



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA
“DR. ERNESTO RAMOS BOURS”

TESIS

ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS DE MANO CON USO DE
CIANOACRILATOS: ESTUDIO BIOMECÁNICO

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD EN ORTOPEDIA

PRESENTA:

DIEGO LÓPEZ GARCÍA

TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: **DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA**

Hospital General del Estado de Sonora

CODIRECTOR DE TESIS: **DR. JUAN PABLO CONTRERAS FÉLIX**

Hospital General del Estado de Sonora

COMITE TUTOR: **DR. JAIME CASTILLO BENAVIDES**

Hospital General del Estado de Sonora

M. en C. NOHELIA G. PACHECO HOYOS

Hospital General del Estado de Sonora

Hermosillo, Sonora, Agosto de 2020



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.

FIRMAS DE AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ DIRECTIVO DE TESIS

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS
FORMATO CIC04 -VOTO APROBATORIO DEL COMITÉ DE TESIS**

Hermosillo, Sonora a 31 de Agosto de 2020

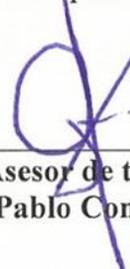
**DR. JORGE RUBÉN BEJAR CORNEJO
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN; HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR.
ERNESTO RAMOS BOURS**

A/A: COORDINACIÓN DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Por medio de la presente hacemos constar que hemos revisado el trabajo del médico residente de **cuarto año: Diego López García** de la especialidad de **Traumatología y Ortopedia**. Una vez revisado el trabajo y tras la evaluación del proyecto por medio de seminarios hemos decidido emitir nuestro **voto aprobatorio** para que el sustentante presente su investigación en su defensa de examen y pueda continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista.



**Tutor principal de tesis
Dr. David Lomelí Zamora**



**Asesor de tesis
Dr. Juan Pablo Contreras Félix**



**Asesor de tesis
Dr. Jaime Castillo Benavides**



**Asesor de tesis
M. En C. Nohelia Pacheco Hoyos**

LIBERACIÓN DE TESIS



ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN

Hospital General del Estado
"Dr. Ernesto Ramos Bours"
División de Enseñanza e Investigación
No. de oficio: SSS/HGE/EM/462/20

Hermosillo, Sonora a 07 de diciembre de 2020

LIBERACIÓN DE TESIS

La División de Enseñanza e Investigación del Hospital General del Estado de Sonora hace constar que realizó la revisión del trabajo de tesis del médico residente: **DIEGO LÓPEZ GARCÍA** cuyo título es: **"ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS DE MANO CON USO DE CIANOACRILATOS: ESTUDIO BIOMECÁNICO"**. Con base en los lineamientos metodológicos establecidos por el Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours," se considera que la tesis reúne los requisitos necesarios para un trabajo de investigación científica y cumple con los requerimientos solicitados por la Universidad Nacional Autónoma de México durante el año 2020 que incluyen la aprobación de tesis, trabajos de revisión o casos clínicos. El trabajo fue concluido durante el mes de julio de 2020 y fue aprobado por su comité revisor y por el Comité de Investigación del Hospital General Dr. Ernesto Ramos Bours. Por lo tanto, la División de Enseñanza e Investigación acepta el trabajo de tesis para ser sustentado en el examen de grado de especialidad médica; aclarando que el contenido e información presentados en dicho documento son responsabilidad del autor del trabajo.

ATENTAMENTE

DR. CARLOS GABRIEL GONZÁLEZ BECUAR
SUBJEFE DE LA DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

M en C. NOHELIA G. PACHECO
COORDINADOR DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

C.c.p. Archivo



Unidos logramos más

Bvtd. Luis Encinas Johnson S/N Colonia Centro
Hermosillo, Sonora. Tels. (662) 2592501, 2592505
www.saludsonora.gob.mx

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México.

A la Secretaría de Salud del Estado de Sonora.

A mi sede de trabajo Hospital General del Estado de Sonora “Dr. Ernesto Ramos Bours”.

A los miembros del comité de tesis.

A mis maestros por sus consejos y enseñanzas durante mi formación.

A mi familia por su apoyo incondicional en todo momento.

DEDICATORIA

A mis padres, Diego López Campa y Luz Elena García Guerrero, que gracias a su amor, trabajo y sacrificio en todos estos años, he logrado llegar hasta aquí y convertirme en los que soy, siendo un orgullo y privilegio ser su hijo.

A mis hermanos, Marcos Alejandro López García y Ana Karen López García, por estar siempre presentes, acompañándome y mostrándome su apoyo incondicional en todo momento de mi vida.

INDICE

1. Resumen.....	9
2. Introducción.....	10
3. Planteamiento del problema y Justificación.....	13
3.1 Planteamiento del problema.....	13
3.2 Justificación.....	14
4. Objetivos.....	15
4.1. Objetivo General.....	15
4.2. Objetivo Particular.....	15
5. Hipótesis científica.....	16
6. Marco teórico.....	17
7. Materiales y Método.....	25
7.1. Diseño del estudio.....	25
7.2. Población.....	25
7.3. Criterios de muestreo y elección del tamaño de muestra.....	25
7.4. Criterios de selección.....	25
7.4.1. Criterios de inclusión.....	25
7.4.2. Criterios de exclusión.....	25
7.5. Descripción metodológica del estudio.....	26
7.6. Categorización de las variables según metodología.....	33
7.7. Análisis de datos.....	33
7.8. Recursos empleados.....	33
7.8.1. Recursos humanos.....	33
7.8.2. Recursos físicos.....	33

7.8.3. Recursos financieros.....	34
8. Aspectos éticos.....	35
9. Resultados y discusión.....	35
10. Conclusiones.....	40
11. Bibliografía.....	41

**ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS DE MANO CON USO DE
CIANOACRILATOS: ESTUDIO BIOMECÁNICO**

1. RESUMEN

El contar con un adhesivo biodegradable y biocompatible como una opción de tratamiento para fracturas óseas resulta muy atractivo para los cirujanos ortopedistas ya que podría significar menor tiempo quirúrgico, menor tasa de infección y evitar la necesidad de retiro de materiales. Uno de los bioadhesivos más estudiados en la actualidad es el cianoacrilato, el cual cumple con las propiedades necesarias para su uso médico y entre sus aplicaciones está la fijación de fragmentos óseos pequeños. Sin embargo, en la actualidad se tiene escaso registro de su uso en fragmentos óseos grandes de huesos largos de humano, ni tampoco se cuenta con estudios biomecánicos en donde se valore la estabilidad de las fracturas con el uso de este adhesivo al ser sometidos a sollicitaciones en flexión. Se utilizaron 10 huesos largos de mano izquierda (5 metacarpianos y 5 falanges proximales) de un modelo sintético de poliuretano rígido, a los cuales se les realizó un corte simple oblicuo largo en la diáfisis con ayuda de una sierra oscilante. Cinco de estos huesos, se fijaron utilizando N-butil-cianoacrilato de uso quirúrgico y los otros cinco huesos se fijaron con Etil-cianoacrilato de uso doméstico como comparación del grado de adhesión. Se le colocaron dos clavillos kirschner en la parte inferior del hueso, marcados con tinta en su punta para medir el desplazamiento final. Una vez unidos los huesos de la mano con los adhesivos, se colocaron en un dispositivo de cargas cíclicas automatizado de 4 puntos y se aplicaron 2000 ciclos de flexión con una fuerza de 21 N. Se realizaron las pruebas biomecánicas en los 10 constructos, sin presentarse ningún grado de desplazamiento entre los fragmentos al final de los ciclos en ninguna de las pruebas. Se comprobó que el uso de cianoacrilato mantiene una estabilidad absoluta entre los fragmentos fracturarios.

