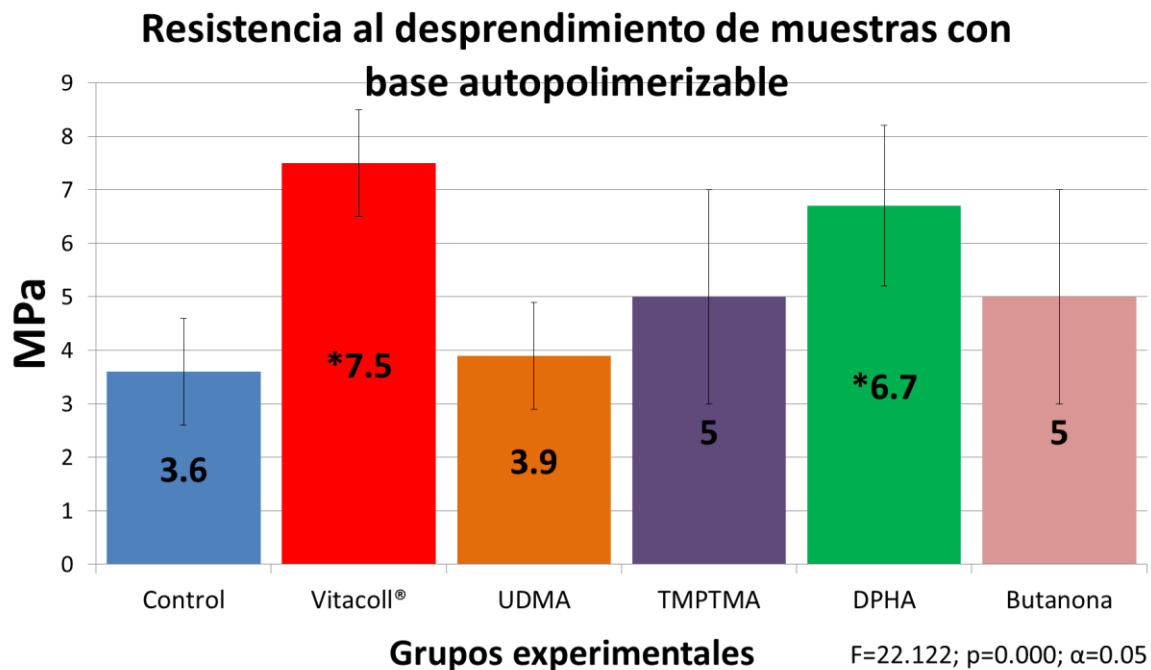


Figura 21. Resistencia al desprendimiento entre dientes y base de dentadura autopolimerizable. Las barras marcadas con * indican diferencias altamente significativas.

Tabla 9. ANOVA de una vía para la resistencia al desprendimiento en muestras procesadas con acrílico autopolimerizable.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	df	Cuadrado medio	F	p
Entre grupos	375.665	5	75.133	22.122	0.000
Dentro de los grupos	631.716	186	3.396		
Total	1007.381	191			

Muestras procesadas con base acrílica termopolimerizable

Cuando las muestras fueron procesadas con acrílico termopolimerizable; nuevamente, el grupo control requirió menos fuerza para desprender los dientes de la base de dentadura ($397\pm 101\text{N}$), en tanto que la formulación adhesiva que requirió más fuerza para que se desprendieran los dientes fue el adhesivo experimental a base de monómero bifuncional (UDMA) $570\pm 120\text{N}$. El disolvente puro requirió $523\pm 113\text{N}$; el adhesivo elaborado con monómero trifuncional (TMPTMA) $490\pm 95.9\text{N}$; el adhesivo a base de monómero pentafuncional (DPHA) necesitó $482\pm 84.7\text{N}$; y el adhesivo comercial (Vitacoll) $454\pm 98.8\text{N}$ (Tabla 10).

Tabla 10. Media y desviación estándar de la fuerza de unión; resistencia al desprendimiento; y módulo de Young de muestras procesadas con base de dentadura termopolimerizable.

Adhesivos (n=32)	Fuerza de unión (N)		Resistencia al desprendimiento (MPa)		Módulo de Young (MPa)	
	Media	DE	Media	DE	Media	DE
Control	397	101	7.04	1.82	843.80	168.12
Vitacoll	454	98.8	8.07	1.76	916.57	118.00
UDMA	570	120	10.15	2.18	946.01	121.85
TMPTMA	490	95.9	8.70	1.73	866.14	106.85
DPHA	482	84.7	8.43	1.52	870.72	109.94
Butanona	523	113	9.31	1.92	875.89	182.71

La resistencia al desprendimiento se presenta en la figura 22. Se presentan en el eje "X" como categorías los grupos experimentales, y en el eje "Y", la resistencia calculada en Mega Pascales (MPa). Cuando se comparó el grupo control contra los adhesivos, se observó que el adhesivo con monómero bifuncional incrementó 44% la resistencia al desprendimiento; el disolvente puro mejoró este valor 32%; en tanto que el adhesivo con monómero trifuncional 24%; el elaborado con pentafuncional aumentó la resistencia casi 20%; y el adhesivo comercial, 15%.

Se realizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov Z para asumir distribución normal ($p=0.818$), así como la prueba de Levene para la homocedasticidad ($p=0.193$). Nuevamente se cumplieron con los requisitos para emplear el estadístico de ANOVA.

La prueba de ANOVA de una vía demostró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos experimentales (Tabla 11); es decir, las medias de resistencia al desprendimiento son distintas. Por lo tanto, los datos arrojados por este estudio aportan evidencia para rechazar la hipótesis nula cuando se emplea base de dentadura termopolimerizable.

La prueba post-hoc de Tukey HDS (honestly significant difference), encontró que todos los grupos experimentales son diferentes con respecto al grupo control ($\alpha=0.05$). La prueba de Scheffé, demostró diferencias estadísticamente significativas entre el grupo control y los grupos experimentales de adhesivo elaborado con monómero bifuncional, el del adhesivo trifuncional, y del disolvente puro. El adhesivo elaborado con monómero bifuncional (marcado con * en la gráfica 2) presentó diferencias estadísticas con respecto a los demás grupos experimentales ($\alpha=0.05$).

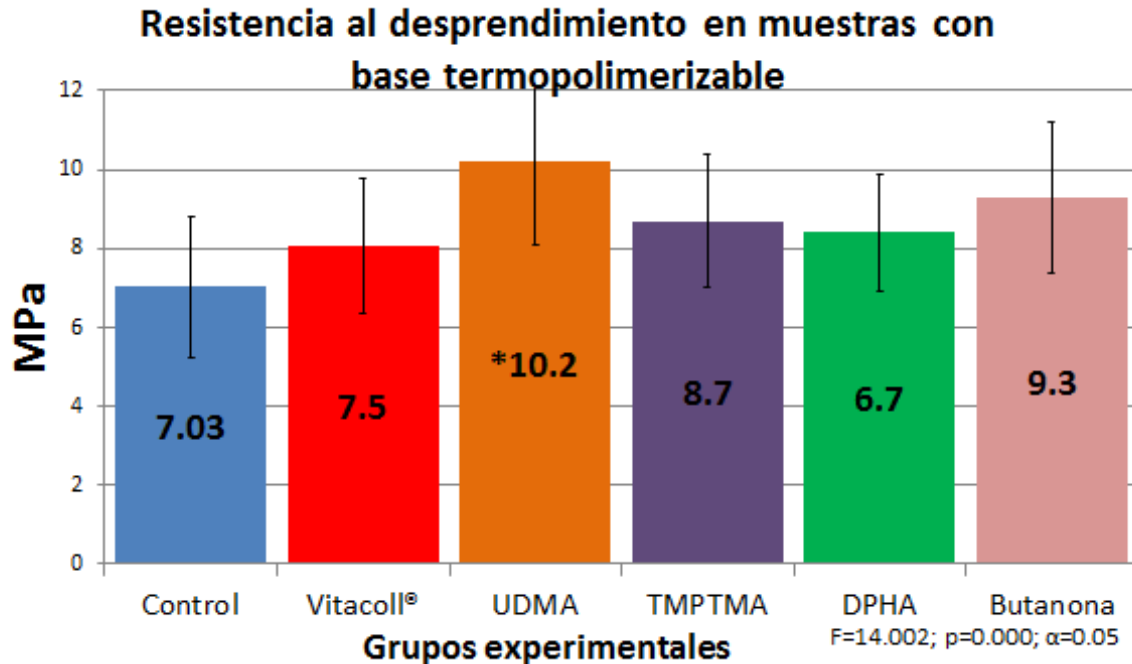


Figura 22. Resistencia al desprendimiento entre dientes y base de dentadura termopolimerizable. La barra marcada con * indican diferencias altamente significativas con los demás grupos experimentales.

Tabla 11. ANOVA de una vía para la resistencia al desprendimiento en muestras procesadas con acrílico termopolimerizable.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	df	Cuadrado medio	F	p
Entre grupos	246.278	5	49.256	14.003	0.000
Dentro de los grupos	654.264	186	3.518		
Total	900.542	191			

Cuando se compararon los resultados de ambos tipos de base de dentadura, se observó que el grupo control presentó los valores más bajos de resistencia al desprendimiento entre dientes y base de dentadura, independientemente del tipo de polimerización empleado.

El adhesivo con mayor resistencia cuando se empleó base autopolimerizable, fue el comercial, y con termopolimerizable, el experimental elaborado con monómero bifuncional (Figura 23).

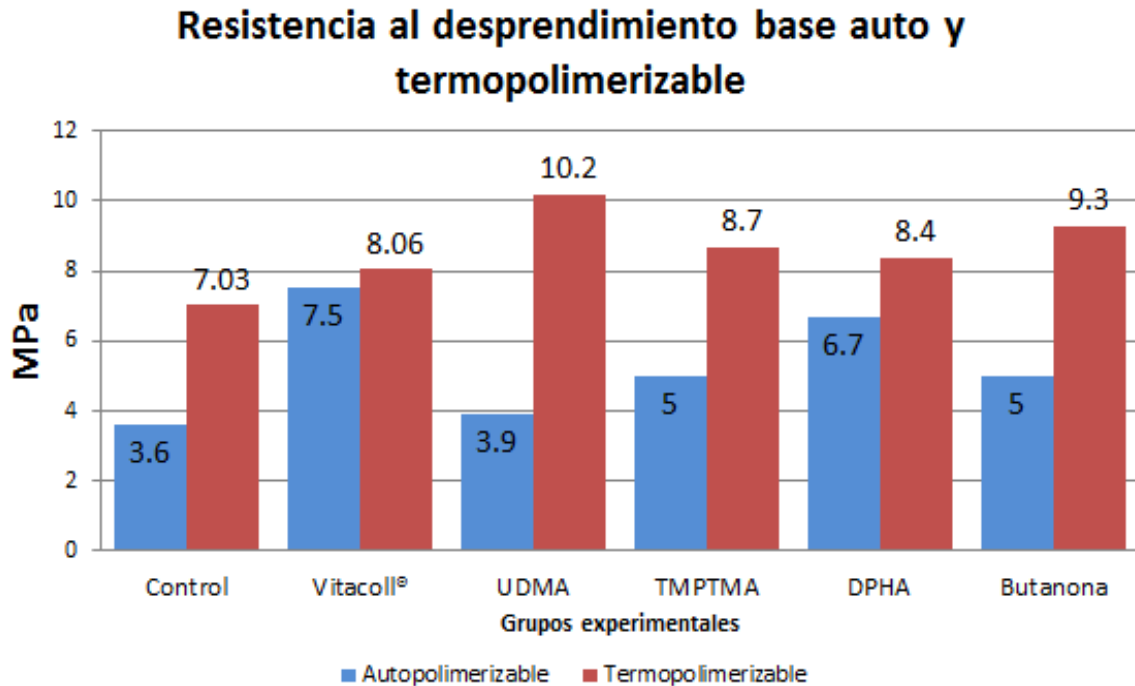


Figura 23. Resistencia al desprendimiento entre dientes y base de dentadura tanto auto, como termopolimerizable.

Tipo de falla en las muestras procesadas con base autopolimerizable

En la tabla 12, se muestra el tipo de falla y media de resistencia al desprendimiento en muestras procesadas con acrílico autopolimerizable.

Tanto el grupo control como el adhesivo experimental de monómero bifuncional, presentaron 27 muestras con falla adhesiva (84%). El grupo del adhesivo experimental elaborado con monómero pentafuncional DPHA no presentó especímenes con falla adhesiva (0%); el adhesivo comercial solamente una muestra (3%); en el grupo del adhesivo elaborado con TMPTMA se observaron 15 fallas de este tipo (47%), y con el disolvente puro 7 (22%).

La resistencia al desprendimiento más baja se presentó en muestras con falla tipo adhesivo (3.9MPa); seguido por las de falla cohesiva (6.3MPa); y por último las de tipo mixto (6.2MPa).

Tabla 12. Tipo de falla en muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable. Entre paréntesis se muestra la media de resistencia al desprendimiento.

Adhesivos (n=32)	Número de muestras por tipo de falla (media de resistencia en MPa)		
	Adhesiva 77 (3.87)	Cohesiva 87 (6.30)	Mixta 28 (6.2)
Control	27 (3.5)	3 (4.3)	2 (3.8)
Vitacoll	1 (5.7)	25(7.6)	6 (7.4)
UDMA	27 (3.6)	4 (6.0)	1(4.6)
TMPTMA	15 (4.9)	14 (5.2)	3 (5.6)
DPHA	0 (0.0)	19 (6.7)	13 (6.8)
Butanona	7 (3.7)	22 (5.5)	3 (4.8)

En la figura 24, se presenta el porcentaje de cada tipo de falla, en las muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable. Las nominaciones asignadas al tipo de falla fueron: adhesiva (color azul), cohesiva (rosa) y mixta (verde).

En el eje "X" se presentan como categorías los grupos experimentales, y en el eje "Y" se presenta de manera apilada el porcentaje de cada tipo de falla.

Los grupos experimentales se compararon contra el grupo control y entre sí mediante la prueba de Mann-Whitney U ($\alpha=0.05$). Se observaron diferencias significativas en todos los grupos con respecto al grupo control, excepto en el que se aplicó el adhesivo experimental elaborado con monómero bifuncional. Por lo tanto, los datos obtenidos indican que la proporción de fallas adhesivas con respecto al grupo control disminuye con la aplicación de un adhesivo (a excepción del bifuncional).

Cuando se aplicó el adhesivo comercial y el experimental formulado con monómero pentafuncional se encontraron diferencias estadísticamente significativas contra todos los demás grupos experimentales. Lo anterior sugiere que estos dos adhesivos son que más ayudan a disminuir el porcentaje de fallas adhesivas.

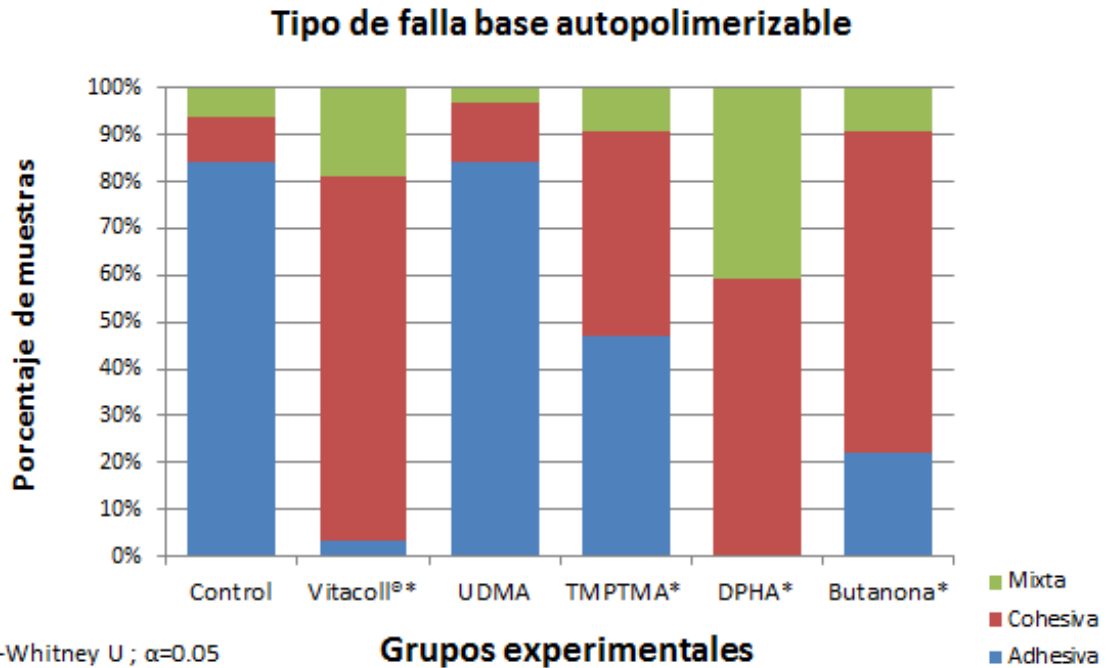


Figura 24. Tipo de falla en muestras elaboradas con acrílico autopolimerizable. Los grupos marcados con * representan diferencias estadísticamente significativas ($\alpha=0.05$).