2. INTRODUCCIÓN

La visión de unir dos fragmentos de una fractura ósea con un adhesivo que sea biocompatible y biodegradable ha sido altamente fascinante y atractivo para los cirujanos ortopedistas. Con esto, se podría obtener menor tiempo quirúrgico, menor tasa de infección y evitar la necesidad de retiro de materiales.

El manejo quirúrgico tradicional de las fracturas busca mantener una estabilidad suficiente entre los fragmentos óseos para lograr una adecuada consolidación., utilizando comúnmente implantes metálicos como, clavos, tornillos, placas o alambres. Sin embargo, se pueden asociar complicaciones como riesgo de infección, fallo en la consolidación por la presencia del implante, prominencia o exposición de material por rechazo; requiriendo una segunda cirugía para el retiro del material (Böker, K. O., 2019). Por lo tanto se ha llegado a la necesidad de continuar con la búsqueda de métodos de fijación que permitan mantener la estabilidad de las fracturas con el mínimo de complicaciones posibles.

Los adhesivos tisulares se definen como aquellas sustancias que tienen la capacidad de polimerizar en contacto con los tejidos biológicos (con la ayuda de iniciadores o no) para mantenerlos unidos, y que para considerarse como ideales deberán cumplir ciertas características, como:

- Realizar la adhesión en un ambiente húmedo a la temperatura corporal.
- Suficiente adhesividad para mantener la unión de los tejidos afectados durante su reparación natural.
- Adecuada compatibilidad biológica a corto y largo plazo.

- Fácil de esterilizar y conservar.
- Económicamente factible y fácil de aplicar.

Un biomaterial ideal deberá permanecer en el organismo solo el tiempo necesario para cumplir su función. Posteriormente, deberá ser reabsorbido o degradado en el organismo a compuestos no tóxicos, para así disminuir el riesgo de reacciones adversas de los tejidos circundantes y las respuestas a cuerpo extraño. Además, es importante asegurar que las propiedades mecánicas del biomaterial se mantengan el tiempo suficiente para sostener al tejido durante el proceso de curación (Guerra et al., 2017).

Los adhesivos tisulares utilizados para la unión de tejidos blandos, también se han empleado como adhesivos para la fijación de fracturas óseas. Entre los más utilizados de manera fundamental son los adhesivos dentales y los cianoacrilatos. Si bien, las resinas adhesivas de uso odontológico presentan elevadas propiedades adherentes, para la adhesión ósea se prefiere el uso de los cianoacrilatos por sus menores efectos citotóxicos (Heinzelmann et al., 2009).

En la actualidad se cuenta con varios reportes del uso de cianoacrilatos para la fijación de fracturas in vitro y en animales. También para su uso en seres humanos para la unión de pequeños fragmentos óseos siempre aunados al uso de implantes metálicos para lograr estabilidad de las fracturas, obteniendo muy buenos resultados. Sin contar hasta el momento con estudios donde se demuestre la capacidad de fijación y el grado de estabilidad que dichos adhesivos pueden lograr, sin el apoyo de implantes agregados.

En el presente estudio se propone utilizar dos tipos de cianoacrilatos para unir fragmentos óseos grandes de huesos largos de la mano, incluyendo metacarpianos y falanges, los cuales

una vez fijados, serán sometidos a 2000 ciclos a una fuerza de 5 N. Esto simula cargas fisiológicas de flexión con la ayuda de un dispositivo electromecánico neumático de cuatro puntos, controlado por medio de un control lógico programable, valorando así si existe desplazamiento entre los fragmentos, lo cual nos indicará la capacidad de fijación de estos adhesivos.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

3.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El uso de implantes metálicos para la fijación de fracturas óseas conlleva múltiples complicaciones entre las cuales se presentan riesgo de infección, fallo en la consolidación por la presencia del implante, prominencia o exposición de material por rechazo, por lo que se requeriría una segunda cirugía para el retiro del material. Es por esto que el cirujano ortopeda se ha mantenido en la búsqueda de opciones de tratamiento para la fijación de las fracturas con las cuales se trate de evitar dichas complicaciones (Böker, K. O., 2019). Entre estas opciones, se ha encontrado el uso de adhesivos óseos como los cianoacrilatos con los cuales se busca evitar estas complicaciones, los cuales han resultado suficientemente viables como métodos de fijación de fragmentos óseos con el apoyo de implantes metálicos agregados, con adecuadas características de biocompatibilidad (Heinzelmann et al., 2009). Sin embargo, hasta el momento no se cuenta con evidencia para demostrar su capacidad de fijación y estabilidad de fracturas sin ayuda de algún implante agregado. Por lo anterior, se presenta la siguiente pregunta de investigación.

¿El cianoacrilato es capaz de mantener por sí solo la estabilidad de una fractura de fragmentos grandes de huesos largos de la mano?

3.2 JUSTIFICACIÓN

Como parte de la búsqueda de nuevas opciones de tratamiento para la fijación de fracturas, se utilizaron dos variedades de cianoacrilatos como adhesivos óseos (Etil-cianoacrilato de uso doméstico e industrial y Butil-cianoacrilato de uso quirúrgico). Se comparó la capacidad de fijación de cada uno debido a las diferencias en cuanto a su composición molecular, ya que teóricamente el adhesivo de uso quirúrgico contiene una cadena alquilo más larga haciendo su degradación más lenta y menos tóxica para el organismo. Pero, al mismo tiempo restando fuerza de adhesión en comparación con el adhesivo de uso doméstico e industrial.

Se utilizaron los adhesivos anteriormente mencionados para fijar fragmentos grandes de huesos largos de mano, los cuales ya fijos se sometieron a cargas fisiológicas de flexión para valorar si la estabilidad dada por estos adhesivos es suficiente para evitar el desplazamiento entre los fragmentos.

Al comprobarse la buena capacidad de fijación de los adhesivos contamos con una nueva alternativa de tratamiento en el Hospital General del Estado para fracturas de la mano en los casos urgentes en los que no se cuente con material de osteosíntesis disponible en el momento. Esto resulta una opción accesible, fácil de utilizar, sin presentar las múltiples complicaciones y contratiempos que se pueden presentar con el uso de los métodos tradicionales de fijación. Además de servir como precedente para continuar con la investigación del uso de adhesivos como método de fijación de fracturas en humanos.

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la estabilidad entre fragmentos grandes de una fractura de huesos largos de la mano mediante su fijación con el uso de cianoacrilatos.

4.2 OBJETIVOS PARTICULARES

- Fijar fragmentos óseos con el uso de cianoacrilatos.
- Determinar si el adhesivo deteriora el tejido óseo al momento de su aplicación.
- Evaluar la integridad del adhesivo ante movimientos cíclicos en tejido óseo.

5. HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Se espera encontrar que si fijamos los fragmentos de una fractura de huesos largos de la mano con el uso de cianoacrilatos, y los sometemos a 2000 ciclos con 5 N de fuerza simulando cargas fisiológicas de flexión, no se presente un desplazamiento mayor a 2 mm entre dichos fragmentos fracturarios.

6. MARCO TEÓRICO

Pegar dos fragmentos óseos con una sustancia adhesiva que sea biodegradable y biocompatible resulta altamente fascinante y atractivo para los cirujanos ortopedistas. Esto significaría contar con tiempos quirúrgicos cortos, menor tasa de infección, fácil y rápida aplicación, sin la necesidad de reintervenciones para retiro de materiales; lo cual ha hecho a este enfoque muy llamativo (Böker, K. O., 2019).

Un adhesivo es una sustancia no metálica capaz de unir dos materiales diferentes por la adhesión de sus superficies y su fuerza interna de cohesión al estar en contacto íntimo. Para poder ser utilizado como adhesivo óseo, estas sustancias deberán ser capaces de formar una fuerte unión con el tejido óseo para crear una interfase mecánica estable al ser sometida a fuerzas de tensión, compresión o cizallamiento.

Los niveles mínimos de adhesión no han sido definidos claramente en el caso de un escenario clínico complejo, así como con la amplia variedad de métodos de prueba para cuantificar la fuerza de adhesión. Sin embargo, se ha propuesto un mínimo de fuerza de unión para los adhesivos óseos de 0.2 MPa, en la que fuerzas de adhesión menores a ésta se consideran como insuficientes (Weber, 1984).

Los requerimientos que un adhesivo óseo debe cumplir para su aplicación clínica en la cirugía de trauma y ortopedia son los siguientes:

- Los productos adhesivos y de su degradación no deben de ser tóxicos, carcinogénicos o teratogénicos.
- Debe de ser biocompatible con el hueso y el tejido circundante sin provocar irritación o necrosis del tejido, con mínimo desarrollo de calor durante su polimerización.

- Debe de biodegradarse en un tiempo prefijo por degradación y resorción celular, sin actuar como barrera para la formación de callo (osteogénesis).
- El proceso de degradación deberá ser inversamente proporcional al proceso de consolidación para asegurar la estabilidad mecánica.
- El adhesivo deberá funcionar en ambiente húmedo.
- Deberá tener una fácil preparación, uso y aplicación. Además de mantener volumen, estabilidad, esterilidad y eficiencia durante su almacenaje (Heiss C., 2006).

El adhesivo óseo ideal debe mantener la fuerza de unión suficiente durante las fases de la consolidación ósea y cumplir con las siguientes características durante ésta (Tabla 1).

Tabla 1. Fases de consolidación y su relación con las características del adhesivo óseo

<i>Fases de la consolidación ósea</i>	<i>Cambios fisiológicos</i>	<i>Propiedades de un adhesivo óseo ideal</i>
<i>Formación del hematoma</i>	Sangrado del hueso y tejido circundante	Buena cohesión y adhesión sobre el tejido óseo altamente perfundido
<i>Respuesta inflamatoria</i>	Disminución del pH	Sin afectación por pH ácido
<i>Formación de callo óseo</i>	Proliferación de los osteoblastos, reanudación del cartílago y reemplazo óseo	Iniciación de la degradación del adhesivo
<i>Remodelación ósea</i>	Remodelación a la estructura ósea original	Adhesivo totalmente degradado

El proceso de degradación de un adhesivo puede ser biológico, mediado por enzimas y/o procesos celulares (biodegradable), o mediado químicamente por hidrólisis (bioabsorbible). Para asegurar la estabilidad mecánica, la tasa de degradación del adhesivo óseo debe igualarse a la tasa de consolidación del hueso. En promedio, el tiempo de

consolidación ósea varía entre 8-16 semanas, aunque estas tasas pueden variar dependiendo del tipo y el sitio de la lesión, así como la edad y el estado de salud del paciente (Hadjidakis, D. J.,2006).

El adhesivo debe comenzar a degradarse de una forma controlada y gradual y no de una manera abrupta y acelerada para evitar así una toxicidad causada por altas concentraciones de los subproductos de degradación y las respuestas inflamatorias locales debido a cambios en el pH (Marsell R., 2011). Los polímeros sintéticos más comúnmente estudiados, que han sido utilizados como adhesivos óseos son los Polimetilmetacrilatos, Poliuretanos y los Cianoacrilatos.

Los Polimetilmetacrilatos han sido extensamente utilizados en cirugías odontológicas y ortopédicas, como por ejemplo para fijación de prótesis articulares. Estos se forman por la polimerización del cemento de metilmetacrilato a través de un proceso de liberación de radicales libres al ser mezclado con un iniciador como un azoderivado o un peróxido. Los cementos de polimetilmetacrilato son hidrofobicos y presentan una débil adhesión al hueso, especialmente en ambientes húmedos. Estos actúan formando un entrelazamiento mecánico con los poros del hueso en donde el cemento es colocado. Sin embargo, se han reportado respuestas adversas en los tejidos en su uso como adhesivos (Webb J., 2007).

Los Poliuretanos se pueden sintetizar desde una gran variedad de polisocianatos y polioles en presencia de un catalizador o luz ultravioleta. Han sido propuestos como adhesivos óseos debido a su abundante uso como adhesivos de tejidos blando y selladores como resinas dentales (Gilbert T. W., 2008). Inicialmente fueron considerados como mecánicamente fuertes, cohesivos, sin interferencia osteogénica, no tóxicos y fácilmente aplicable durante la cirugía. Sin embargo, estudios subsecuentes demostraron ruptura de los

polímeros o pérdida de su unión con el hueso, infección de heridas y necrosis tisular. Ha sido reportada la necesidad de retirar completamente el adhesivo para detener el drenaje infeccioso, es por esto que su uso para la osteosíntesis ha sido discontinuado (Redler I., 1962).

Los Cianoacrilatos son el grupo de adhesivos óseos más extensamente estudiados, los cuales son líquidos incoloros de baja viscosidad, altamente reactivos, a los cuales es necesario adicionar inhibidores de la polimerización para mantener su estabilidad durante su almacenamiento (Vauthier, C., 2003). Los cianoacrilatos se enlazan de manera rápida con los tejidos, son altamente reactivos y polimerizan a temperatura ambiente sin la necesidad de agregar un catalizador, calor o aplicar presión.