Tipo de falla en las muestras procesadas con base termopolimerizable

En la tabla 13 se observa el número de muestras que se presentaron con cada uno de los tipos de falla, y en la figura 25 se presenta el porcentaje de especímenes.

Las fallas que se presentaron en estas muestras fueron únicamente de tipo cohesivo y mixto. La resistencia al desprendimiento en muestras con falla tipo cohesivo fue 8.6MPa y 8.9MPa en las que presentaron falla mixta.

En el grupo control se presentaron 24 fallas cohesivas (75%) y 8 mixtas (25%). Cuando se aplicó el adhesivo comercial y el elaborado con monómero bifuncional, se presentaron 18 fallas cohesivas (56%) y 14 mixtas (44%). Con el adhesivo experimental formulado con monómero trifuncional se presentaron 17 fallas cohesivas (53%) y 15 mixtas (47%). El adhesivo con monómero pentafuncional presentó al igual que el disolvente puro, 19 fallas cohesivas (59%) y 13 mixtas (41%). Al comparar los grupos experimentales contra el control y

entre sí, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (Prueba Mann-Whitney U, $\alpha=0.05$).

Tabla 13. Tipo de falla en muestras procesadas con base de dentadura termopolimerizable. Entre paréntesis se muestra la media de resistencia al desprendimiento.			
Adhesivos (n=32)	Número de muestras por tipo de falla (media de resistencia en MPa)		
	Adhesiva	Cohesiva 119 (8.6)	Mixta 73 (8.9)
Control	0	24 (6.9)	8 (7.5)
Vitacoll	0	18 (8.4)	14 (7.6)
UDMA	0	22 (9.9)	10 (12.5)
TMPTMA	0	17(9.2)	15 (8.1)
DPHA	0	19 (8.1)	13 (8.8)
Butanona	0	19 (9.3)	13 (9.3)

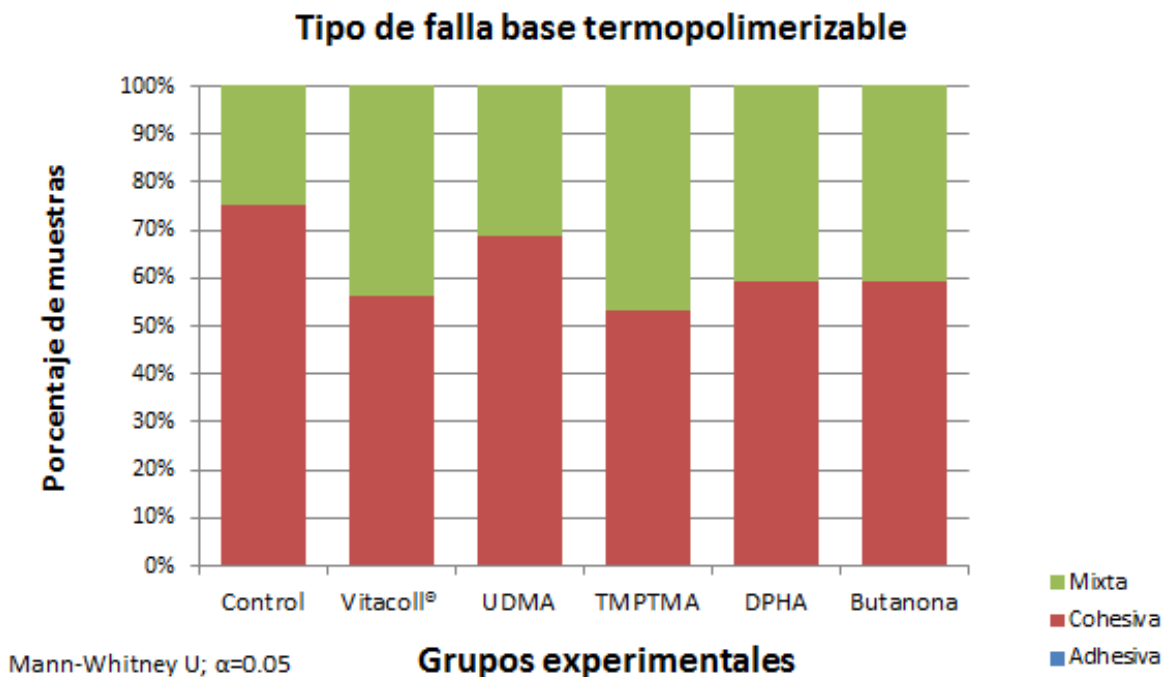


Figura 25. Tipo de falla en muestras elaboradas con acrílico termopolimerizable.

DETERMINACIÓN DE PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS ADHESIVOS EXPERIMENTALES

Densidad

En la tabla 14 se presenta la estadística descriptiva para la densidad de los adhesivos. El adhesivo con mayor densidad fue el elaborado con monómero bifuncional, y el disolvente puro presentó el menor valor.

Tabla 14. Densidad de los adhesivos g/mL						
Adhesivo	Media	DE	Mediana	Rango	Mínimo	Máximo
Vitacoll	1.261	0.084	1.290	0.370	1.000	1.370
UDMA	1.648	0.087	1.615	0.260	1.540	1.800
TMPTMA	1.418	0.056	1.440	0.190	1.320	1.500
DPHA	1.427	0.035	1.430	0.110	1.370	1.470
Butanona	1.150	0.093	1.165	0.300	1.000	1.300

DE=Desviación estándar

Con la prueba de Kruskal-Wallis no se encontraron diferencias significativas ($\alpha=0.05$) en el valor de la densidad en todos los adhesivos; excepto entre la del elaborado con monómero trifuncional y pentafuncional ($p=0.662$).

Viscosidad

La estadística descriptiva para la viscosidad absoluta, en centistokes, de las formulaciones adhesivas se presenta en la tabla 15. El disolvente puro presentó la menor viscosidad absoluta, y el adhesivo elaborado con monómero bifuncional la más elevada; este último mostró diferencias estadísticamente significativas con todos los adhesivos ($p<0.001$). Al comparar la viscosidad del adhesivo elaborado con monómero trifuncional y pentafuncional no resultaron significativamente diferentes, lo mismo que con el adhesivo comercial y el disolvente puro (Kruskal-Wallis, $\alpha=0.05$).

Tabla 15. Viscosidad Absoluta en centistokes (cSt)						
Adhesivo	Media	DE	Mediana	Rango	Mínimo	Máximo
Vitacoll	4.749	0.366	4.606	1.580	4.360	5.940
UDMA	88.573	4.767	90.512	14.680	80.240	94.920
TMPTMA	9.142	0.470	9.192	1.510	8.440	9.950
DPHA	7.952	0.190	7.940	0.570	7.700	8.270
Butanona	5.025	0.417	4.900	1.340	4.410	5.750

DE=Desviación estándar

Fluidez

En la tabla 16 se presentan los resultados de fluidez de los adhesivos medida en milímetros.

La formulación adhesiva que presentó mayor fluidez fue la elaborada con monómero trifuncional, y la menor fue la del elaborado con monómero bifuncional. Este último mostró diferencias estadísticamente significativas al compararse con las demás formulaciones. La fluidez del adhesivo comercial no presentó diferencias significativas al compararse con la formulación del monómero pentafuncional (Kruskal-Wallis, $\alpha=0.05$).

Tabla 16. Fluidez en mm						
Adhesivo	Media	DE	Mediana	Rango	Mínimo	Máximo
Vitacol	17.75	0.99	17.78	3.87	15.76	19.63
UDMA	8.19	0.37	8.18	1.50	7.80	9.30
TMPTMA	30.69	3.53	30.56	9.90	25.34	35.23
DPHA	15.37	1.30	15.11	5.27	13.12	18.38
Butanona	15.23	0.85	15.21	2.60	13.99	16.58

DE=Desviación estándar

Ángulo de contacto

La formulación adhesiva experimental elaborada con monómero bifuncional presentó mayor ángulo de contacto, y exhibió diferencias estadísticamente significativas con las demás formulaciones. El adhesivo comercial y el elaborado con monómero pentafuncional no mostraron diferencias significativas (Kruskal-Wallis, $\alpha=0.05$). En la tabla 17 se presenta la estadística descriptiva.

Tabla 17. Ángulo de contacto medido en grados						
Adhesivo	Media	DE	Mediana	Rango	Mínimo	Máximo
Vitacoll	6	1	5	3	5	8
UDMA	33	1	33	4	32	36
TMPTMA	8	1	8	4	6	10
DPHA	6	1	6	4	5	9
Butanona	3	1	3	5	0	5

DE=Desviación estándar

Espesor de película

El adhesivo con mayor espesor de película fue el experimental elaborado con monómero bifuncional. Este grupo presentó diferencias significativas con todos los demás, al igual que el elaborado con el monómero pentafuncional (Kruskal-Wallis, $\alpha=0.05$). La estadística descriptiva del espesor de película medido en micrómetros se presenta en la tabla 18.

Tabla 18. Espesor de película en micrómetros (μm)						
Adhesivo	Media	DE	Mediana	Rango	Mínimo	Máximo
Vitacoll	1.10	1.6	1.0	6.0	0.0	6.0
UDMA	17.1	2.1	17.0	7.0	13.0	20.0
TMPTMA	2.9	0.8	3.0	3.0	2.0	5.0
DPHA	8.0	3.2	8.0	11.0	4.0	15.0
Butanona	0.1	0.4	0.0	1.0	0.0	1.0

DE=Desviación estándar

DISCUSIÓN

Este estudio evaluó el efecto de monómeros bi, tri y pentafuncionales en la fuerza de unión entre dientes de acrílico y base acrílica de dentadura. Al resumir los resultados arrojados por la presente investigación, se cuenta con evidencia para sustentar el rechazo de la hipótesis nula, la cual señala que la fuerza de unión entre dientes de acrílico y base acrílica de dentadura no se modifica cuando se aplica un adhesivo.

La elaboración de una dentadura es un procedimiento complejo que involucra numerosos pasos; y hoy en día, se realiza aplicando suposiciones empíricas cuando debería de seguir una estandarización. En este estudio se empleó la metodología de la norma ISO 3336.⁵⁸ Sin embargo, en la revisión de los antecedentes, se observó que existe una falta de uniformidad en la metodología que se emplea para valorar la fuerza de unión entre los dientes artificiales y la base de dentadura.

Las muestras fueron probadas en un ensayo de tensión para obtener sus propiedades mecánicas. Sin embargo, como se mencionó en los antecedentes, este no es el único método que se ha empleado. Algunos autores han preferido estudiar la unión de los dientes con la base acrílica en ensayos de compresión⁶⁵ o cizalla.^{1,7,15}

En cualquier tipo de ensayo, la descripción de la resistencia que presenta la unión de los dientes-base de dentadura difiere de las condiciones clínicas, ya que, se especula que las fuerzas que provocan el desalajo de los dientes de la base de dentadura es una combinación de tensión y cizalla, lo que implica condiciones difícilmente reproducibles en un laboratorio.

En la primera parte de la investigación se probó experimentalmente que la butanona puede emplearse como vehículo para la aplicación de los monómeros de metacrilato y acrilato que se ensayaron. Las interacciones entre el disolvente y los monómeros fueron favorables, debido a que en ambos casos se trata de compuestos orgánicos. Las mezclas para realizar los adhesivos se llevaron a cabo sin requerir incrementar la temperatura.

La butanona es un disolvente aprótico que presenta una constante dieléctrica relativamente baja (25.45 F/m a 20°C), y un alto momento dipolo (en Debye 2.7 a 25°C).⁴⁸ Esta última característica, junto con su excelente capacidad de evaporación, hacen que tenga la capacidad de remover agua.

La evaporación de los agregados butanona-agua son más fáciles de evaporar que el agua sola debido a que entre las moléculas del agua y el grupo cetona (C=O) se forman puentes de hidrógeno, es decir, se forma un azeótropo.³⁹

La capacidad de este disolvente para remover agua es favorable para la unión entre dientes y base de dentadura, ya que se evita que el agua con la que se realizó el lavado de la mufla, actué como contaminante en la adhesión entre el diente artificial y la base de dentadura.

Los dientes artificiales y la base de dentadura que se ensayaron se componen principalmente de poli (meta acrilato de metilo). El parámetro de solubilidad Hildebrand δ del PMMA es el mismo que el de la butanona ($\delta = 19.0 \text{ cal}^{1/2}\text{cm}^{-3/2}$). Por este motivo, se consideró factible su uso.⁶⁶ Este no es el único disolvente que se ha usado para mejorar la fuerza de unión entre dientes y base de dentadura, pero a la fecha, se considera una opción relativamente segura⁶⁷⁻⁶⁹ al compararla con otros disolventes con parámetros de solubilidad similares, como son el cloroformo ($\delta=19.0 \text{ cal}^{1/2}\text{cm}^{-3/2}$), que provoca más efectos tóxicos;⁷⁰⁻⁷² y el cloruro de metileno ($\delta=19.8 \text{ cal}^{1/2}\text{cm}^{-3/2}$); y el benceno ($\delta=18.8 \text{ cal}^{1/2}\text{cm}^{-3/2}$), que de acuerdo a diversos estudios son carcinogénicos.^{21,73,74-76}

La evaporación de los disolventes durante la elaboración de las prótesis dentales, evita el paciente experimente los efectos tóxicos de dichas sustancias. Sin embargo, el técnico dental o dentista que se encargue de este procedimiento sí se vería afectado.

Las proporciones en peso de monómero-disolvente que se emplearon como prototipos de adhesivos experimentales (por incrementar más la fuerza de unión entre dientes y base de dentadura), fueron 70:30 para el monómero bifuncional; 50:50 para el tri-funcional; y 30:70 para el pentafuncional. Se observó que a mayor cantidad de grupos funcionales, mayor proporción de disolvente fue requerida en la formulación.

Los resultados obtenidos en la primera etapa de este trabajo fueron insuficientes para correlacionar la viscosidad o el peso molecular del monómero con la proporción óptima de disolvente, debido a la naturaleza de las variables (categórica y cuantitativa continua), así como por el tamaño de muestra empleado (n=15).

El disolvente se usó en los adhesivos para actuar como vehículo y mejorar la distribución de los monómeros. Cuando se aplicaron los adhesivos no se requirió evaporar la butanona con aire presurizado, ya que es muy volátil. Su presión de vapor a 20°C es elevado (70.9 mm de Hg)⁷⁷ En comparación con otros disolventes como la acetona (52.4mm de Hg); etanol (28.5mm de Hg); y agua

(16.5mm de Hg); se evapora más rápidamente, debido a esta propiedad.⁷⁸ Sin embargo; esta característica no es tan ventajosa en climas cálidos y pudiera repercutir en las condiciones de almacenamiento.

En este estudio se utilizó agua en ebullición para eliminar la cera con la que se posicionaron los dientes artificiales dentro del molde (procedimiento convencional para elaborar una prótesis). No obstante, se ha comprobado que esta técnica de eliminación de cera dista de ser la ideal. Algunos autores sugieren^{13,79} que aun cuando se observe la superficie del diente limpia, a nivel microscópico persisten residuos que resultan en una unión deficiente con la base de dentadura. Esto podría explicar porque la aplicación del disolvente puro incrementó la fuerza de unión entre dientes y base de dentadura, sin importar el tipo de polimerización empleada (38% con base autopolimerizable y 32% con termopolimerizable).