La estructura molecular de los cianoacrilatos (figura 1) estudiados para su aplicación como adhesivos óseos comúnmente están compuestos por una cadena alquilo de longitud variable y presenta un doble enlace terminal 1,1 –disustituido con un grupo nitrilo y un grupo éster. El doble enlace acrilato es susceptible al ataque nucleofílico por bases débiles como agua o aminas. La adhesión al hueso se puede lograr ya que el grupo nitrilo captador de electrones polariza el enlace acrilato y por lo tanto es susceptible al ataque nucleofílico por bases débiles como las aminas presentes en la matriz de colágeno de los tejidos óseos.

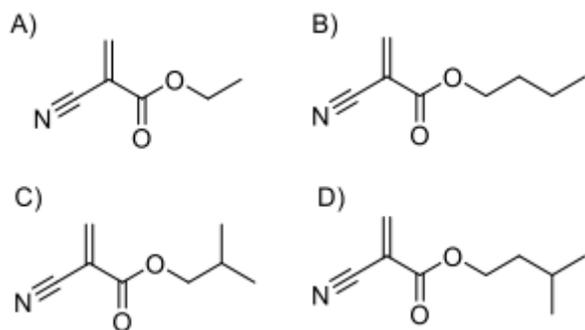


Figura 1. Estructuras de A) Etil cianoacrilato, B) Butil cianoacrilato, C) Isobutil cianoacrilato y D) Isopentil cianoacrilato estudiados como adhesivos óseos.

Se pueden sintetizar una gran variedad de ésteres de cianoacrilatos al variar la longitud de la cadena alquilo. Entre mayor sea su longitud, mayor tiempo tarda en degradarse debido a que se vuelve más hidrófoba, resultando en una reacción más benigna para el tejido (Bouten P., 2014). Por lo tanto, al alargar la cadena lateral se reduce la toxicidad del adhesivo pero al mismo tiempo disminuye su fuerza de unión con los tejidos (Reece T., 2001).

Durante los años 50 y 60, durante la guerra de Vietnam, se comenzaron a utilizar los adhesivos de cianoacrilato para el cierre de heridas en campaña, pero los monómeros de cadena alquílica corta mostraron histotoxicidad en las heridas debida a reacciones a la presencia de cuerpos extraños (Muruyama K., 1989).

Más adelante, durante las décadas de los años 70 y 80 se popularizó el uso de cianoacrilatos como bioadhesivos en un gran número de países avanzados. Sin embargo, ante el desconocimiento que existía, y que continúa existiendo en parte, de estas sustancias y de sus propiedades, la FDA, organismo de control norteamericano de sustancias para la alimentación y medicamentos (Food and Drug Administration), no aprobó el uso clínico de

estos compuestos hasta 1998. Algunos nombres comerciales de los cianoacrilatos de cadena alquílica larga empleados como bioadhesivos son “Dermabond”, “Histoacryl” y “Glubran” (Gonzalez J. M., 2012).

En un estudio experimental en ratas in vivo en los que se comparó la fuerza de adhesión del etil-cianoacrilato y el butil-cianoacrilato en fracturas diafisarias de húmero, fémur y tibia, de las cuales se obtuvieron tres grupos, cada uno sacrificado en un tiempo determinado de 2, 4 y 6 meses, observando adecuada consolidación desde los 2 meses, además de realizarse estudios biomecánicos de flexión y compresión en cada periodo, así como estudios histopatológicos, con mejores resultados en el grupo del etil-cianoacrilato en cuanto a fuerza de adhesión, además de no presentar alteraciones en la cantidad de osteoblastos, osteoclastos, casos de toxicidad o la presencia de células tumorales en ninguno de los dos grupos (Palacio E. P., 2017).

Se ha realizado pruebas biomecánicas para comparar la fuerza de unión del cianoacrilato ante fuerzas catastróficas de cizallamiento, en la que se unieron dos fragmentos de hueso de puerco utilizando Butil-cianoacrilatos y Etil-cianoacrilato, comparándose contra la fuerza de fijación de los fragmentos con el uso de un tornillo de 1.5 mm, obteniendo que el uso de este último muestra mayor fuerza de fijación. Sin embargo, la fijación con los adhesivos fue suficiente para ser considerado como adhesivo óseo, sin presentar diferencias entre cada uno (Vieira J. de S., 2016).

Un uso común de los cianoacrilatos es la fijación de injertos óseos, ya que se han hecho pruebas para comparar la fijación de injertos autólogos en la calva de conejos con el uso de Etil-cianoacrilato contra el uso de tornillo de 1.5 mm, en donde se encontró que el adhesivo era biocompatible, además de mantener una estabilidad del injerto similar a la del

tornillo a los 6 meses, aunque con un ligero retraso en la incorporación del injerto (Saska S., 2009).

El uso de tornillos ha mostrado mayor fuerza de unión comparado al uso de los adhesivos, y esto probablemente se deba que a los bloques de hueso a unir no se les prepara creando irregularidades en la superficie de contacto para aumentar la retención. Se puede obtener mayor fuerza de adhesión creando micro y macro irregularidades en la superficie del hueso, demostrándose que hay una fuerte relación entre la aspereza de la superficie de contacto y la fuerza de adhesión ósea. Volver áspera una superficie ayuda con la interconexión física de un injerto óseo con el área receptora (Thompson J. I., 1999).

Una de las mayores preocupaciones con el uso de los cianoacrilatos como adhesivos óseos son la toxicidad, inflamación o necrosis tisular que pudieran producir. Por ello, se realizó un estudio en el que se investigó la citotoxicidad del etil-cianoacrilato aplicándose a un cultivo de osteoblastos provenientes de hueso alveolar de maxilar humano, observándose una mínima zona de inhibición para el crecimiento celular, siendo muy similar al resultado del cultivo de control al cual no se añadió cianoacrilato (De Melo W. M., 2013).

Existen reportes de casos del uso de Butil-cianoacrilato, en los cuales se ha utilizado como apoyo para unir fracturas multifragmentadas de cabeza radial y olecranon como fijación temporal para posteriormente sumársele una fijación definitiva con placa, sin presentar ninguna complicación por la presencia del adhesivo en un seguimiento a dos años en ambos casos (Ezekiel G., 2018; Chen D., 2019). Así como su uso para la fijación de pequeño fragmentos condrales en fracturas de cóndilo femoral y astrágalo, presentando consolidación adecuada sin presentar complicaciones (Yilmaz C., 2005; Gul R., 2006).

Existe un estudio en el cual se comparó la estabilidad de huesos largos de la mano (metacarpianos) de cadáveres con fractura segmentaria utilizando etil-cianoacrilato en combinación con matriz ósea desmineralizada, etil-cianoacrilato solo y placa de pequeños fragmentos y tornillos para su fijación, sometiéndolos a cargas de tensión, observando que la placa da significativamente mayor estabilidad seguido por el uso de etil.cianoacrilato solo (Stephanides M., 2018). Sin embargo, no se cuenta con estudios biomecánicos en donde se realicen pruebas con cargas de flexión, a las cuales normalmente están sometidos los huesos lagos de la mano.

Se cuenta con el antecedente de haberse realizado un estudio biomecánico de fracturas de falanges medias y proximales de cadáveres en el Hospital General del Estado de Sonora, utilizando un nuevo diseño de mini-fijador externo. Uno de los resultados fue que se determinó la carga fisiológica de flexión de un dedo con ayuda de una báscula digital, correspondiendo a un promedio de 5 N. Como resultado principal, se sometió al constructo de falange-fijador a cargas de flexión con ayuda de un dispositivo electromecánico de 4 puntos observando una adecuada estabilidad ante fuerzas mayores a las fisiológicas, siendo este un método útil y viable para recrear cargas fisiológicas de flexión en huesos largos de la mano (De la Vega D., 2019).

7.- MATERIALES Y MÉTODOS

7.1. Diseño del estudio

Estudio experimental básico

7.2. Población

10 huesos largos tubulares de mano izquierda de modelo sintético de poliuretano rígido marca Ossos modelo 1001 (cinco metacarpianos y cinco falanges proximales).

7.3. Criterios de muestreo y elección de tamaño de muestra

Huesos largos tubulares de la mano de modelo sintético de poliuretano rígido para pruebas biomecánicas, sin fractura en su totalidad. Muestreo no probabilístico por conveniencia y disponibilidad de modelos sintéticos.

7.4 Criterios de selección

7.4.1. Criterios de inclusión.

1.- Huesos largos tubulares de la mano de modelo sintético de poliuretano rígido para pruebas biomecánicas.

2.- Modelos sin fractura, con integridad de sustancia.

7.4.2. Criterios de exclusión.

1.- Huesos de la mano de modelos sintéticos de falanges medias y distales de longitud menor a 3 cm y huesos cortos del carpo.

2.- Modelos con fractura con compromiso de sustancia.

7.5. Descripción metodológica del estudio

Se utilizaron 10 huesos largos de mano izquierda (5 metacarpianos y 5 falanges proximales) de un modelo sintético de poliuretano rígido marca Ossos modelo 1001 (Imagen 2), a los cuales se les realizó un corte simple oblicuo largo de 40° en la diáfisis con ayuda de una sierra oscilante marca Stryker (Imagen, 3).

Cinco de estos huesos, se fijaron utilizando N-butil-cianoacrilato de uso quirúrgico marca Histoacryl de BRAUN (Imagen 4) aplicando 0.1 ml del adhesivo a cada prueba sobre la zona correspondiente al borde de cortical de cada fragmento por separado, y sobre la línea de fractura una vez unidos los fragmentos como reforzamiento. Los otros cinco huesos se fijaron con Etil-cianoacrilato de uso doméstico marca Kola Loka (Imagen 5) con la misma técnica del grupo anterior, y posteriormente se les colocaron dos clavos kirschner de 0.045 pulgadas a un cm de distancia de los bordes de fractura cada uno en ambos fragmentos obteniendo una distancia entre ambos clavos de 2 cm.

Se determinó la carga fisiológica por medio de una báscula digital de gancho midiendo la fuerza media de flexión utilizando como base el 2do dedo, realizando pruebas a 25 personas, dando como resultado 0.5 kg de fuerza promedio. Tomando en cuenta que 1 kg = 9.807 N, nos da como resultado una carga de 4.9 N la cual redondeamos a 5 N (De la Vega D., 2019). Una vez unidos los huesos de la mano con los adhesivos, se colocaron en un

dispositivo de cargas cíclicas automatizado de cuatro puntos que consta de un pistón neumático de 20 mm de diámetro y 50 mm de longitud movilizado con ayuda de un compresor de aire, por medio de un PLC controlado por un software (LOGO Confort V8), que recibe información de dos interruptores de final de carrera que controlan la carrera de dicho pistón mediante un cambio de dirección de flujo controlado por una válvula 5/2 con un solenoide (Figura 6).

Se aplicaron 2000 cargas cíclicas de flexión con una fuerza de 5 N a cada prueba, tomando como base un protocolo de rehabilitación estandarizado de 50 flexiones de falange al día durante 6 semanas en fracturas de huesos de la mano (Hritcko G., 2006). Se observa durante la prueba si existe o no desplazamiento entre los fragmentos unidos, considerando inestabilidad en caso de presentar aumento de 2 mm o más en la brecha de la fractura midiendo la distancia entre ambos clavos kirschner antes, durante y después de cada prueba con ayuda de una regla milimétrica.



**Imagen 2. Modelo sintético de mano izquierda de poliuretano rígido marca Ossos modelo 1001
(Sawbone)**



Imagen 3. Metacarpiano con trazo de fractura simple oblicuo largo de 40° en la diáfisis

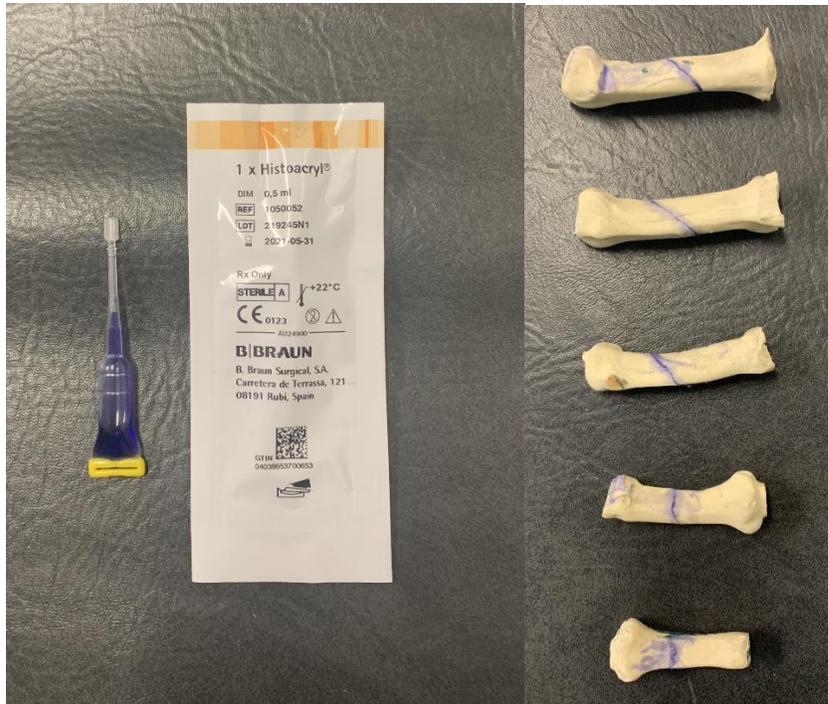


Imagen 4. Butil-cianoacrilato (Histoacryl) 0.5 ml con las 5 muestras posterior a ser fijadas con el adhesivo