El efecto que tiene el disolvente puro sobre la superficie del diente es eliminar tanto los restos de cera como la superficie pulida (glaze) que proporciona el fabricante de los dientes artificiales, incrementando la superficie de contacto entre el diente artificial y la base de dentadura. Además, la butanona permite la difusión de material polimerizable (monómeros) al hinchar la superficie del diente artificial.^{37,53,80}

En diversos estudios se ha sugerido emplear un disolvente para eliminar los restos de cera. Sin embargo; debido a la vasta opción de procedimientos y materiales para elaborar una dentadura, no se ha definido el tiempo y modo de aplicación adecuado.^{13,17,25,79,81,82}

La unión entre dientes artificiales y base de dentadura se realiza por medio de una red polimérica semi interpenetrada secundaria (semi IPN –por sus siglas en inglés Interpenetrating Polymer Networks).⁵³ Al igual que otros estudios, los resultados obtenidos sugieren que cuando se aplica un adhesivo, su formación tiene mejores propiedades mecánicas.^{4,30,32,33}

En las muestras procesadas con resina autopolimerizable, el adhesivo comercial monofuncional Vitacoll obtuvo los valores más altos en resistencia al desprendimiento (107% de incremento con respecto al grupo control). Este resultado coincide con los presentados por otros autores.^{17,31,83} Probablemente el tamaño pequeño de las moléculas del monómero que lo conforma (metacrilato de metilo) hacen que su difusión dentro del diente artificial sea rápida en comparación con moléculas de mayor tamaño.⁸⁴

La formulación adhesiva experimental elaborada con monómero pentafuncional también obtuvo resultados favorables (incrementó de 85% en la

resistencia al desprendimiento) cuando se empleó con base autopolimerizable. Posiblemente la alta reactividad de este tipo de monómero³⁹ y su alta velocidad de polimerización⁴¹ lo hacen más apto para aplicarse con base de dentadura autopolimerizable. Al comparar esta formulación con el adhesivo comercial se encontraron similitudes en su resistencia al desprendimiento (adhesivo comercial Vitacoll 7.52 ± 1.9 MPa; adhesivo experimental con DPHA 6.74 ± 1.6 MPa), fluidez (comercial 17.8mm; experimental DPHA 15.4mm) y ángulo de contacto (comercial $6 \pm 1^\circ$; experimental DPHA $6 \pm 1^\circ$).

Aun cuando con base de dentadura autopolimerizable los resultados obtenidos por el adhesivo comercial y el experimental pentafuncional, no presentaron diferencias estadísticamente significativas, su comportamiento a largo plazo pudiera ser diferente. El adhesivo comercial forma cadenas de polimerización lineales y, en el caso del adhesivo experimental pentafuncional, se forman redes que dependen de la difusión controlada por la restricción segmentaria del movimiento de radicales, como lo mencionan Ghabsan y colaboradores,⁴¹ en su publicación sobre adhesivos donde emplearon TMPTMA como agente de entrecruzamiento de cadenas poliméricas.

Los mecanismos de deformación, y por lo tanto la resistencia de un polímero se relacionan con el grado de entrecruzamiento. En el caso del adhesivo comercial (monofuncional), la polimerización da lugar a cadenas lineales, que se desplazan entre sí cuando se le aplica una fuerza. Este deslizamiento se restringe en los monómeros multifuncionales, ya que tienen la posibilidad de entrecruzar cadenas de polimerización para formar redes, como es el caso del adhesivo experimental pentafuncional.⁸⁵

En el presente estudio se observó que la resistencia al desprendimiento de los dientes artificiales de la base de la dentadura difiere con el tipo de polimerización de la base de dentadura, estos resultados coinciden con otros autores.^{30,37} La fuerza que se requirió para producir la falla fue mayor en las muestras procesadas con acrílico termopolimerizable, independientemente del adhesivo que se aplicara. Esto se relaciona con la temperatura a la cual se llevó a cabo la polimerización.

Vallitu³⁷ afirma que al ser más elevada la temperatura de polimerización, se incrementa la difusión del monómero de la base de dentadura dentro del diente artificial. La magnitud de la resistencia al desprendimiento de los dientes acrílicos tiene su origen en la profundidad de penetración de los monómeros del material de la base después de la polimerización.⁵³ La tasa de difusión con respecto al tiempo guarda una relación lineal por debajo de la temperatura de transición vítrea (T_g) de un polímero.⁸⁶ En el caso del PMMA, la T_g se registra entre 117 y 122°C, por lo

tanto, cuando se procesa el material de base de dentadura a temperaturas mayores a 70°C (como fue el caso de las muestras termopolimerizadas) se obtiene de manera más efectiva la difusión de los monómeros dentro del diente artificial.

La difusión de los monómeros dentro del diente artificial también se modifica con la presión ejercida durante el procesado.^{37,87} En este estudio, se empleó una prensa hidráulica para mantener la presión constante, pero sería importante valorar su influencia en la unión entre dientes y base de dentadura.

Además de considerar lo previamente expuesto, es importante tener presente que el grado de conversión (cantidad de monómero que polimeriza) es determinante en las propiedades mecánicas de un polímero. En polímeros artificiales, difícilmente alcanza el 100%, pero se sabe que es mayor en bases de dentadura termopolimerizadas. Esto tiene importancia clínica, ya que bajos grados de conversión resultan en mayor permeabilidad, sorción y degradación.^{45,39} Aun cuando los adhesivos que se colocan entre dientes artificiales y base de dentadura, no están en contacto directo con los tejidos del paciente, se debe tener presente que los monómeros que no polimericen tendrán un impacto en la biocompatibilidad⁸⁸ de una prótesis. Los monómeros residuales se eluyen en la saliva del paciente^{89,90} ya sea que provengan de la base de dentadura, del diente artificial o del adhesivo.

Las variaciones en las propiedades mecánicas de las bases de dentadura son un indicativo del grado de conversión y de la concentración de monómero residual.⁹¹ Esto podría aplicarse también a la unión entre dientes artificiales y base de dentadura cuando se coloca un adhesivo.

En el caso particular del adhesivo formulado con UDMA, se podría inferir que cuando se emplea con base autopolimerizable, su grado de conversión es menor que cuando se emplea base termopolimerizable, ya la resistencia al desprendimiento con base autopolimerizable se incrementó 9%; en tanto que con termopolimerizable 44%. Posiblemente su alta viscosidad (90.5 cSt) y espesor de película (17µm) impidieron la difusión del monómero dentro del diente artificial.

El adhesivo elaborado con este monómero bifuncional obtuvo la resistencia al desprendimiento más elevada (10.15 MPa), incluso mayores al adhesivo comercial (8.07MPa). La reacción de polimerización térmica, aparte de favorecer la difusión del monómero dentro del diente, logra mejores grados de conversión⁹² con este tipo de monómero.

Las propiedades físicas ideales de un adhesivo se relacionan con la aplicación que se le dará. En este estudio se observó que la viscosidad y el espesor de

película son importantes para permitir la difusión de los monómeros del material de la base hacia el diente artificial. Esto es aún más relevante en muestras procesadas con acrílico autopolimerizable, ya que es donde se presentan más fallas.³⁷

El adhesivo comercial y el experimental pentafuncional presentaron los valores más elevados de resistencia al desprendimiento con base autopolimerizable (adhesivo comercial Vitacoll 7.52 ± 1.9 MPa; adhesivo experimental con DPHA 6.74 ± 1.6 MPa). Las propiedades físicas de fluidez (comercial 17.8mm; experimental DPHA 15.4mm); y ángulo de contacto (comercial $6 \pm 1^\circ$; experimental DPHA $6 \pm 1^\circ$) de estos adhesivos, no presentaron diferencias estadísticamente significativas. Al parecer, la difusión de los monómeros dentro del diente artificial se relaciona con la capacidad que tienen los adhesivos de ponerse prontamente en contacto con la superficie del diente artificial, lo cual es sumamente importante en resinas autopolimerizables, ya que su reacción de polimerización es rápida (8-15 minutos).⁵³

Uno de los requerimientos de la norma ISO 3336⁵⁸ para considerar satisfactoria la unión ente dientes de acrílico y base de dentadura es que se presenten únicamente fallas de tipo cohesivo o mixtas en el ensayo de tensión. Esto se cumplió en las muestras procesadas con acrílico termopolimerizable, ya que no se presentaron especímenes con fallas de tipo adhesivo. Sin embargo, en las muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable el resultado fue diferente al sugerido por esta norma.

El tipo de falla se relaciona con la resistencia al desprendimiento. En muestras procesadas con acrílico autopolimerizable, el grupo control presentó más del 80% de las muestras con falla adhesiva. La aplicación de un adhesivo o del disolvente puro disminuye esta proporción, y a su vez aumenta la resistencia al desprendimiento. Esto coincide con otros autores.^{6,14,21,29}

La difusión de los monómeros de la base de dentadura dentro del diente artificial, asimismo, se relaciona con el tipo de falla. Las temperaturas más elevadas de polimerización ayudan a reducir las fallas clasificadas como adhesivas, ya que se forma una red polimérica semi interpenetrada secundaria más profunda a consecuencia de la dilatación de las moléculas del diente artificial y del incremento en la actividad cinética de los monómeros.³⁷

En este estudio no se realizó inmersión en agua caliente durante la polimerización de las muestras procesadas con base de dentadura autopolimerizable, debido a que es el procedimiento más realizado. No obstante,

de acuerdo a los resultados observados, resultaría benéfico. Matinlinna *et al.*,⁵³ consideran que la temperatura óptima de inmersión es 55°C.

Se sugiere como tema de investigaciones futuras averiguar el comportamiento mecánico de los adhesivos experimentales a largo plazo, y con pruebas de impacto para simular las condiciones a las cuales se vería expuesta la unión adhesiva del diente-base de dentadura. Así mismo, incluir otras posibles variaciones clínicas como: otros tipos de base de dentadura; distintos dientes artificiales; métodos de procesado (polimerización por microondas, luz visible); y considerar el esquema oclusal (contacto de los dientes durante la masticación).

Los resultados obtenidos por este estudio hacen suponer otras posibles aplicaciones para los adhesivos que se probaron, debido a que favorecen la formación de una red interpolimérica semi interpenetrada secundaria. Podrían emplearse como adhesivo para base de dentadura con materiales de rebase; bases blandas; o acondicionadores de tejidos. Otro uso pudiera ser en la preparación de las superficies de prótesis dentales que van a ser reparadas; o bien, para activar la superficie intaglio (interna) de restauraciones provisionales durante su rebase.

CONCLUSIONES

Bajo la metodología descrita y las condiciones en las que se realizó la presente investigación, se puede concluir lo siguiente:

Los resultados obtenidos proporcionaron evidencia para sustentar la aceptación de la hipótesis de trabajo: El esfuerzo de unión entre dientes de acrílico y base acrílica de dentadura tanto auto como termopolimerizable se incrementa al aplicar un adhesivo.

En la primera parte de la investigación se probó experimentalmente que la butanona puede emplearse como vehículo para la aplicación y distribución de los monómeros de metacrilato y acrilato que se ensayaron en este estudio.

Las proporciones en peso de monómero-disolvente que se emplearon como adhesivos experimentales (por incrementar más la fuerza de unión entre dientes y base de dentadura) fueron 70:30 para el monómero bifuncional; 50:50 para el trifuncional; y 30:70 para el pentafuncional.

Los resultados de la segunda etapa de la investigación aportaron evidencia para concluir que la resistencia al desprendimiento entre dientes artificiales y base de dentadura autopolimerizable, fue similar con el adhesivo experimental elaborado con monómero pentafuncional y el comercial (adhesivo Vitacoll 7.52 ± 1.9 MPa; adhesivo experimental con DPHA 6.74 ± 1.6 MPa).

Las propiedades físicas de los adhesivos, se relacionan con su capacidad para ponerse rápidamente en contacto con la superficie del diente artificial, y posteriormente difundirse dentro de éste.

Con la base de dentadura termopolimerizable, el adhesivo experimental a base de monómero bifuncional obtuvo valores de resistencia al desprendimiento elevados, incluso 30% mejores que los obtenidos por el adhesivo comercial.

La aplicación del disolvente puro en la superficie del diente artificial incrementó la resistencia al desprendimiento de los dientes artificiales, tanto con base autopolimerizable, como termopolimerizable. Este efecto fue menor que el logrado por el adhesivo experimental pentafuncional en base autopolimerizable (47% menor); y por el bifuncional en muestras procesadas con acrílico termopolimerizable (12% menor).

En las muestras autopolimerizadas, los valores de resistencia al desprendimiento más elevados se presentaron en especímenes con fallas de tipo cohesivo y los más bajos en fallas de tipo adhesivo. La proporción de fallas en la

unión diente y base de dentadura se redujo con la aplicación de alguna de las formulaciones e incluso con el disolvente puro.

En los especímenes procesados con acrílico termopolimerizable se presentaron únicamente fallas cohesivas y mixtas. Los valores de resistencia más elevados, se obtuvieron en las muestras que exhibieron fallas de tipo mixta.

REFERENCIAS

1. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic denture bases: a review. *Gerodontology* 2006; 23(6); 131-9.
2. Mosongo Moukwa. The development of polymer-base biomaterials since 1920s. *JOM* 1997; 2: 46-50.
3. Barbosa DB, Barão VA, Roberto DM, Compagnoni AM, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of termocycling and polymerization methods. *Gerodontology* 2008; 25: 237-44.
4. Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic teeth to MMA/PMMA and light curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *J of Prosthet Dent* 2012; 40(3): 210-21.
5. Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2): 212-32.
6. Chung KH, Chung CY, Chung CY, Chan DC. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding denture base. *J Oral Rehab* 2008; 35: 268-75.
7. Darbar U, Hugget R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interfase of acrylic resin teeth debonding from denture base. *J Prosthet Dent* 1995; 74(6): 591-4.
8. Schoonover IC, Fisher TE, Serio AF, Sweeney WT, Washington AB. Bonding of plastic teeth to heat cured base resins. *J Am Dent Assoc* 1951; 44: 285-7.
9. Bhaskaran S, Hallikerimath RB. An investigation on the influence of tin foil substitute contamination on bond strength between resin denture teeth and the denture base: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2012; 23(4):556.
10. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 59-65.

11. Caswell RK, Norling BK. Comparative study of the bond strength of three abrasion-resistant plastic denture teeth bonded to a cross-linked and a grafted cross-linked denture base material. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 701-8.
12. Clancy RK, Boyer DB. Comparative bond strength of light-cured, heat-cured and autopolimerizing denture resin to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 457-62.
13. Cunningham JL, Benington IC. A survey of the pre-bonding preparation of denture teeth and efficiency of dewaxing methods. *J Dent* 1997; 25(2): 125-8.
14. Stoia, E., Sinescu C, Negrutiu M, Enescu M, Rominu R, Pielmusi M, Tudor A, Rominu M. Tensile bond strength of acrylic resin teeth to denture base repair resin. *Advances in Communications, computers, systems circuits and Devices*. ISB: 978-960-474-250g.
15. Fletcher-Stark M, Kwok-hung C, Rubenstein J, Raigrodski A, Mancl L. Shear bond strength of denture teeth to heat- and light polymerized denture base resin. *J of Prosthodont* 2011; 20: 52-9.
16. Dabar UR, Huggett R, Harrison A. A denture fracture survey. *Br Dent J* 1994; 176: 342-5.
17. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent* 1999; 27: 129-35.
18. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. *J Prosthet Dent* 2003; 89(6): 603-7.
19. Cardash HS, Applebaum B, Baharav H, Liberman R. Effect of retention grooves on tooth-denture base bond. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 492-6.
20. Fletcher AM, Al-Mulla MA, Amin WM, Dodd AW, Ritchie GM. A method of improving the bonding between artificial teeth and PMMA. *J Dent* 1985; 13: 102-8.