Imagen 5. Etil-cianoacrilato (Kola Loka) con las 5 muestras posterior a ser fijadas con el adhesivo

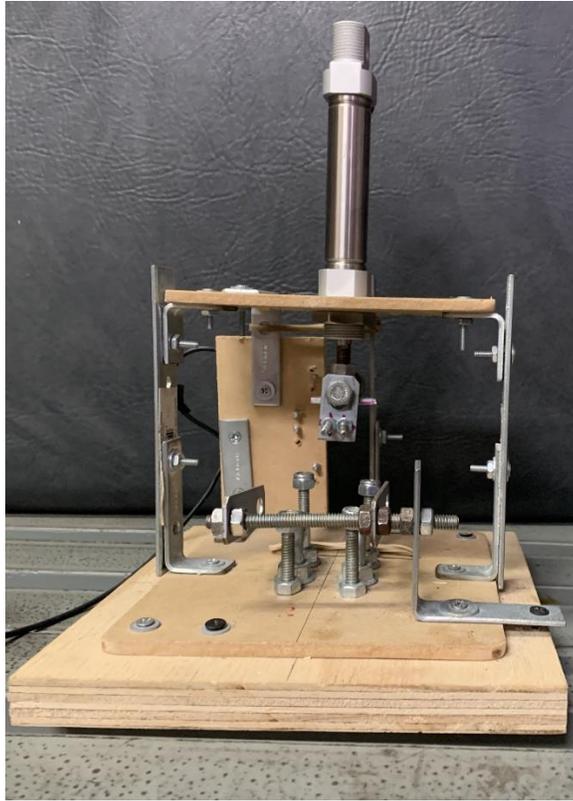


Imagen 6. Dispositivo de cuatro puntos

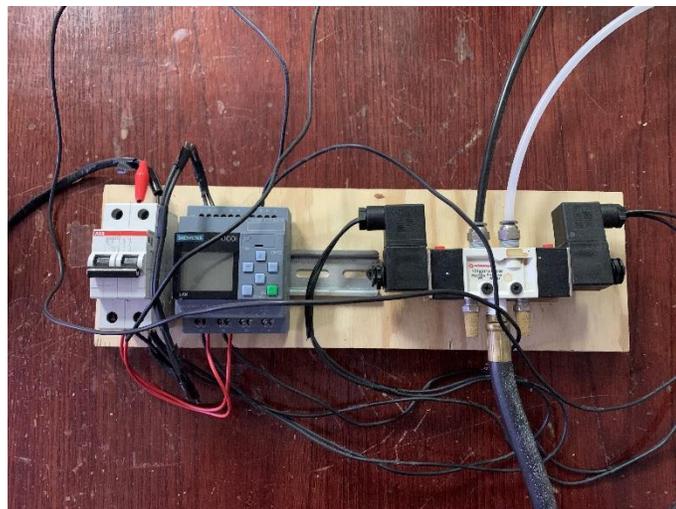


Imagen 7. PLC y solenoide con válvula 5/4

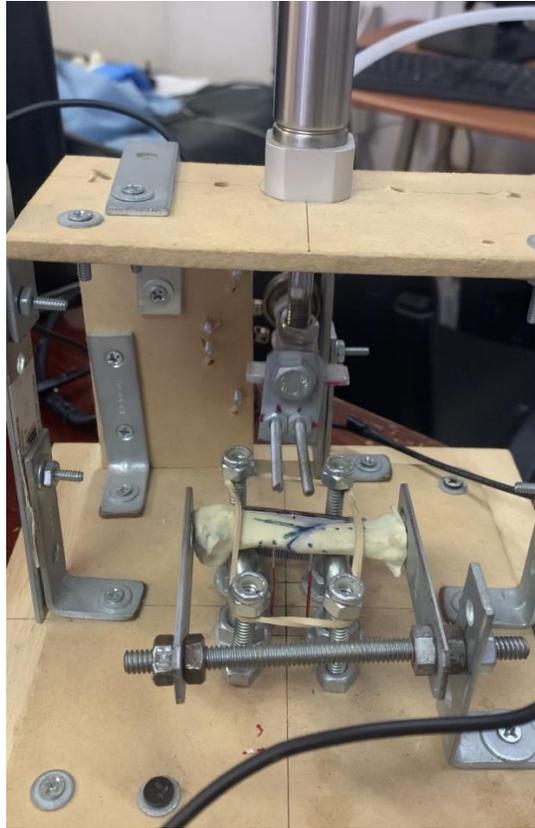


Figura 8. Dispositivo con hueso sometido a prueba

7.6. Categorización de las variables según la metodología

Variable	Tipo de variable	Definición operacional	Escala de medición	Indicador
Desplazamiento	Dependiente	Flexión	Cuantitativa continua	Milímetros
Fuerza	Independiente	Flexión	Cuantitativa	Newtons
Frecuencia	Independiente	Ciclos	Cuantitativa	Número de ciclos

7.7. Análisis de datos

Los resultados de las pruebas se registraron en una hoja de cálculo de Excel en donde se procesó la información con este mismo programa. Para cada grupo de adhesivo se registró el desplazamiento de cada muestra.

7.8. Recursos empleados

7.8.1. Recursos humanos:

Médico residente de 4to años de Traumatología y Ortopedia

Médico adscrito al servicio de Traumatología y Ortopedia de Hospital General del Estado

7.8.2. Recursos físicos:

- 10 huesos largos de mano de modelo sintético de poliuretano rígido marca Ossos modelo 1001 (5 metacarpianos y 5 falanges proximales)
- Sierra oscilante marca Stryker
- N-butil-cianoacrilato marca Histoacryl de BRAUN 0.5 ml

- Metil-cianoacrilato marca Kola Loka
- Perforador eléctrico inalámbrico
- Compresor neumático marca Pro-Air II
- 2 clavos kirschner 0.045 pulgadas
- 1 Dispositivo neumático automatizado de cuatro puntos formado por:
 - Pistón neumático de presión 20mmx50mm con rango de 0.1-Mpa (marca E-MC)
 - Sistema de soporte a flexión de cuatro puntos
 - 1 PLC (LOGO Confort V8 marca Siemens)
 - 2 Interruptores de final de carrera
 - Válvula de 5/2 con solenoide

7.8.3. Recursos financieros

Las necesidades financieras para la realización de este proyecto fueron absorbidas por el personal investigador.

Se recibió apoyo de Bv proveedora, distribuidora de material ortopédico en Hermosillo, Sonora, para la obtención del adhesivo tisular.

El modelo sintético de mano fue proporcionado por SSG médica, proveedora de material ortopédico en Hermosillo, Sonora.

Se obtuvo el compresor neumático con apoyo de Dr. David Lomelí Zamora, médico adscrito al servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General del Estado de Sonora.

El dispositivo de cargas cíclicas automatizado de cuatro puntos para pequeños fragmentos es propiedad del servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital General del Estado de Sonora.