21. Shimizu H, Mazayoshi K, Fujii J, Furnitake T, Takahashi Y. Effect of surface preparation using ethyl acetate on the shear bond strength of repair resin to denture base resin. *J Prosthodont* 2008; 17(6): 451-5.
22. Rached RN, Power JM, Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerising, microwave, and conventional heat polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 79-82.
23. Rached RN, Del Bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: bond strength and surface texture. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 370-5.
24. Shen C, Colaizzi FA, Birns B. Strength of denture repairs as influenced by surface treatment. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 844-8.
25. Marra J, Peleari GA, Pero AC, Freitas de Souza R, Barros BD, Compagnoni MA. Effect of methylmethacrylate monomer on bond strength of denture base resin to acrylic teeth. *Int J Adhesion & Adhesives* 2009; 29: 391-5.
26. Geerts GA, Jooste CH. A comparison of bond strengths of microwave and water bath cured denture material. *J Prosthet Dent* 1990; 70: 406-9.
27. Barbosa DB, Monteiro RD, Barão RV, Pero AC, Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology* 2009; 36: 225-31.
28. Papazoglou E, Vasilas AL. Shear bond strengths for composite and autopolymerised acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 573-8.
29. Yanikoglu DN, Duymus DZ, Bayindir DF. Comparative bond strengths of autopolymerizing denture resin and light cured composite resin to denture teeth. *Int Dent J* 2002; 52: 20-4.
30. Lang R, Kolbeck C, Bergman G, Rosentrit M. Bond of acrylic teeth to different base resins after various surface-conditioning methods. *Clin Oral Invest* 2012; 16: 319-23.
31. Saavedra G, Valandro LF, Pereira LP, Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Kimpara ET. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after

- various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 199-201.
32. Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, Oki K, Kinuta Y, Minagi S, Irie M, Suzuki K. Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. *J Dent Mater* 2006; 25(1): 75-80.
33. Meng GK, Chung KH, Fletcher-Stark ML, Zhang H. Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. *J Prosthet Dent* 2010; 103 (4): 245-52.
34. [en línea] Disponibilidad:
<(<http://www.inegi.org.mx>) [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2013].
35. [en línea] Disponibilidad:
<(<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs318/en/index.html>) [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2013].
36. Moffitt A, Woody R, Parel S, Miller B. Failure modes with point loading of three commercially available denture teeth. *J Prosthodont* 2008; (17): 432-8.
37. Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1997, 78 (2): 194-9.
38. Cowie JM, Arrighi V. *Polymers: Chemistry and physics of modern materials*. EUA: CRC Press; 2008. p:1-5.
39. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28(26):3757-85.
40. Ehreinstein GW. *Polymeric materials. Structure, properties, applications*. München Germany: Carl Hanser Verlag 2001. p. 40-41.
41. Ghasaban S, Atai M, Imani M, Zandi M, Shokrgozar M. Photo-crosslinkable cyanocrylate bioadhesive: Shrinkage kinetics, dynamic mechanical properties, and biocompatibility of adhesives containing TMPTMA and

- POSS nanostructures as crosslinking agents. *Journal of Biomed Mater Res* 2011; 99A(2): 240-8.
42. Dunn JD. *Adhesives and Sealants. Technology, Applications and Markets*. Shawbury UK: Rapra Technology Limited 2003. p. 30.
43. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012; 23(5):508-14.
44. [en línea] Disponibilidad:
<(http://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/summary/summary.cgi?sid=24867310&viewopt=PubChem) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].
45. Bettencourt A, Neves C, de Almeida M, Pinheiro L, Arantes S, Lopes L, Castro M. Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dental Materials* 2010; 26: 171-80.
46. [en línea] Disponibilidad:
<(http://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/summary/summary.cgi?cid=18689) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].
47. [en línea] Disponibilidad:
<(http://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/summary/summary.cgi?cid=108956), [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2012].
48. Masschelein-Kleiner L. *Los Solventes*. Santiago Chile: Publicaciones del Centro Nacional de Conservación y Restauración DIBAM 2006. p.84.
49. [en línea] Disponibilidad:
<(http://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/summary/summary.cgi?cid=6569&loc=ec_rcs) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2012].
50. [en línea] Disponibilidad:
<(http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.mx/2011/05/polimetacrilato-de-metilo.html) [Fecha de consulta: 22 de Julio de 2013].
51. Mouka M. The development of polymer-based biomaterials since the 1920's. *JOM* 1997; 49(2): 46-50.
52. [en línea] Disponibilidad:

- <(http://www.sigmaaldrich.com/catalog/product/fluka/81497?lang=es®ion=MX) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].
53. Matinlinna JP, Kashmiri LM. Adhesion aspects in dentistry. Lenin: Koninklijken Brill NV; 2009. p.63-9.
54. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.newstetic.com/newstetic/docs/ft_opticryl_auto.pdf) [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2013].
55. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.newstetic.com/newstetic/docs/ft_opticryl_termo.pdf) [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2013].
56. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.newstetic.com/newstetic/es/productos/dientesacrilicos/4capas/duratone) [Fecha de consulta: 18 de Junio de 2013].
57. Zuckerman GR. A reliable method for securing anterior denture teeth in denture bases. J Prosthet Dent 2003, 89(6): 603-7.
58. ISO 3336: 1993. Norma European Standars Nome Européenne Europäisch Normen ISO 2226 marzo 1996 ics 11.060.10 COMITÉ EUROPEO DE NORMALIZACIÓN SECRETARÍA DENTAL: Rue De Stassart, 36 105 Bruxelles.
59. The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005, 94(1): 1-83.
60. ASTM D1875-03(2008) e1. Standar test method for density of adhesives in fluid form.
61. ASTM D445-12 Standar test method for kinematic viscosity of transparent and opaque liquids (and calculation of dynamic viscosity).
62. ISO/TS 6876:2012. Technical Specifications of the International Organization of Standarization.
63. Hosseinpour D, Berg JC. The dynamic interaction of water with four dental impression materials during cure. J Prosthodont. 2009; 18(4): 292-300.

64. ANSI/ADA Revised American National Standards/American Dental Association Specification No. 96 for dental New York: American National Standards Institute, 1985.
65. Meng GK, Chung KH, Fletcher-Stark ML, Zhang H Effect of surface treatments and cyclic loading on the bond strength of acrylic resin denture teeth with autopolymerized repair acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(4):245-52.
66. Rudin A, Choi P. *The elements of polymer science and engineering.* 3rd ed. Waltham: Elsevier; 2013. p. 239-240.
67. Scwetz BA, Mast TJ, weigel RJ, Dill JA, Morrissey RE. Developmental toxicity of inhaled methyl ethy ketone in swiss mice. *Fundam Appl Toxicol* 1991; 16(4): 742-8.
68. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.epa.gov/ttn/atw/hlthef/methylet.html) [Fecha de consulta: 22 de Julio de 2013].
69. Thompson SB. How dangerous is methyl ethyl ketone (MEK)? *WebmedCentral BRAIN* 2011;2(7):WMC002008
70. Bharat JS, Naidu DL, Reddy MV, Naveen P, Rao NV. Effect of trichloromethane on the bond strengths between acrylic teeth and different heat-cured denture bases: a comparative study. *J Contemp Dent Pract.* 2012; 13(6):850-5.
71. Agency for Toxic Substances and Disease Registry (ATSDR). *Toxicological profile for chloroform.* Public Health Service, U.S. Department of Health and Human Services, Atlanta, GA. 1997.
72. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.epa.gov/ttnatw01/hlthef/chlorofo.html) [Fecha de consulta: 22 de Julio de 2013].
73. [en línea] Disponibilidad:
<(http://www.epa.gov/iris/subst/0070.htm) [Fecha de consulta: 22 de Julio de 2013].

74. Kari FW, Foley JF, Seilkop SK, Maronpot RR, Anderson MW. Effect of varying exposure regimens on methylene chloride-induced lung and liver tumors in female B6C3F1 mice. *Carcinogenesis* 1993; 14: 819-26.
75. Snyder R. Leukemia and benzene. *Int J Environ Res Public Health* 2012; 9:2875-93.
76. Rappaport SM, Kim S, Thomas R, Johnsson BA, Bois FY, Kupper LL. Low-dose metabolism of benzene in humans: science and obfuscation. *Carcinogenesis* 2013; 34 (1): 2-9.
77. [en línea] Disponibilidad:
<<http://www.dideval.com/pdf/seguridad/MEK.pdf>> [Fecha de consulta: 22 de Julio de 2013].
78. Wypych G. *Handbook of solvents*. Toronto: ChemTec Publishing; 2001. p. 49, 50.
79. Kurt M, Saraç YŞ, Ural C, Saraç D. Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. *Gerodontology* 2012; 29(2):357-62.
80. Shimizu H, Takahashi Y. Review of adhesive techniques used in removable prosthodontic practice. *J Oral Sci* 2012; 54(3):205-11.
81. Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases (review article). *J Dent* 1993; 21(5): 274-80.
82. Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 312–6.
83. Chittaranjan B, Taruna M, Sudheer N, Patil NS. Evaluation of shear bond strength of three different types of artificial teeth to heat denture base resin: An in vivo study. *Indian J Dent Res* 2023; 24(3): 321-5.
84. Matyjaszewski K, Davis PT. *Handbook of radical polymerization*. EUA: John Wiley and Sons, Inc., Hoboken; 2002. p. 168.
85. Hu W. *Polymer physics: A molecular approach*. London: Springer-Verlag Wien; 2013. p. 93-9.

86. Sperling LH. Introduction to physical polymer science. 4th ed. New Jersey: Wiley; 2006. p. 173.
87. Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, Kishida A, Igarashi Y. Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin. *J Mech Biomed Mater* 2013; 20:98-104.
88. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2012; 100(5):1444-50.
89. Bural C, Aktaş E, Deniz G, Ünlüçerçi Y, Kızılcın N, Bayraktar G. Effect of post-polymerization heat-treatments on degree of conversion, leaching residual MMA and in vitro cytotoxicity of autopolymerizing acrylic repair resin. *Dent Mater* 2011; 27(11):1135-43.
90. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003; 90(2):190-3.
91. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent* 1992; 20:370-4.
92. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:588-93.

REFERENCIAS DE HOJAS DE SEGURIDAD

93. [en línea] Disponibilidad:

<(http://www.sigmaaldrich.com/MSDS/MSDS/DisplayMSDSPage.do?country=MX&language=es&productNumber=436909&brand=ALDRICH&PageToGoToURL=http%3A%2F%2Fwww.sigmaaldrich.com%2Fcatalog%2Fsearch%3Finterface%3DAI%26term%3DDiurethane%2Bdimethacrylate%26lang%3Des%26region%3DMX%26focus%3Dproduct%26N%3D0%2B220003048%2B219853196%2B219853286%26mode%3Dmatch%2520partialmax)
[Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].

94. [en línea] Disponibilidad:

<(http://www.sigmaaldrich.com/MSDS/MSDS/DisplayMSDSPage.do?country=MX&language=es&productNumber=246840&brand=ALDRICH&PageToGoToURL=http%3A%2F%2Fwww.sigmaaldrich.com%2Fcatalog%2Fsearch%3Finterface%3DAI%26term%3DTrimethylolpropane%2Btrimethacrylate%26lang%3Des%26region%3DMX%26focus%3Dproduct%26N%3D0%2B220003048%2B219853196%2B219853286%26mode%3Dmatch%2520partialmax)
) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].

95. [en línea] Disponibilidad:

<(http://www.sigmaaldrich.com/MSDS/MSDS/DisplayMSDSPage.do?country=MX&language=es&productNumber=407283&brand=ALDRICH&PageToGoToURL=http%3A%2F%2Fwww.sigmaaldrich.com%2Fcatalog%2Fproduct%2Faldrich%2F407283%3Flang%3Des) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].

96. [en línea] Disponibilidad:

<(http://www.sigmaaldrich.com/MSDS/MSDS/DisplayMSDSPage.do?country=MX&language=es&productNumber=48877&brand=SUPELCO&PageToGoToURL=http%3A%2F%2Fwww.sigmaaldrich.com%2Fcatalog%2Fsearch%3Finterface%3DAI%26term%3Dmethyl%2520ethyl%2520ketone%26lang%3Des%26region%3DMX%26focus%3Dproduct%26N%3D0%2B220003048%2B219853196%2B219853286) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].

97. [en línea] Disponibilidad:

<(https://www.vita-zahnfabrik.com/aa9_1_es.html) [Fecha de consulta: 26 de Junio de 2013].

ANEXO 1a. Hoja de Datos de Seguridad (HDS) de UDMA⁹³

SIGMA-ALDRICH sigma-aldrich.com

Hoja Técnica de Seguridad del Material

Versión 4.1

Fecha de revisión 04/20/2012

Fecha de impresión 06/26/2012

1. IDENTIFICACIÓN DEL PRODUCTO Y DE LA COMPAÑÍA

Nombre del producto :

Diurethane dimethacrylate

CAS 72869-86-4

mixture of isomers

Referencia : 436909

Marca : Aldrich Proveedor : Sigma-Aldrich Quimica, S.A. de C.V.Parque Industrial Toluca 2000;
Calle 6 Norte No.107; 50200 TOLUCA,MEXICO

Teléfono : +52 (0)1-800-007-5300

Fax : +52 (0)1-800-712-9920

Teléfono de Urgencia (Tanto para el proveedor como para el fabricante) Información suministrada por: Sigma-Aldrich Corporatin

Product Safety - Americas Region

1-800-521-8956

2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PELIGROS

Revisión de la Emergencia

Peligros OSHA

Ningunos peligros sabidos del OSHA

No es una sustancia o mezcla peligrosa de acuerdo con el Sistema Globalmente Armonizado (SGA).

HMIS Classification

Health hazard: 0

Flammability: 0

Physical hazards: 0

Clasificación NFPA

Peligro para la salud: 0

Fuego: 0

Peligro de Reactividad: 0

Efectos potenciales para la Salud

Inhalación Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.

Piel Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.

Ojos Puede provocar una irritación en los ojos.

Ingestión Puede ser nocivo si es tragado.

3. COMPOSICIÓN/INFORMACIÓN SOBRE LOS COMPONENTES

Fórmula: C₂₃H₃₈N₂O₈

Peso molecular: 470.56 g/mol

Ningún ingrediente peligroso de acuerdo con el Estándar de Comunicación de Riesgos de OSHA 29CFR 19101200.

4. PRIMEROS AUXILIOS

Si es inhalado

Si aspiró, mueva la persona al aire fresco. Si ha parado de respirar, hacer la respiración artificial.

En caso de contacto con la piel

Eliminar lavando con jabón y mucha agua.

En caso de contacto con los ojos: Lavarse abundantemente los ojos con agua como medida de precaución.

Si es tragado: Nunca debe administrarse nada por la boca a una persona inconsciente. Enjuague la boca con agua.

5. MEDIDAS DE LUCHA CONTRA INCENDIOS

Condiciones de inflamabilidad

No inflamables o combustibles

Medios de extinción apropiados

Usar agua pulverizada, espuma resistente al alcohol, polvo seco o dióxido de carbono.

Equipo de protección especial para el personal de lucha contra incendios

Si es necesario, usar equipo de respiración autónomo para la lucha contra el fuego.

Productos de combustión peligrosos

Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono, óxidos de nitrógeno (NOx)

6. MEDIDAS EN CASO DE VERTIDO ACCIDENTAL

Precauciones personales

Evitar respirar los vapores, la neblina o el gas.

Precauciones relativas al medio ambiente

No dejar que el producto entre en el sistema de alcantarillado.

Métodos y material de contención y de limpieza

Guardar en contenedores apropiados y cerrados para su eliminación.

7. MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO

Condiciones para el almacenaje seguro

Conservar el envase herméticamente cerrado en un lugar seco y bien ventilado.

Temperatura de almacenaje recomendada: 2 - 8 °C

8. CONTROLES DE EXPOSICIÓN/ PROTECCIÓN INDIVIDUAL

No contiene sustancias con valores límites de exposición profesional.

Protección personal

Protección respiratoria

No se requiere protección respiratoria. Para exposiciones molestas use cartuchos de respirador de tipo OV / AG (EE.UU.) o ABEK (UE EN 14387). Usar respiradores y componentes testados y aprobados bajo los estándares gubernamentales apropiados como NIOSH (EEUU) o CEN (UE)

Protección de las manos

Manipular con guantes. Los guantes deben ser controlados antes de la utilización. Utilice la técnica correcta de quitarse los guantes (sin tocar la superficie exterior del guante) para evitar el contacto de la piel con este producto.

Deseche los guantes contaminados después de su uso, de conformidad con las leyes aplicables y buenas prácticas de laboratorio. Lavar y secar las manos.

Protección de los ojos

Use equipo de protección para los ojos probado y aprobado según las normas gubernamentales correspondientes, tales como NIOSH (EE.UU.) o EN 166 (UE).

Protección de la piel y del cuerpo

Indumentaria impermeable, El tipo de equipamiento de protección debe ser elegido según la concentración y la cantidad de sustancia peligrosa al lugar específico de trabajo.

Medidas de higiene

Procedimiento general de higiene industrial.

9. PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS

Aspecto

Forma líquido

Color sin datos disponibles

Datos de Seguridad

pH sin datos disponibles

Punto de fusión/Punto de congelación: Sin datos disponibles

Punto de ebullición 200 °C (392 °F)

Punto de inflamación > 113.00 °C (> 235.40 °F) - copa cerrada

Temperatura de ignición: Sin datos disponibles
 Temperatura de auto-inflamación: Sin datos disponibles
 Límite inferior de explosividad: Sin datos disponibles
 Límite superior de explosividad: Sin datos disponibles
 Presión de vapor: sin datos disponibles
 Densidad: sin datos disponibles
 Solubilidad en agua sin datos disponibles
 Coeficiente de reparto octanol/agua: Sin datos disponibles
 Densidad relativa del vapor: Sin datos disponibles
 Olor sin datos disponibles
 Umbral olfativo sin datos disponibles
 Tasa de evaporación sin datos disponibles

10. ESTABILIDAD Y REACTIVIDAD

Estabilidad química: Estable bajo las condiciones de almacenamiento recomendadas.

Posibilidad de reacciones peligrosas: Sin datos disponibles

Condiciones que deben evitarse: Sin datos disponibles

Materias que deben evitarse: Agentes oxidantes fuertes

Productos de descomposición peligrosos

Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono, óxidos de nitrógeno (NOx)

Otros productos de descomposición peligrosos - sin datos disponibles

Contiene el estabilizador(es) siguiente(s):

BHT (>=200 - <=250 ppm)

11. INFORMACIÓN TOXICOLÓGICA

Toxicidad aguda

Oral DL50 Sin datos disponibles

Inhalación CL50 Sin datos disponibles

Cutáneo DL50 Sin datos disponibles

Otra información sobre toxicidad aguda Sin datos disponibles

Corrosión o irritación cutáneas Sin datos disponibles

Lesiones o irritación ocular graves Sin datos disponibles

Sensibilización respiratoria o cutánea Sin datos disponibles

Mutagenicidad en células germinales Sin datos disponibles

Carcinogenicidad

IARC: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0,1% se identifica como probable, posible o confirmado carcinógeno por la IARC.

ACGIH: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

NTP: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

OSHA: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la OSHA.

Toxicidad para la reproducción: Sin datos disponibles

Teratogenicidad :Sin datos disponibles

Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única (SGA): Sin datos disponibles

Toxicidad específica en determinados órganos - exposiciones repetidas (SGA): Sin datos disponibles

Peligro de aspiración: Sin datos disponibles

Efectos potenciales sobre la salud

Inhalación Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.

Ingestión Puede ser nocivo si es tragado.

Piel Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.

Ojos Puede provocar una irritación en los ojos.

Efectos sinérgicos: Sin datos disponibles

Información Adicional: RTECS: sin datos disponibles

12. INFORMACIÓN ECOLÓGICA

Toxicidad: Sin datos disponibles

Persistencia y degradabilidad: Sin datos disponibles

Potencial de bioacumulación: Sin datos disponibles

Movilidad en el suelo: Sin datos disponibles

Valoración PBT y MPMB: Sin datos disponibles

Otros efectos adversos: Sin datos disponibles

13. CONSIDERACIONES RELATIVAS A LA ELIMINACIÓN

Producto: Ofertar el sobrante y las soluciones no-aprovechables a una compañía de vertidos acreditada.

Envases contaminados: Eliminar como producto no usado.

14. INFORMACIÓN RELATIVA AL TRANSPORTE

DOT (US): Not dangerous goods

IMDG: Not dangerous goods

IATA: Not dangerous goods

15. INFORMACIÓN REGLAMENTARIA**Peligros OSHA**

Ningunos peligros sabidos del OSHA

SARA 302 Componentes

SARA 302: Este material no contiene productos químicos sujetos a los requisitos reportados por SARA Título III, sección 302.

SARA 313 Componentes

SARA 313: Este material no contiene ningún componente químico con los conocidos números CAS que exceden el umbral de los niveles reportados (De Minimis) establecidos por SARA título III, sección 313.

SARA 311/312 Peligros

No son peligros según la legislación americana SARA

Massachusetts Right To Know Componentes

No hay componentes sujetos al Acta de Derecho a Saber de Massachussets.

Pennsylvania Right To Know Componentes

Diurethane dimethacrylate, mixture of isomers

No. CAS

72869-86-4

Fecha de revisión

New Jersey Right To Know Componentes

Diurethane dimethacrylate, mixture of isomers

No. CAS

72869-86-4

Fecha de revisión

Prop. 65 de California Componentes

Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo. Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo.

16. OTRA INFORMACIÓN**Otros datos**

Copyright 2012 Sigma-Aldrich Co. LLC. Se autoriza la reproducción en número ilimitado de copias para uso exclusivamente interno.

La información indicada arriba se considera correcta pero no pretende ser exhaustiva y deberá utilizarse únicamente como orientación. La información contenida en este documento está basada en el presente estado de nuestro conocimiento y es aplicable a las precauciones de seguridad apropiadas para el producto. No representa ninguna garantía de las propiedades del producto. La Corporación Sigma-Aldrich y sus Compañías Afiliadas, no responderán por ningún daño resultante de la manipulación o contacto con el producto indicado arriba. Diríjase a www.sigmaaldrich.com y/o a los términos y condiciones de venta en el reverso de la factura o de la nota de entrega.

ANEXO 1b. Hoja de Datos de Seguridad (HDS) de TMPTMA⁹⁴

SIGMA-ALDRICH sigma-aldrich.com

Hoja Técnica de Seguridad del Material

Versión 4.3

Fecha de revisión 03/29/2012

Fecha de impresión 06/27/2012

1. IDENTIFICACIÓN DEL PRODUCTO Y DE LA COMPAÑÍA

Nombre del producto:

Trimethylolpropane trimethacrylate

CAS 3290-92-4

Referencia : 246840

Marca : Aldrich

Proveedor : Sigma-Aldrich Quimica, S.A. de C.V.

Parque Industrial Toluca 2000 Calle 6 Norte No. 107; 50200 TOLUCA, MEXICO Teléfono :+52(0)1-800-007-5300; Fax : +52 (0)1-800-712-9920

Teléfono de Urgencia

(Tanto para el proveedor como para el fabricante):

Información suministrada por: Sigma-Aldrich Corporation

Product Safety - Americas Region 1-800-521-8956

2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PELIGROS

Revisión de la Emergencia

Peligros OSHA

Ningunos peligros sabidos del OSHA

Clasificación SGA

Irritación cutánea (Categoría 3)

Sensibilización cutánea (Categoría 1)

Elementos de las etiquetas del SGA, incluidos los consejos de prudencia

Pictograma

Palabra de advertencia Atención

Indicación(es) de peligro

H316 Provoca una leve irritación cutánea.

H317 Puede provocar una reacción alérgica en la piel.

Declaración(es) de prudencia

P280 Llevar guantes de protección.

HMIS Classification

Health hazard: 0

Chronic Health Hazard: *

Flammability: 1

Physical hazards: 0

Clasificación NFPA

Peligro para la salud: 0

Fuego: 1

Peligro de Reactividad: 0

Efectos potenciales para la Salud

Inhalación Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.

Piel Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.

Ojos Puede provocar una irritación en los ojos.

Ingestión Puede ser nocivo si es tragado.

3. COMPOSICIÓN/INFORMACIÓN SOBRE LOS COMPONENTES

Sinónimo: TMPTMA

Fórmula: C₁₈H₂₆O₆

Peso molecular: 338.40 g/mol

Componente Concentración

TRIMETHYLOLPROPANE TRIMETHACRYLATE

No. CAS

No. CE

3290-92-4

221-950-4

4. PRIMEROS AUXILIOS

Recomendaciones generales: Consultar a un médico. Mostrar esta ficha de seguridad al doctor que esté de servicio.

Si es inhalado: Si aspiró, mueva la persona al aire fresco. Si ha parado de respirar, hacer la respiración artificial. Consultar a un médico.

En caso de contacto con la piel: Eliminar lavando con jabón y mucha agua. Consultar a un médico.

En caso de contacto con los ojos: Lavarse abundantemente los ojos con agua como medida de precaución.

Si es tragado: Nunca debe administrarse nada por la boca a una persona inconsciente. Enjuague la boca con agua. Consultar a un médico.

5. MEDIDAS DE LUCHA CONTRA INCENDIOS

Condiciones de inflamabilidad: No inflamables o combustibles

Medios de extinción apropiados: Usar agua pulverizada, espuma resistente al alcohol, polvo seco o dióxido de carbono.

Equipo de protección especial para el personal de lucha contra incendios: Si es necesario, usar equipo de respiración autónomo para la lucha contra el fuego.

Productos de combustión peligrosos: Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono

6. MEDIDAS EN CASO DE VERTIDO ACCIDENTAL

Precauciones personales: Utilícese equipo de protección individual. Evitar respirar los vapores, la neblina o el gas. Asegúrese una ventilación apropiada.

Precauciones relativas al medio ambiente: No dejar que el producto entre en el sistema de alcantarillado.

Métodos y material de contención y de limpieza: Empapar con material absorbente inerte y eliminar como un desecho especial. Guardar en contenedores apropiados y cerrados para su eliminación.

7. MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO

Precauciones para una manipulación segura: Evítese el contacto con los ojos y la piel. Evitar la inhalación de vapor o neblina.

Condiciones para el almacenaje seguro: Conservar el envase herméticamente cerrado en un lugar seco y bien ventilado. Los contenedores que se abren deben volverse a cerrar cuidadosamente y mantener en posición vertical para evitar pérdidas.

El producto es sensible a la luz y a la humedad.

8. CONTROLES DE EXPOSICIÓN/ PROTECCIÓN INDIVIDUAL

Componentes con valores límite ambientales de exposición profesional.

Componentes No. CAS Valor Parámetros de control

Base

TRIMETHYLOLPROPANE TRIMETHACRYLATE

3290-92-4 TWA

1 mg/m³ USA. Workplace Environmental Exposure Levels (WEEL)

Observaciones

Protección personal

Protección respiratoria

Donde el asesoramiento de riesgo muestre que los respiradores purificadores de aire son apropiados, usar un respirador que cubra toda la cara con combinación multi-propósito (EEUU) o tipo ABEK (EN 14387) respiradores de cartucho de repuesto para controles de ingeniería. Si el respirador es la única protección, usar un respirador suministrado que cubra toda la cara. Usar respiradores y componentes testados y aprobados bajo los estándares gubernamentales apropiados como NIOSH (EEUU) o CEN (UE)

Protección de las manos

Manipular con guantes. Los guantes deben ser controlados antes de la utilización. Utilice la técnica correcta de quitarse los guantes (sin tocar la superficie exterior del guante) para evitar el contacto de la piel con este producto.

Deseche los guantes contaminados después de su uso, de conformidad con las leyes aplicables y buenas prácticas de laboratorio. Lavar y secar las manos.

Protección de los ojos

Caretas de protección y gafas de seguridad. Use equipo de protección para los ojos probado y aprobado según las normas gubernamentales correspondientes, tales como NIOSH (EE.UU.) o EN 166 (UE).

Protección de la piel y del cuerpo

Traje de protección completo contra productos químicos, El tipo de equipamiento de protección debe ser elegido según la concentración y la cantidad de sustancia peligrosa al lugar específico de trabajo.

Medidas de higiene

Manipular con las precauciones de higiene industrial adecuadas, y respetar las prácticas de seguridad. Lávense las manos antes de los descansos y después de terminar la jornada laboral.

9. PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS**Aspecto**

Forma claro, líquido viscoso

Color amarillo

Datos de Seguridad

pH sin datos disponibles

Punto de fusión/punto de congelación: sin datos disponibles

Punto de ebullición sin datos disponibles

Punto de inflamación 113 °C (235 °F)

Temperatura de Ignición sin datos disponibles

Temperatura de Auto-inflamación: Sin datos disponibles

Límite inferior de explosividad: Sin datos disponibles

Límite superior de explosividad: Sin datos disponibles

Presión de vapor 0.00750 hpa (0.00563 mmhg) a 20 °C (68 °F)

Densidad 1.06 g/ml a 25 °C (77 °F)

Solubilidad en agua sin datos disponibles

Coefficiente de Reparto octanol/agua: Sin datos disponibles

Densidad relativa del vapor: Sin datos disponibles

Olor sin datos disponibles: Umbral olfativo sin datos disponibles

Tasa de evaporación sin datos disponibles

10. Estabilidad y reactividad

Estabilidad química: Estable bajo las condiciones de almacenamiento recomendadas.

Posibilidad de reacciones peligrosas: Sin datos disponibles

Condiciones que deben evitarse: Sin datos disponibles

Materias que deben evitarse: Ácidos fuertes y agentes oxidantes

Productos de descomposición peligrosos

Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono.

Otros productos de descomposición peligrosos - sin datos disponibles

Contiene el estabilizador(es) siguiente(s):

Mequinol (<=0.1 %)

11. INFORMACIÓN TOXICOLÓGICA

Toxicidad aguda**Oral DL50:** DL50 Oral - rata - 5,999.6 mg/kg**Inhalación CL50:** Sin datos disponibles**Cutáneo DL50:** DL50 Cutáneo - conejo - 16,960 mg/kg**Otra información sobre toxicidad aguda:** Sin datos disponibles**Corrosión o irritación cutáneas:** Piel - conejo - Ligera irritación de la piel - Prueba de Draize**Lesiones o irritación ocular graves:** Sin datos disponibles**Sensibilización respiratoria o cutánea:** Sin datos disponibles**Mutagenicidad en células germinales:** Sin datos disponibles**Carcinogenicidad**

IARC: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% se identifica como probable, posible o confirmado carcinógeno por la IARC.

ACGIH: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

NTP: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

OSHA: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la OSHA.

Toxicidad para la reproducción: Sin datos disponibles**Teratogenicidad:** Sin datos disponibles**Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única (SGA):** Sin datos disponibles**Toxicidad específica en determinados órganos - exposiciones repetidas (SGA):** Sin datos disponibles**Peligro de aspiración:** Sin datos disponibles**Efectos potenciales sobre la salud****Inhalación** Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.**Ingestión** Puede ser nocivo si es tragado.**Piel** Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.**Ojos** Puede provocar una irritación en los ojos.**Signos y Síntomas de la Exposición**

Los síntomas de exposición pueden incluir sensación de quemazón, tos, sibilancia, laringitis, dificultad para respirar, dolor de cabeza, náuseas y vómito. Según nuestras informaciones, creemos que no se han investigado adecuadamente las propiedades químicas, físicas y toxicológicas.

Efectos sinérgicos

Sin datos disponibles

Información Adicional

RTECS: TY6675000

12. INFORMACIÓN ECOLÓGICA**Toxicidad**

Toxicidad para los peces

CL50 - *Oncorhynchus mykiss* (Trucha irisada) - 144 mg/l - 96 hCL50 - *Pimephales promelas* (Pescado de cabeza gorda) - 160 mg/l - 96 hCL50 - *Lepomis macrochirus* - 112 mg/l - 96 h**Persistencia y degradabilidad:** Sin datos disponibles**Potencial de bioacumulación:** Sin datos disponibles**Movilidad en el suelo:** Sin datos disponibles**Valoración pbt y mpmb:** Sin datos disponibles**Otros efectos adversos:** Sin datos disponibles**13. CONSIDERACIONES RELATIVAS A LA ELIMINACIÓN****Producto**

Ofertar el sobrante y las soluciones no-aprovechables a una compañía de vertidos acreditada.

Envases contaminados: Eliminar como producto no usado.**14. INFORMACIÓN RELATIVA AL TRANSPORTE****DOT (US)**

Not dangerous goods

IMDGNot dangerous goods: **IATA**

Not dangerous goods

15. INFORMACIÓN REGLAMENTARIA

Peligros OSHA

Ningunos peligros sabidos del OSHA

SARA 302 Componentes

SARA 302: Este material no contiene productos químicos sujetos a los requisitos reportados por SARA Título III, sección 302.

SARA 313 Componentes

SARA 313: Este material no contiene ningún componente químico con los conocidos números CAS que exceden el umbral de los niveles reportados (De Minimis) establecidos por SARA título III, sección 313.

SARA 311/312 Peligros

No son peligros según la legislación americana SARA

Massachusetts Right To Know Componentes

No hay componentes sujetos al Acta de Derecho a Saber de Massachussets.

Pennsylvania Right To Know Componentes

TRIMETHYLOLPROPANE TRIMETHACRYLATE

No. CAS

3290-92-4

Fecha de revisión

New Jersey Right To Know Componentes

TRIMETHYLOLPROPANE TRIMETHACRYLATE

No. CAS

3290-92-4

Fecha de revisión

Prop. 65 de California Componentes

Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo. Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo.

16. OTRA INFORMACIÓN

Otros datos

Copyright 2012 Sigma-Aldrich Co. LLC. Se autoriza la reproducción en número ilimitado de copias para uso exclusivamente interno.

La información indicada arriba se considera correcta pero no pretende ser exhaustiva y deberá utilizarse únicamente como orientación. La información contenida en este documento está basada en el presente estado de nuestro conocimiento y es aplicable a las precauciones de seguridad apropiadas para el producto. No representa ninguna garantía de las propiedades del producto. La Corporación Sigma-Aldrich y sus Compañías Afiliadas, no responderán por ningún daño resultante de la manipulación o contacto con el producto indicado arriba. Diríjase a www.sigmaaldrich.com y/o a los términos y condiciones de venta en el reverso de la factura o de la nota de entrega.

ANEXO 1c. Hoja de Datos de Seguridad (HDS) de DPHA⁹⁵

SIGMA-ALDRICH sigma-aldrich.com

Hoja Técnica de Seguridad del Material

Versión 4.0

Fecha de revisión 07/25/2010

Fecha de impresión 06/27/2012

1. IDENTIFICACIÓN DEL PRODUCTO Y DE LA COMPAÑÍA

Nombre del producto:

Dipentaerythritol penta-/hexa-acrylate

CAS 60506-81-2

Referencia : 407283

Marca : Aldrich

Compañía : Sigma-Aldrich Química, S.A. de C.V.

Parque Industrial Toluca 2000, Calle 6 Norte No. 107; 50200 Toluca, México.

Teléfono : +52 (0)1-800-007-5300

Fax : +52 (0)1-800-712-9920

Teléfono de Urgencia :

2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PELIGROS

Revisión de la Emergencia

Peligros OSHA Efecto del órgano de blanco

Órganos diana Vejiga, hígado, riñón, cerebro

Elementos de las etiquetas del SGA, incluidos los consejos de prudencia

Pictograma

Palabra de advertencia Atención

Indicación(es) de peligro

H315 Provoca irritación cutánea.

H319 Provoca irritación ocular grave.

H335 Puede irritar las vías respiratorias.

Declaración(es) de prudencia

P261 Evitar respirar el polvo/ el humo/ el gas/ la niebla/ los vapores/ el aerosol.

P305 + P351 + P338 EN CASO DE CONTACTO CON LOS OJOS: Aclarar cuidadosamente con agua durante varios minutos. Quitar las lentes de contacto, si lleva y resulta fácil. Seguir aclarando.

HMIS Classification

Health hazard: 0

Chronic Health Hazard: *

Flammability: 1

Physical hazards: 0

Clasificación NFPA

Peligro para la salud: 0

Fuego: 1

Peligro de Reactividad: 0

Efectos potenciales para la Salud

Inhalación Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.

Piel Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.

Ojos Puede provocar una irritación en los ojos.

Ingestión Puede ser nocivo si es tragado.

3. COMPOSICIÓN/INFORMACIÓN SOBRE LOS COMPONENTES

Fórmula: C₂₅H₃₂O₁₂

Peso molecular: 524.51 g/mol

No. CAS No. CE No. Índice Concentración
Dipentaerythritol penta-/hexa-acrylate- - -

4. PRIMEROS AUXILIOS

Recomendaciones generales

Consultar a un médico. Mostrar esta ficha de seguridad al doctor que esté de servicio. .Retire a la persona de la zona peligrosa.

Si es inhalado: Si aspiró, mueva la persona al aire fresco. Si ha parado de respirar, hacer la respiración artificial. Consultar a un médico.

En caso de contacto con la piel: Eliminar lavando con jabón y mucha agua. Consultar a un médico.

En caso de contacto con los ojos: Lávese a fondo con agua abundante durante 15 minutos por lo menos y consulte al médico.

Si es tragado: Nunca debe administrarse nada por la boca a una persona inconsciente. Enjuague la boca con agua. Consultar a un médico.

5. MEDIDAS DE LUCHA CONTRA INCENDIOS

Medios de extinción apropiados: Usar agua pulverizada, espuma resistente al alcohol, polvo seco o dióxido de carbono.

Equipo de protección especial para el personal de lucha contra incendios: Si es necesario, usar equipo de respiración autónomo para la lucha contra el fuego.

6. MEDIDAS EN CASO DE LIBERACIÓN ACCIDENTAL

Precauciones personales: Utilícese equipo de protección individual. Evitar respirar los vapores, la neblina o el gas. Asegúrese una ventilación apropiada. Evacuar el personal a zonas seguras.

Precauciones relativas al medio ambiente: No dejar que el producto entre en el sistema de alcantarillado.

Métodos y material de contención y de limpieza: Empapar con material absorbente inerte y eliminar como un desecho especial. Guardar en contenedores apropiados y cerrados para su eliminación.

7. MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO

Precauciones para una manipulación segura: Evítese el contacto con los ojos y la piel. Evitar la inhalación de vapor o neblina.

Disposiciones normales de protección preventivas de incendio.

Condiciones para el almacenaje seguro: Conservar el envase herméticamente cerrado en un lugar seco y bien ventilado. Los contenedores que se abren deben volverse a cerrar cuidadosamente y mantener en posición vertical para evitar pérdidas.

8. CONTROLES DE LA EXPOSICIÓN/PROTECCIÓN PERSONAL

No contiene sustancias con valores límites de exposición profesional.

Protección personal

Protección respiratoria

Donde el asesoramiento de riesgo muestre que los respiradores purificadores de aire son apropiados, usar un respirador que cubra toda la cara con combinación multipropósito (EEUU) o tipo ABEK (EN 14387) respiradores de cartucho de repuesto para controles de ingeniería. Si el respirador es la única protección, usar un respirador suministrado que cubra toda la cara. Usar respiradores y componentes testados y aprobados bajo los estándares gubernamentales apropiados como NIOSH (EEUU) o CEN (UE).

Protección de las manos

Manipular con guantes. Los guantes deben ser controlados antes de la utilización. Utilice la técnica correcta de quitarse los guantes (sin tocar la superficie exterior del guante) para evitar el contacto de la piel con este producto.

Deseche los guantes contaminados después de su uso, de conformidad con las leyes aplicables y buenas prácticas de laboratorio. Lavar y secar las manos.

Protección de los ojos: Gafas de seguridad con protecciones laterales conformes con la EN166

Use equipo de protección para los ojos probado y aprobado según las normas gubernamentales correspondientes, tales como NIOSH (EE.UU.) o EN 166 (UE).

Protección de la piel y del cuerpo: Indumentaria impermeable, El tipo de equipamiento de protección debe ser elegido según la concentración y la cantidad de sustancia peligrosa al lugar específico de trabajo.

Medidas de higiene: Manipular con las precauciones de higiene industrial adecuadas, y respetar las prácticas de seguridad. Lávense las manos antes de los descansos y después de terminar la jornada laboral.

9. PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS

Aspecto

Estado físico líquido viscoso

Color incoloro

Datos de Seguridad

pH sin datos disponibles

Punto de fusión sin datos disponibles

Punto de ebullición sin datos disponibles

Punto de inflamación 113 °C (235 °F) - copa cerrada

Temperatura de ignición

Sin datos disponibles

Límite de explosión Inferior: Sin datos disponibles

Límite de explosión Superior: Sin datos disponibles

Densidad 1.155 g/cm³ a 25 °C (77 °F)

Solubilidad en agua sin datos disponibles

10. ESTABILIDAD Y REACTIVIDAD

Estabilidad química: Estable bajo las condiciones de almacenamiento recomendadas.

Condiciones que deben evitarse

Sin datos disponibles

Materias que deben evitarse: Agentes oxidantes fuertes

Productos de descomposición peligrosos: Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono

11. INFORMACIÓN TOXICOLÓGICA

Toxicidad aguda: Sin datos disponibles

Corrosión o irritación cutáneas: Sin datos disponibles

Lesiones o irritación ocular graves: Sin datos disponibles

Sensibilización respiratoria o cutánea: Sin datos disponibles

Mutagenicidad en células germinales: Sin datos disponibles

Carcinogenicidad

IARC: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% se identifica como probable, posible o confirmado carcinógeno por la IARC.

ACGIH: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

NTP: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

OSHA: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la OSHA.

Toxicidad para la reproducción: Sin datos disponibles

Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única (SGA): Inhalación - Puede irritar las vías respiratorias.

Toxicidad específica en determinados órganos - exposiciones repetidas (SGA): Sin datos disponibles

Peligro de aspiración: Sin datos disponibles

Efectos potenciales sobre la salud

Inhalación Puede ser nocivo si se inhala. Puede provocar una irritación en el tracto respiratorio.

Ingestión Puede ser nocivo si es tragado.

Piel Puede ser nocivo si es absorbido por la piel. Puede provocar una irritación de la piel.

Ojos Puede provocar una irritación en los ojos.

Signos y Síntomas de la Exposición

Según nuestras informaciones, creemos que no se han investigado adecuadamente las propiedades químicas, físicas y toxicológicas., Estudios realizados sobre la inhalación de tolueno han demostrado en animales el desarrollo de lesiones inflamatorias y ulcerosas en el pene, prepucio y escroto.

Información Adicional

12. INFORMACIÓN ECOLÓGICA

Toxicidad: Sin datos disponibles

Persistencia y degradabilidad: Sin datos disponibles

Potencial de bioacumulación: Sin datos disponibles

Movilidad en el suelo: Sin datos disponibles

Valoración pbt y mpmb: Sin datos disponibles

Otros efectos adversos: Sin datos disponibles

13. CONSIDERACIONES RELATIVAS A LA ELIMINACIÓN

Producto: Ofertar el sobrante y las soluciones no-aprovechables a una compañía de vertidos acreditada.

Envases contaminados: Eliminar como producto no usado.

14. INFORMACIÓN RELATIVA AL TRANSPORTE

DOT (US): Not dangerous goods

IMDG: Not dangerous goods

IATA: Not dangerous goods

15. INFORMACIÓN REGLAMENTARIA

Peligros OSHA: Efecto del órgano de blanco

DSL Estado: Este producto contiene los componentes siguientes que no están en la lista canadiense NDSL, ni en la lista DSL.

Dipentaerythritol penta-/hexa-acrylate

No. CAS

SARA 302 Componentes

SARA 302: Este material no contiene productos químicos sujetos a los requisitos reportados por SARA Título III, sección 302.

SARA 313 Componentes

SARA 313: Este material no contiene ningún componente químico con los conocidos números CAS que exceden el umbral de los niveles reportados (De Minimis) establecidos por SARA título III, sección 313.

SARA 311/312 Peligros

Peligro para la Salud Crónico

Massachusetts Right To Know Componentes

No hay componentes sujetos al Acta de Derecho a Saber de Massachussets.

Pennsylvania Right To Know Componentes

Dipentaerythritol penta-/hexa-acrylate

No. CAS

Fecha de revisión

New Jersey Right To Know Componentes

Dipentaerythritol penta-/hexa-acrylate

No. CAS

Fecha de revisión

Prop. 65 de California Componentes

Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo.

16. OTRA INFORMACIÓN

Otros datos

Copyright 2010 Sigma-Aldrich. Se autoriza la reproducción en número ilimitado de copias para uso exclusivamente interno.

La información indicada arriba se considera correcta pero no pretende ser exhaustiva y deberá utilizarse únicamente como orientación. Sigma-Aldrich, no responderá por ningún daño resultante de la manipulación o contacto con el producto indicado arriba. Ver otros términos y condiciones de venta en el reverso de la factura o de la nota de entrega.

ANEXO 1d. Hoja de Datos de Seguridad (HDS) de butanona⁹⁶

SIGMA-ALDRICH sigma-aldrich.com

Hoja Técnica de Seguridad del Material

Versión 5.0

Fecha de revisión 01/19/2012

Fecha de impresión 06/27/2012

1. IDENTIFICACIÓN DEL PRODUCTO Y DE LA COMPAÑÍA

Nombre del producto :

2-Butanone

CAS 78-93-3

Referencia: 48877

Marca: Supelco

Proveedor: Sigma-Aldrich Química, S.A. de C.V.

Parque Industrial Toluca 2000, Calle 6 Norte No. 107; 50200 Toluca, México.

Teléfono: +52 (0)1-800-007-5300

Fax: +52 (0)1-800-712-9920

Teléfono de Urgencia

(Tanto para el proveedor como para el fabricante):

Información suministrada por: Sigma-Aldrich Corporation

Product Safety - Americas Region 1-800-521-8956

2. IDENTIFICACIÓN DE LOS PELIGROS

Revisión de la Emergencia

Peligros OSHA: Efecto del órgano de blanco, Tóxico por inhalación. Tóxico por ingestión. Tóxico por absorción de la piel, Irritante

Órganos diana: Ojos, riñón, hígado, corazón, sistema nervioso central.

Clasificación SGA

Toxicidad aguda, Oral (Categoría 3)

Toxicidad aguda, Inhalación (Categoría 3)

Toxicidad aguda, Cutáneo (Categoría 3)

Irritación cutánea (Categoría 2)

Irritación ocular (Categoría 2A)

Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única (Categoría 1)

Elementos de las etiquetas del SGA, incluidos los consejos de prudencia

Pictograma

Palabra de advertencia Peligro

Indicación(es) de peligro

H301 + H311 Tóxico en caso de ingestión o en contacto con la piel

H315 Provoca irritación cutánea.

H319 Provoca irritación ocular grave.

H331 Tóxico en caso de inhalación.

H370 Provoca daños en los órganos.

Declaración(es) de prudencia

P260 No respirar el polvo/ el humo/ el gas/ la niebla/ los vapores/ el aerosol.

P280 Llevar guantes de protección/ prendas de protección.

P301 + P310 EN CASO DE INGESTIÓN: Llamar inmediatamente a un CENTRO DE INFORMACIÓN

TOXICOLÓGICA o a un médico.

P305 + P351 + P338 EN CASO DE CONTACTO CON LOS OJOS: Enjuagar con agua cuidadosamente durante varios minutos. Quitar las lentes de contacto cuando estén presentes y pueda hacerse con facilidad. Proseguir con el lavado.

P307 + P311 EN CASO DE exposición: Llamar a un CENTRO DE INFORMACIÓN TOXICOLÓGICA

o a un médico.

HMIS Classification

Health hazard: 2

Chronic Health Hazard: *

Flammability: 0

Physical hazards: 0

Clasificación NFPA

Peligro para la salud: 2

Fuego: 0

Peligro de Reactividad: 0

Efectos potenciales para la Salud

Inhalación: Tóxico si se inhala. Provoca una irritación del tracto respiratorio.

Piel: Tóxico si se absorbe por la piel. Provoca irritaciones de la piel.

Ojos Provoca una irritación en los ojos.

Ingestión: Tóxico si se ingiere.

3. COMPOSICIÓN/INFORMACIÓN SOBRE LOS COMPONENTES

Sinónimos: Methyl ethyl ketone; MEK; Ethyl methyl ketone

Fórmula: C₄H₈O C₄H₈O

Peso molecular: 72.11 g/mol

Componente Clasificación Concentración

Methanol

No. CAS

No. CE

No. Índice

67-56-1

200-659-6

603-001-00-X

Flam. Liq. 2; Acute Tox. 3;

Skin Irrit. 2; Eye Irrit. 2; STOT

SE 1; H225, H301 + H311 +

H331, H315, H319, H370

Para el texto completo de las frases de Riesgo y Seguridad mencionadas en esta Sección, ver la Sección 16

4. PRIMEROS AUXILIOS

Recomendaciones generales: Retire a la persona de la zona peligrosa. Consultar a un médico.

Mostrar esta ficha de seguridad al doctor que esté de servicio.

Si es inhalado: Si aspiró, mueva la persona al aire fresco. Si ha parado de respirar, hacer la respiración artificial. Consultar a un médico.

En caso de contacto con la piel: Eliminar lavando con jabón y mucha agua. Llevar al afectado en seguida a un hospital. Consultar a un médico.

En caso de contacto con los ojos: Lávese a fondo con agua abundante durante 15 minutos por lo menos y consulte al médico.

Si es tragado: Nunca debe administrarse nada por la boca a una persona inconsciente. Enjuague la boca con agua. Consultar a un médico.