8.- ASPECTOS ÉTICOS

Debido a que se realizaron las pruebas en hueso sintético no se requiere de implicaciones éticas para este trabajo.

9. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los adhesivos tisulares proveen una alternativa de tratamiento que ofrece una fijación fuerte, preservando tejidos blandos, aporte sanguíneo y factores de osteogénesis para el hueso. Los cianoacrilatos han demostrado ser una promesa como adhesivos fuertes que no causan una respuesta inflamatoria significativa al ser usados en tejido vivo (Akcal M. A., 2014). Estos ofrecen la ventaja de aplicarse fácilmente sin requerir energías adicionales para el inicio de su acción, fácil almacenamiento y fuerte adhesión a múltiples superficies incluso en condiciones de humedad.

El uso de los cianoacrilatos es muy popular entre los cirujanos como una herramienta común para el cierre de heridas. Entre otros usos se incluyen como adhesivos dentales, reparaciones temporales de perforaciones corneales, transportadores de fármacos, para control de sangrados variceales, control de hemorragias, y para fijación de fragmentos óseos craneofaciales sin soporte de cargas (Korde, J. M., 2018). Es por esto que se evaluó en este estudio la capacidad de fijación de fracturas óseas utilizando cianoacrilatos, realizando pruebas en huesos con soporte de cargas, iniciando con huesos tubulares de cargas leves como los huesos de la mano.

Entre los resultados obtuvimos que las 10 muestras fueron sometidas a 2000 ciclos cada una con una fuerza de 21 N, ya que no se pudo reproducir exactamente la fuerza a 5 N, debido a que el mínimo de salida de presión del compresor utilizado en las pruebas es de 10 Psi, lo cual se confirmó utilizando un dinamómetro con gancho para medir la fuerza de impacto del pistón al hueso el cual marcaba a 2.2 kg en cada impacto.

La fuerza resultante equivale a poco más de cuatro veces la fuerza calculada como carga fisiológica necesaria de 5 N. No se presentó desplazamiento alguno entre los fragmentos en ninguna de las pruebas, tanto en el grupo de muestra con Butil-cianoacrilato (Histoacryl) como en el grupo de Etil-cianoacrilato (Kola Loka) (Tabla 2 y 3), lo que nos comprueba que ambos adhesivos a base de cianoacrilato es lo suficiente para mantener estabilidad entre los fragmentos grandes de huesos largos de la mano en una fractura.

La diferencia entre los dos tipos de adhesivos radica en que el adhesivo de uso quirúrgico Butil-cianoacrilato cuenta con un perfil de seguridad para su uso en humanos ya comprobado debido a su estructura molecular, que al mismo tiempo disminuye su fuerza de adhesión en comparación con el Etil-cianoacrilato de uso industrial, aunque durante las pruebas realizadas en este estudio no se encontró diferencia en cuanto a la estabilidad entre los dos grupos de adhesivos, sin embargo, el uso de éste último en tejido humano es aún controversial.

Otra diferencia es el precio de los adhesivos, siendo más económico el de uso industrial, aunque el de uso quirúrgico no representa un precio inaccesible siendo equivalente al precio de los clavos kirschner e inferior a otros implantes como placas y fijadores.

Durante las pruebas se presentó un incidente en el que se aumentó accidentalmente la presión del compresor hasta alcanzar los 60 psi mientras se realizaba una prueba con una muestra del grupo de Butil-cianoacrilato impactando el pistón en 5 ocasiones al hueso sin presentar ruptura o desplazamiento, lo que se traduciría en una adecuada estabilidad del adhesivo a una fuerza de 126 N.

Se determinó que con 0.1 ml de ambos tipos de adhesivos es suficiente para mantener la fijación de los fragmentos, siendo aplicado en los bordes de la cortical, así como sobre el trazo de la fractura una vez unidos los fragmentos como refrozamiento, tratándose en el caso de un hueso largo de la mano con un trazo de fractura simple oblicuo largo de 40° y de aprox. 2 cm de longitud.

Al lograr obtener una estabilidad suficiente de las fracturas con el uso del adhesivo de uso quirúrgico, y contando con el respaldo de múltiples estudios donde este mismo es utilizado en tejido vivo sin efectos perjudiciales en animales y humanos, se podría recomendar iniciar pruebas en tejido óseo humano vivo.

Se deben realizar pruebas del adhesivo sobre tejido óseo humano para comparar y confirmar estos resultados, ya que debido a que durante el período de pruebas se cursó por un periodo de crisis sanitaria por pandemia por COVID-19, por lo que no se autorizó el uso de tejido óseo humano por riesgo de contagio.

Tabla 2. Desplazamiento de las muestras del grupo HA de Butil-cianoacrilato (Histoacryl)

Número de prueba	Desplazamiento (mm)
Prueba 1 HA	0 mm
Prueba 2 HA	0 mm
Prueba 3 HA	0 mm
Prueba 4 HA	0 mm
Prueba 5 HA	0 mm

Tabla 3. Desplazamiento de las muestras del grupo KL de Etil-cianoacrilato (Kola Loka)

Número de prueba	Desplazamiento (mm)
Prueba 1 KL	0 mm
Prueba 2 KL	0 mm
Prueba 3 KL	0 mm
Prueba 4 KL	0 mm
Prueba 5 KL	0 mm

10. CONCLUSIONES

Se determinó que los dos grupos de adhesivos son los suficientemente estables para no presentar ningún grado de desplazamiento entre los fragmentos ante cargas fisiológicas e incluso a fuerzas mayores a estas durante el proceso de las pruebas en las que se simuló un protocolo de rehabilitación de fracturas de huesos de la mano a seis semanas, periodo suficiente para la consolidación ósea, por lo que se concluye que el uso de cualquiera de los dos tipos de adhesivos son una buena opción para la fijación de fracturas de mano ya que imparten un tipo de estabilidad absoluta por sí mismo sin necesidad de algún otro implante como soporte.

La cantidad de adhesivo necesaria para la fijación de un hueso largo de la mano es mínima, siendo recomendada una primera aplicación sobre el borde de tejido óseo cortical y una vez unidos los fragmentos se administra una segunda aplicación como reforzamiento sobre todo el trayecto del trazo de fractura.

Se deberán realizar más pruebas con tejido humano para confirmar estos resultados.