5. MEDIDAS DE LUCHA CONTRA INCENDIOS

Condiciones de inflamabilidad: No inflamables o combustibles

Medios de extinción apropiados: Usar agua pulverizada, espuma resistente al alcohol, polvo seco o dióxido de carbono.

Equipo de protección especial para el personal de lucha contra incendios: Si es necesario, usar equipo de respiración autónomo para la lucha contra el fuego.

Productos de combustión peligrosos: Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono

6. MEDIDAS EN CASO DE VERTIDO ACCIDENTAL

Precauciones personales: Usar protección respiratoria. Evitar respirar los vapores, la neblina o el gas. Asegúrese una ventilación apropiada.

Evacuar el personal a zonas seguras.

Precauciones relativas al medio ambiente: Impedir nuevos escapes o derrames si puede hacerse sin riesgos. No dejar que el producto entre en el sistema de alcantarillado.

Métodos y material de contención y de limpieza: Empapar con material absorbente inerte y eliminar como un desecho especial. Guardar en contenedores apropiados y cerrados para su eliminación.

7. MANIPULACIÓN Y ALMACENAMIENTO

Precauciones para una manipulación segura: Evítese el contacto con los ojos y la piel. Evitar la inhalación de vapor o neblina.

Condiciones para el almacenaje seguro: Conservar el envase herméticamente cerrado en un lugar seco y bien ventilado. Los contenedores que se abren deben volverse a cerrar cuidadosamente y mantener en posición vertical para evitar pérdidas.

8. CONTROLES DE EXPOSICIÓN/ PROTECCIÓN INDIVIDUAL

Componentes con valores límite ambientales de exposición profesional.

Componentes No. CAS Valor Parámetros de control

Base

Methanol 67-56-1 TWA

200 ppm

USA. ACGIH Threshold Limit Values (TLV)

Observaciones Headache Eye damage Substances for which there is a Biological Exposure Index or Indices (see BEI® section)

Danger of cutaneous absorption STEL250 ppm

USA. ACGIH Threshold Limit Values (TLV)

Headache Eye damage Substances for which there is a Biological Exposure Index or Indices (see BEI® section) Danger of cutaneous absorption TWA

200 ppm

260 mg/m³

USA. OSHA - TABLE Z-1 Limits for Air Contaminants -1910.1000

Skin notation STEL

250 ppm

325 mg/m³

USA. OSHA - TABLE Z-1 Limits for Air Contaminants -1910.1000

Skin notation TWA

200 ppm

260 mg/m³

USA. Occupational Exposure Limits (OSHA) - Table Z-1

Limits for Air Contaminants

The value in mg/m³ is approximate.

200 ppm

260 mg/m³

USA. NIOSH Recommended Exposure Limits Potential for dermal absorption

250 ppm

325 mg/m³

USA. NIOSH Recommended Exposure Limits Potential for dermal absorption

Protección personal

Protección respiratoria: Donde el asesoramiento de riesgo muestre que los respiradores purificadores de aire son apropiados, usar un respirador que cubra toda la cara con combinación multipropósito (EEUU) o tipo ABEK (EN 14387) respiradores de cartucho de repuesto para controles de ingeniería. Si el respirador es la única protección, usar un respirador suministrado que cubra toda la cara. Usar respiradores y componentes testados y aprobados bajo los estándares gubernamentales apropiados como NIOSH (EEUU) o CEN (UE).

Protección de las manos: Manipular con guantes. Los guantes deben ser controlados antes de la utilización. Utilice la técnica correcta de quitarse los guantes (sin tocar la superficie exterior del guante) para evitar el contacto de la piel con este producto.

Deseche los guantes contaminados después de su uso, de conformidad con las leyes aplicables y buenas prácticas de laboratorio. Lavar y secar las manos.

Protección de los ojos: Caretas de protección y gafas de seguridad. Use equipo de protección para los ojos probado y aprobado según las normas gubernamentales correspondientes, tales como NIOSH (EE.UU.) o EN 166 (UE).

Protección de la piel y del cuerpo: Traje de protección completo contra productos químicos. El tipo de equipamiento de protección debe ser elegido según la concentración y la cantidad de sustancia peligrosa al lugar específico de trabajo.

Medidas de higiene: Evitar el contacto con la piel, ojos y ropa. Lávense las manos antes de los descansos e inmediatamente después de manipular la sustancia.

9. PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS

Aspecto

Forma líquido

Color sin datos disponibles

Datos de Seguridad

pH sin datos disponibles

Punto de fusión/Punto de congelación

Punto/intervalo de fusión: -87 °C (-125 °F) - lit.

Punto de ebullición 80 °C (176 °F) - lit.

Punto de inflamación sin datos disponibles

Temperatura de ignición: Sin datos disponibles

Temperatura de auto-inflamación: Sin datos disponibles

Límite inferior de explosividad: Sin datos disponibles

Límite superior de explosividad: Sin datos disponibles

Presión de vapor sin datos disponibles

Densidad 0.805 g/cm³ a 25 °C (77 °F): Solubilidad en agua sin datos disponibles

Coeficiente de sin datos disponibles

Reparto noctanol/agua. Densidad relativa del vapor: Sin datos disponibles

Olor sin datos disponibles

Umbral olfativo sin datos disponibles

Tasa de evaporación sin datos disponibles

10. ESTABILIDAD Y REACTIVIDAD

Estabilidad química: Estable bajo las condiciones de almacenamiento recomendadas.

Posibilidad de reacciones peligrosas: Sin datos disponibles

Condiciones que deben evitarse: Sin datos disponibles

Materias que deben evitarse: Ácidos, Oxidantes, Metales alcalinos, Cloruros de ácido, Anhídridos de ácido, Agentes reductores, Agentes extremadamente reductores

Productos de descomposición peligrosos: Productos de descomposición peligrosos formados en condiciones de incendio. - Óxidos de carbono

Otros productos de descomposición peligrosos - sin datos disponibles

11. INFORMACIÓN TOXICOLÓGICA

Toxicidad aguda

Oral DL50: Sin datos disponibles

Inhalación cl50: Sin datos disponibles

Cutáneo dl50: Sin datos disponibles

Otra información sobre toxicidad aguda: Sin datos disponibles

Corrosión o irritación cutáneas: Sin datos disponibles

Lesiones o irritación ocular graves: Ojos: sin datos disponibles

Sensibilización respiratoria o cutánea: Sin datos disponibles

Mutagenicidad en células germinales: Sin datos disponibles

Carcinogenicidad

IARC: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% se identifica como probable, posible o confirmado carcinógeno por la IARC.

ACGIH: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

NTP: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la ACGIH.

OSHA: Ningún componente de este producto, que presente niveles mayores que o igual a 0.1% ha sido identificado como cancerígeno o como carcinógeno potencial por la OSHA.

Toxicidad para la reproducción: Sin datos disponibles

Teratogenicidad: Sin datos disponibles

Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única (sga): Sin datos disponibles

Toxicidad específica en determinados órganos - exposiciones repetidas (sga): Sin datos disponibles

Peligro de aspiración: Sin datos disponibles

Efectos potenciales sobre la salud

Inhalación Tóxico si se inhala. Provoca una irritación del tracto respiratorio.

Ingestión Tóxico si se ingiere.

Piel Tóxico si se absorbe por la piel. Provoca irritaciones de la piel.

Ojos Provoca una irritación en los ojos.

Signos y Síntomas de la Exposición

El alcohol metílico puede ser mortal o producir ceguera en caso de ingestión, No puede ser hecho no tóxico. Los efectos debidos a la ingestión pueden incluir:, Náusea, Vértigo, Trastornos gastrointestinales, Debilidad, Confusión, Somnolencia, Inconsciencia, Según nuestras informaciones, creemos que no se han investigado adecuadamente las propiedades químicas, físicas y toxicológicas.

Efectos sinérgicos: Sin datos disponibles

Información adicional: Rtecs: sin datos disponibles

12. Información ecológica

Toxicidad: Sin datos disponibles

Persistencia y degradabilidad: Sin datos disponibles

Potencial de bioacumulación: Sin datos disponibles

Movilidad en el suelo: Sin datos disponibles

Valoración pbt y mpmb: Sin datos disponibles

Otros efectos adversos: Sin datos disponibles

13. CONSIDERACIONES RELATIVAS A LA ELIMINACIÓN

Producto

Ofertar el sobrante y las soluciones no-aprovechables a una compañía de vertidos acreditada. Para la eliminación de este producto, dirigirse a un servicio profesional autorizado. Disolver o mezclar el producto con un solvente combustible y quemarlo en un incinerador apto para productos químicos provisto de postquemador y lavador.

Envases contaminados: Eliminar como producto no usado.

14. INFORMACIÓN RELATIVA AL TRANSPORTE

DOT (US)

UN number: 1230 Class: 3 Packing group: II

Proper shipping name: Methanol, solution

Reportable Quantity (RQ): 5000 lbs

Marine pollutant: No

Poison Inhalation Hazard: No

IMDG: UN number: 1230 Class: 3 (6.1) Packing group: II EMS-No: F-E, S-D

Proper shipping name: METHANOL, SOLUTION

Marine pollutant: No

IATA: UN number: 1230 Class: 3 (6.1) Packing group: II

Proper shipping name: Methanol, solution

15. INFORMACIÓN REGLAMENTARIA

Peligros OSHA

Efecto del órgano de blanco, Tóxico por inhalación., Tóxico por ingestión, Tóxico por absorción de la piel, Irritante

SARA 302 Componentes

SARA 302: Este material no contiene productos químicos sujetos a los requisitos reportados por SARA Título III, sección 302.

SARA 313 Componentes

Los siguientes componentes están sujetos a los niveles de referencia establecidos por SARA Título III, Sección 313:

Methanol

No. CAS

67-56-1

Fecha de revisión: 2007-07-01

SARA 311/312 Peligros: Peligro Agudo para la Salud, Peligro para la Salud Crónico
Massachusetts Right To Know Componentes

Methanol

No. CAS

67-56-1

Fecha de revisión

2007-07-01

Pennsylvania Right To Know Componentes

Water

No. CAS

7732-18-5

Fecha de revisión

Methanol 67-56-1 2007-07-01

Ethyl methyl ketone 78-93-3 2007-03-01

New Jersey Right To Know Componentes

Water No. CAS

7732-18-5 Fecha de revisión

Methanol 67-56-1 2007-07-01

Prop. 65 de California Componentes

Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo. Este producto no contiene ninguna sustancia química conocida para el de Estado de California que pueden causar cáncer, defectos de nacimiento, o cualquier otro daño reproductivo.

16. OTRA INFORMACIÓN

Texto de códigos H y frases R mencionadas en la sección 3

Acute Tox. Toxicidad aguda

Eye Irrit. Irritación ocular

Flam. Liq. Líquidos inflamables

H225 Líquido y vapores muy inflamables.

H301 + H311 +H331

Tóxico en caso de ingestión, contacto con la piel o inhalación

H315 Provoca irritación cutánea.

H319 Provoca irritación ocular grave.

H370 Provoca daños en los órganos.

Skin Irrit. Irritación cutánea

STOT SE Toxicidad específica en determinados órganos - exposición única

Otros datos

Copyright 2012 Sigma-Aldrich Co. LLC. Se autoriza la reproducción en número ilimitado de copias para uso exclusivamente interno.

La información indicada arriba se considera correcta pero no pretende ser exhaustiva y deberá utilizarse únicamente como orientación. La información contenida en este documento está basada en el presente estado de nuestro conocimiento y es aplicable a las precauciones de seguridad apropiadas para el producto. No representa ninguna garantía de las propiedades del producto. La Corporación Sigma-Aldrich y sus Compañías Afiliadas, no responderán por ningún daño resultante de la manipulación o contacto con el producto indicado arriba. Diríjase a www.sigmaaldrich.com y/o a los términos y condiciones de venta en el reverso de la factura o de la nota de entrega.

ANEXO 2. Hoja de datos de seguridad (HDS) del adhesivo comercial monofuncional Vitacoll, Vita Zahnfabrik, Alemania.
Vitacoll⁹⁷

Según 1907/2006/CE, Artículo 31

Fecha de impresión 08.02.2010 Revisión: 24.04.2008

1 Identificación de la sustancia o preparado y de la sociedad o empresa

- **Datos del producto**
- **Nombre comercial:** VITACOLL
- **Número del artículo:** A9C100
- **Utilización del producto / de la elaboración** Agentes auxiliares para la elaboración de prótesis dentales
- **Fabricante/distribuidor:**
 VITA Zahnfabrik
 H. Rauter GmbH & Co. KG
 Postfach 1338 Tel.: 07761/562-0
 D 79704 Bad Säckingen Fax: 07761/562299
 e-mail: info@vita-zahnfabrik.com
- **Información para casos de emergencia** Tel.: ++49-(0)761-19240

2 Identificación de los peligros

- **Descripción del riesgo:**
 Xi Irritante
 F Fácilmente inflamable
- **Indicaciones adicionales sobre los riesgos para personas y el medio ambiente:**
 Es obligatorio identificar el producto según el procedimiento de cálculo de la última versión válida de la "Directiva general de clasificación de preparaciones de la UE".
 Tiene efectos narcotizantes.
 R 11 Fácilmente inflamable.
 R 36/37/38 Irrita los ojos, la piel y las vías respiratorias.
 R 43 Posibilidad de sensibilización en contacto con la piel.
 R 67 La inhalación de vapores puede provocar somnolencia y vértigo.

- **Sistema de clasificación:**
 La clasificación corresponde a las listas actuales de la CE, pero siempre completada por la literatura especializada y los informes de las empresas.

3 Composición/información sobre los componentes

- **Caracterización química**
- **Descripción** Mezcla formada por las sustancias especificadas a continuación con adiciones no peligrosas.
- **Componentes peligrosos:**

CAS: 80-62-6

EINECS: 201-297-1

Metacrilato de metilo Xi, F; R 11-37/38-43 25-50%

CAS: 78-93-3

EINECS: 201-159-0

Butanona Xi, F; R 11-36-66-67 25-50%

· **Indicaciones adicionales** El texto de los posibles riesgos aquí indicados se puede consultar en el capítulo 16.

4 Primeros auxilios

· **En caso de inhalación del producto:**

Suministrar suficiente aire fresco y, para mayor seguridad, consultar el médico.

· **En caso de contacto con la piel:** Lavar inmediatamente con agua y jabón y enjuagar bien.

· **En caso de con los ojos:**

Limpiar los ojos abiertos durante varios minutos con agua corriente. En caso de trastornos persistentes consultar un médico.

· **En caso de ingestión:** Consultar un médico si los trastornos persisten.

5 Medidas de lucha contra incendios

· **Sustancias extintoras apropiadas:** CO₂, arena, polvo extintor. No utilizar agua.

· **Sustancias extintoras inapropiadas por razones de seguridad:** Agua.

· **Equipo especial de protección:** No se requieren medidas especiales.

6 Medidas en caso de liberación accidental

· **Medidas preventivas relativas a personas:**

Llevar puesto equipo de protección. Mantener alejadas las personas sin protección.

· **Medidas para la protección del medio ambiente:**

No dejar que se introduzca en el alcantarillado ni que contamine las aguas.

· **Procedimiento de limpieza/recepción:**

Quitar con material absorbente (arena, kieselgur, aglutinante de ácidos, aglutinante universal, aserrín).

Asegurar suficiente ventilación.

No enjuagar con agua ni productos de limpieza acuosos.

7 Manipulación y almacenamiento

· **Manipulación:**

· **Instrucciones para una manipulación segura:**

Asegurar suficiente ventilación /aspiración en el puesto de trabajo.

Evitar la formación de aerosoles.

· **Prevención de incendios y explosiones:**

Mantener alejadas las fuentes de encendido. No fumar.

Tomar medidas contra las cargas electrostáticas.

· **Almacenamiento:**

· **Exigencias con respecto al almacén y los recipientes:** Almacenar en un lugar fresco.

· **Normas en caso de un almacenamiento conjunto:** No es necesario

· **Indicaciones adicionales sobre las condiciones de almacenamiento:**

Mantener el recipiente cerrado herméticamente.

Almacenarlo en envases bien cerrados en un lugar fresco y seco.

8 Controles de la exposición/protección personal

· **Instrucciones adicionales para el acondicionamiento de instalaciones técnicas:**

Sin datos adicionales, ver punto 7.

· **Componentes con valores límites admisibles que deben controlarse en el puesto de trabajo:**

80-62-6 metacrilato de metilo

LEP Valor de corta duración: 416 mg/m³, 100 ppm

Valor de larga duración: 208 mg/m³, 50 ppm

Sen 78-93-3 butanona

LEP Valor de corta duración: 900 mg/m³, 300 ppm

Valor de larga duración: 600 mg/m³, 200 ppm

VLB, VLI.

· **Indicaciones adicionales:** Como base se han utilizado las listas vigentes en el momento de la elaboración.

· **Equipo de protección individual:**

· **Medidas generales de protección e higiene:**

Mantener alejado de alimentos, bebidas y alimentos para animales.

Quitarse de inmediato la ropa ensuciada o impregnada.

Lavarse las manos antes de las pausas y al final del trabajo.

Evitar el contacto con los ojos y la piel.

· **Protección respiratoria:** Opera sólo bajo aspiración directa.

· **Protección de manos:**

Guantes de protección.

El material del guante deberá ser impermeable y resistente al producto / sustancia / preparado.

· **Material de los guantes**

Caucho butílico e.g. Butoject, KCL Nr. 897

La elección del guante adecuado no depende únicamente del material, sino también de otras características de calidad, que pueden variar de un fabricante a otro. Teniendo en cuenta que el producto está fabricado a partir de diferentes materiales, su calidad no puede ser evaluada de antemano, de modo que los guantes deberán ser controlados antes de su utilización.

· **Tiempo de penetración del material de los guantes**

e.g. KCL Butoject 60 min

El tiempo de resistencia a la penetración exacto deberá ser pedido al fabricante de los guantes. Este tiempo debe ser respetado.

· **Protección de ojos:**

Gafas de protección herméticas

9 Propiedades físicas y químicas

· **Datos generales**

Forma: Líquido

Color: Incoloro

Olor: Característico

· **Cambio de estado**

Punto de fusión /campo de fusión: Indeterminado

Punto de ebullición /campo de ebullición: 79°C

· **Punto de inflamación:** < -5°C

· **Temperatura de ignición:** 430°C

· **Autoinflamabilidad:** El producto no es autoinflamable.

· **Peligro de explosión:** El producto no es explosivo; sin embargo, pueden formarse mezclas explosivas de vapor / aire.

· **Límites de explosión:**

Inferior: 1,8 Vol %

Superior: 12,5 Vol %

· **Presión de vapor a 20°C:** 105 hPa_s

· **Densidad a 20°C:** 0,872 g/cm³

· **Solubilidad en / miscibilidad con**

Agua: Poco o no mezclable

· **Concentración del disolvente:**

Disolventes orgánicos: 50,0 %

10 Estabilidad y reactividad

· **Descomposición térmica / condiciones que deben evitarse:** No se descompone al emplearse adecuadamente.

· **Reacciones peligrosas** No se conocen reacciones peligrosas.

· **Productos de descomposición peligrosos:** No se conocen productos de descomposición peligrosos.

11 Información toxicológica

· **Toxicidad aguda:**

· **Valores LD/LC50 (dosis letal /dosis letal = 50%) relevantes para la clasificación:**

80-62-6 metacrilato de metilo

Oral LD50 >5000 mg/kg (rat)

Dermal LD50 >5000 mg/kg (rabbit)

Inhalatorio LC50/4 h 7,093 mg/l (rat)

78-93-3 butanona

Oral LD50 3300 mg/kg (rat)

Dermal LD50 5000 mg/kg (rbt)

· **Efecto estimulante primario:**

· **En la piel:** Irrita la piel y las mucosas.

· **En el ojo:** Produce irritaciones.

· **Sensibilización:** Posible sensibilización al entrar en contacto con la piel

· **Indicaciones toxicológicas adicionales:**

En conformidad con el procedimiento de cálculo contenido en la última versión de la Normativa General de Clasificación de la CE para Preparados, el producto tiene los siguientes riesgos: Irritante

· **Sensibilización** Posibilidad de sensibilización en contacto con la piel.

12 Información ecológica

· Indicaciones generales:

Nivel de riesgo para el agua 1 (autoclasificación): escasamente peligroso para el agua
En estado no diluido o no neutralizado, no dejar que se infiltre en aguas subterráneas, aguas superficiales o en alcantarillados.

13 Consideraciones relativas a la eliminación

· Producto:

· **Recomendación:** Eliminar conforme a las disposiciones oficiales.

· Embalajes sin limpiar:

· **Recomendación:** Eliminar conforme a las disposiciones oficiales.

14 Información relativa al transporte

· Transporte terrestre ADR/RID y GGVS/GGVE (internacional/nacional):

· **Clase ADR/RID-GGVS/E 3** Líquidos inflamables

· **Número Kemler:** 33

· **Número UN:** 1993

· **Grupo de embalaje:** II

· **Denominación de la carga:** 1993 LÍQUIDO INFLAMABLE, N.E.P. (cuya tensión de vapor a 50º C sea inferior o igual a 110 kPa) (METILETILCETONA (ETILMETILCETONA), METACRILATO DE METILO MONÓMERO, ESTABILIZADO)

· Transporte/datos adicionales:

· **Clase IMDG:** 3

· **Número UN:** 1993

· **Label 3**

· **Grupo de embalaje:** II

· **Número EMS:** F-E,S-E

· **Contaminante marino:** No

· **Nombre técnico correcto:** FLAMMABLE LIQUID, N.O.S. (ETHYL METHYL KETONE (METHYL ETHYLKETONE), METHYL METHACRYLATE MONOMER, STABILIZED)

· Transporte aéreo ICAO-TI e IATA-DGR:

· **Clase ICAO/IATA:** 3

· **Número UN/ID:** 1993

· **Label 3**

· **Grupo de embalaje:** II

· **Nombre técnico correcto** FLAMMABLE LIQUID, N.O.S. (ETHYL METHYL KETONE (METHYL ETHYLKETONE), METHYL METHACRYLATE MONOMER, STABILIZED)

15 Información reglamentaria

· Distintivo según las directrices de la CEE:

El producto está catalogado y etiquetado según las directrices de la CEE/Reglamento sobre sustancias peligrosas.

· Letra indicadora y denominación de la peligrosidad del producto:

Xi Irritante

F Fácilmente inflamable

· Componentes peligrosos a indicar en el etiquetaje:

Metacrilato de metilo

· **Frases-R:**

- 11 Fácilmente inflamable.
- 36/37/38 Irrita los ojos, la piel y las vías respiratorias.
- 43 Posibilidad de sensibilización en contacto con la piel.
- 67 La inhalación de vapores puede provocar somnolencia y vértigo.

· **Frases-S:**

- 9 Consérvese el recipiente en lugar bien ventilado.
- 16 Conservar alejado de toda llama o fuente de chispas - No fumar.
- 23 No respirar los gases/humos/vapores/aerosoles.
- 24 Evítese el contacto con la piel.
- 37 Úsense guantes adecuados.
- 60 Elimínense el producto y su recipiente como residuos peligrosos.

· **Disposiciones nacionales:**

· **Clase de peligro para las aguas:**

Clase contenido en %

NK 50-100

- **Clase de peligro para las aguas:** CPA 1 (autoclasificación): poco peligroso para el agua.

16 Otra información

Los datos se fundan en el estado actual de nuestros conocimientos, pero no constituyen garantía alguna de las cualidades del producto y no generan ninguna relación jurídica contractual.

· **Frases R relevantes**

- 11 Fácilmente inflamable.
- 36 Irrita los ojos.
- 37/38 Irrita las vías respiratorias y la piel.
- 43 Posibilidad de sensibilización en contacto con la piel.
- 66 La exposición repetida puede provocar sequedad o formación de grietas en la piel.
- 67 La inhalación de vapores puede provocar somnolencia y vértigo.

ANEXO 3. ISO 3336

ENSAYO PARA DETERMINAR LA UNIÓN DE DIENTES ARTIFICIALES CON LOS POLÍMEROS DE LA BASE DE DENTADURA

6.4. Calidad de la unión con los polímeros de la base de la dentadura

6.4.1. Aparatos

6.4.1.1. Molde metálico con un diseño igual al ilustrado en la figura 21, el cual incorpora una garganta de 5mm de ancho por 1.5mm de profundidad adecuada para el montaje del diente.

6.6.1.2. Equipamiento habitual de laboratorio protésico para enmuflado y confección de prótesis.

6.6.1.3. Polímero para base de dentadura del tipo I, conforme a la ISO 1567: 1988.

6.6.1.4. Aparato para el ensayo de tracción con mordazas de diseño especial ilustrado en la figura 22).

6.6.1.5. Cera para montaje dental

6.6.2. Procedimiento. Se escoge un juego de seis dientes superiores anteriores. Estos dientes se montan sobre un molde metálico con la cera como lo ilustra la figura 21A), de modo que aproximadamente la mitad de la superficie lingual de la porción incisal del diente y aproximadamente la mitad del diente se proyecten fuera del molde metálico. Utilizando una mufla para dentadura se colocan los dientes montados en la escayola dental (figura 21B). Se quita el molde metálico y se elimina la cera de los dientes con agua hirviendo con detergente, seguido de un enjuague con agua corriente hirviendo. Se monta el material de resina acrílica para base de dentadura (6.1.1.3) contra los dientes; una vez que haya adquirido la plasticidad adecuada se sumerge la mufla así fijada en agua a $(70\pm 1)^{\circ}\text{C}$ durante 90 minutos, y finalmente, e agua hirviendo $(93.4\pm 1)^{\circ}\text{C}$ durante 30 minutos. Una vez completado este proceso térmico, se deja enfriar al aire la mufla con las bridas puestas.

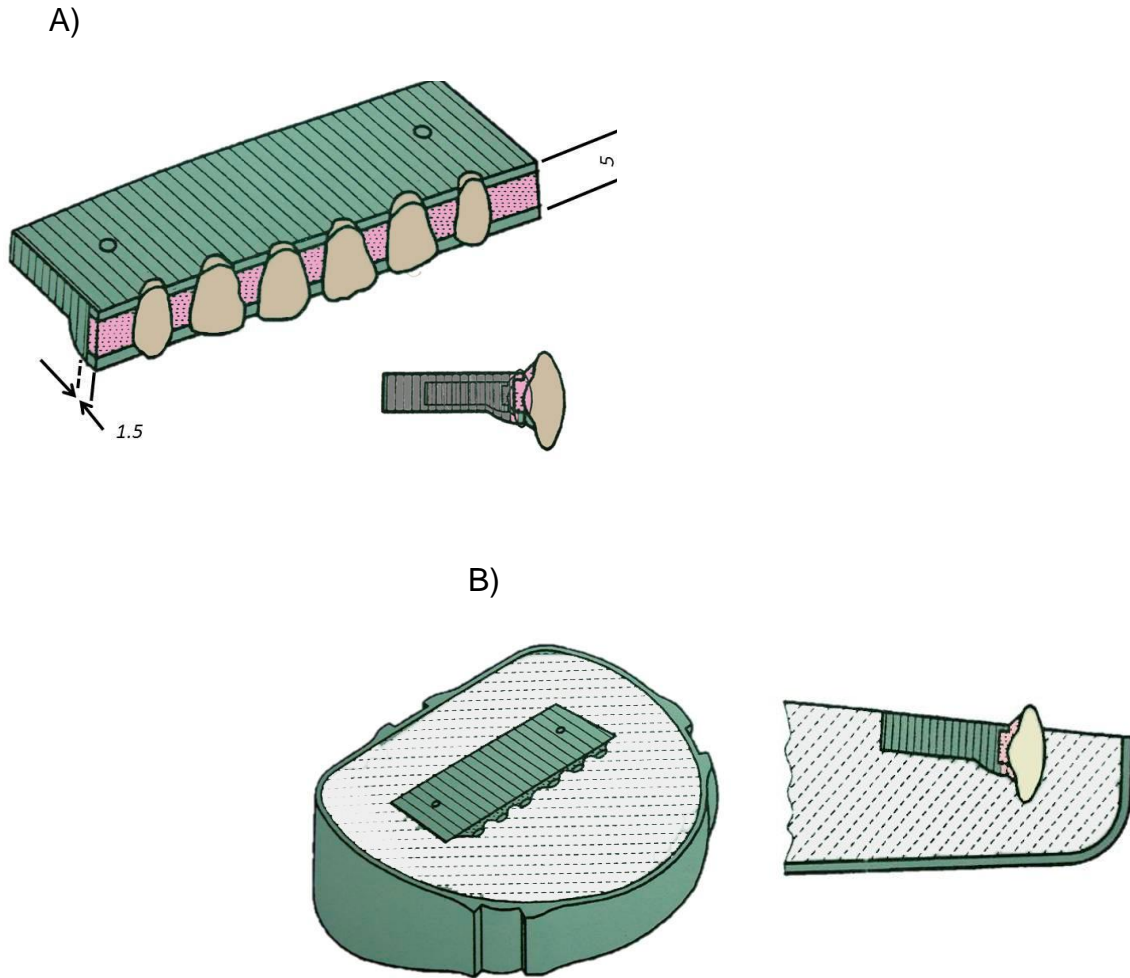


Figura 21. A) Molde para el ensayo de unión, B) mufla para dentadura.

Se ensayan los dientes montados en plástico con un aparato (6.6.1.4) diseñado para permitir una tracción directa sobre la parte incisal de la superficie lingual en dirección labial a una altura adecuada sobre la barra acrílica (véase figura 22). Se utiliza un equipo que no permita una desviación lateral o cambio de posición.

Cada diente se carga tal como se ilustra en la figura 22; a un régimen de desplazamiento en el rango de $0.5\text{mm}/\text{m}^{-1}$ a $10\text{mm}/\text{m}^{-1}$ hasta que se produzca la fractura.

La unión satisface el ensayo si la fractura no aparece limpiamente a lo largo de la interfaz de la superficie del diente con el polímero para base de dentadura. De este modo, deben de quedar partículas de diente unidas al polímero para base de dentadura y/o polímero para base de dentadura firmantemente unido al diente en la mordaza.

NOTA 2- Sólo una fractura de la adherencia pura en la interfaz indica un fallo en el cumplimiento de los requisitos de una unión satisfactoria. Se necesita una fractura de cohesión en el diente o en la base de dentadura.

Se registra el número de dientes que han pasado el ensayo de unión.

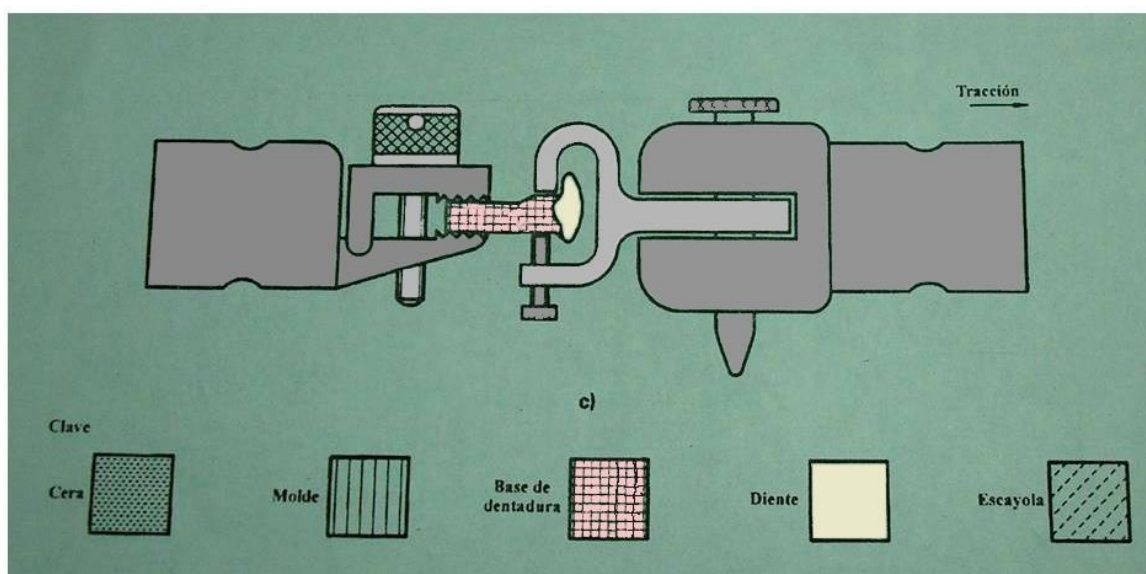


Figura 22. Aparato y molde para el ensayo de unión.