11. BIBLIOGRAFIA

- 1.- Böker, K. O., Richter, K., Jäckle, K., Taheri, S., Grunwald, I., Borchering, K., von Byern, J., Hartwig, A., Wildemann, B., Schilling, A. F., & Lehmann, W. (2019). Current State of Bone Adhesives—Necessities and Hurdles. *Materials*, 12(23), 3975. <https://doi.org/10.3390/ma12233975>
- 2.- Heiss, C., Kraus, R., Schluckebier, D., Stiller, A.-C., Wenisch, S., & Schnettler, R. (2006). Bone Adhesives in Trauma and Orthopedic Surgery. *European Journal of Trauma*, 32(2), 141–148. <https://doi.org/10.1007/s00068-006-6040-2>
- 3.- WEBER, S. T. E. P. H. E. N. C., & CHAPMAN, M. I. C. H. A. E. L. W. (1984). Adhesives in Orthopaedic Surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NA;(191), 249-261. <https://doi.org/10.1097/00003086-198412000-00034>
- 4.- HADJIDAKIS, D. J., & ANDROULAKIS, I. I. (2006). Bone Remodeling. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1092(1), 385–396. <https://doi.org/10.1196/annals.1365.035>
- 5.- Webb, J. C. J., & Spencer, R. F. (2007). The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 89-B(7), 851–857. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.89b7.19148>
- 6.- Marsell, R., & Einhorn, T. A. (2011). The biology of fracture healing. *Injury*, 42(6), 551–555. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2011.03.031>

- 7.- Gilbert, T. W., Badylak, S. F., Gusenoff, J., Beckman, E. J., Clower, D. M., Daly, P., & Rubin, J. P. (2008). Lysine-Derived Urethane Surgical Adhesive Prevents Seroma Formation in a Canine Abdominoplasty Model. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 122(1), 95–102. <https://doi.org/10.1097/prs.0b013e31817743b8>
- 8.- Redler, I. (1962). Polymer Osteosynthesis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 44(8), 1621–1652. <https://doi.org/10.2106/00004623-196244080-00010>
- 9.- Vauthier, C., Dubernet, C., Fattal, E., Pinto-Alphandary, H., & Couvreur, P. (2003). Poly(alkylcyanoacrylates) as biodegradable materials for biomedical applications. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 55(4), 519–548. [https://doi.org/10.1016/s0169-409x\(03\)00041-3](https://doi.org/10.1016/s0169-409x(03)00041-3)
- 10.- Bouten, P. J. M., Zonjee, M., Bender, J., Yauw, S. T. K., van Goor, H., van Hest, J. C. M., & Hoogenboom, R. (2014). The chemistry of tissue adhesive materials. *Progress in Polymer Science*, 39(7), 1375–1405. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2014.02.001>
- 11.- Reece, T. b., Maxey, T. S., & Kron, I. L. (2001). A prospectus on tissue adhesives. *The American Journal of Surgery*, 182(2), S40–S44. [https://doi.org/10.1016/s0002-9610\(01\)00742-5](https://doi.org/10.1016/s0002-9610(01)00742-5)
- 12.- Hritcko GA. Digital fracture rehabilitation. In: Burke SL, Higgins J, McClinton MA, Saunders R, Valdata L, eds. *Hand and Upper Extremity Rehabilitation: A Practical Guide*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2006:561–580.

- 13.- Muruyama K., Tsushima Y., Kuramochi T., Ibonai M., Nagasawa K.,
Copolymerization of ethylcyanoacrylate with methyl vinyl ketone. *Int. J. Adhes. Adhes.*, 1989; 9: 143-144.
- 14.- González González J. M. Cianocrilato. Definición y propiedades. Toxicidad y efectos secundarios. Aplicaciones en medicina y odontología. *Av. Odontoestomatol.*, 2012; 28: 95-102.
- 15.- Palacio, E. P., Pereira, G. J. C., Silvaes, P. R. . d. e. . A., Stasi, G. G. D., Staut, C. . d. e. . A., & Sardenberg, T. (2018). The effects of ethyl-2-cyanoacrylate and butyl-2-cyanoacrylate in the process of bone healing in rats. A controlled experimental study. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 53(1), 53–59.
<https://doi.org/10.1016/j.rboe.2017.11.010>
- 16.- Vieira, J. . d. e. . S., Santos, F. R., de Freitas, J. V., Baratto-Filho, F., Gonzaga, C. C., & de Araujo, M. R. (2016). Bond strength evaluation of cyanoacrylate-based adhesives and screws for bone fixation. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 20(2), 157–160. <https://doi.org/10.1007/s10006-015-0541-2>
- 17.- Saska, S., Hochuli-Vieira, E., Minarelli-Gaspar, A. M., Gabrielli, M. F. R., Capela, M. V., & Gabrielli, M. A. C. (2009). Fixation of autogenous bone grafts with ethylcyanoacrylate glue or titanium screws in the calvaria of rabbits. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(2), 180–186.
<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.12.004>

- 18.- Thompson, J. I., Gregson, P. J., & Revell, P. A. (1999). Analysis of push-out test data based on interfacial fracture energy. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 10(12), 863–868. <https://doi.org/10.1023/a:1008929201918>
- 19.- De Melo, W. M., Maximiano, W. M. A., Antunes, A. A., Beloti, M. M., Rosa, A. L., & de Oliveira, P. T. (2013). Cytotoxicity Testing of Methyl and Ethyl 2-Cyanoacrylate Using Direct Contact Assay on Osteoblast Cell Cultures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(1), 35–41. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.09.002>
- 20.- Chen, D., Hu, W., & Zhou, J. (2019). Use of surgical glue for Mason type III radial head fractures. *Medicine*, 98(22), e15863. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000015863>
- 21.- Ezekiel G., Faris H., Soundararajan S., Hassan I. (Mayo 2018). *2-Octyl & N-Butyl Cyanoacrylate An Adjunct To Fracture Stabilization In Internal Fixation Of Olecranon Fractures*. Comunicación presentada en el 48th MOA Annual Scientific Meeting / Annual General Meeting 2018.
- 22.- Gul R., Khan F., Maher Y., O'Farrel D., (2006). Osteochondral fractures in the knee treated with butyl-2-cyanoacrylate glue A case report. *Acta Orthopædica Belgica*, Vol. 72 - 5 - 2006, 72(5), 641–643. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.604.7437&rep=rep1&type=pdf>

- 23.- Yilmaz, C., & Kuyurtar, F. (2005). Fixation of a Talar Osteochondral Fracture with Cyanoacrylate Glue. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 21(8), 1009.e1-1009.e3. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2005.05.029>
- 24.- Stephanides, M., Farinas, A., Johnson, S. P., Thayer, M., & Thayer, W. (2018). A novel repair for comminuted fractures in metacarpals: Combining cyanoacrylate with demineralized bone matrix. *Surgery and Rehabilitation*, 2(4), 1–4. <https://doi.org/10.15761/srj.1000144>.
- 25.- De la Vega D. Mini fijador externo como tratamiento para fracturas de falanges: Estudio biomecánico. 2019.
- 26.- Akcal, M. A., Poyanli, O., Unay, K., Esenkaya, I., Gokcen, B., & Firatligil, A. S. (2014). Effect of N-butyl cyanoacrylate on fracture healing in segmental rat tibia fracture model. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 9, 76. <https://doi.org/10.1186/s13018-014-0076-5>
- 27.- Korde, J. M., & Kandasubramanian, B. (2018). Biocompatible alkyl cyanoacrylates and their derivatives as bio-adhesives. *Biomaterials Science*, 6(7), 1691–1711. <https://doi.org/10.1039/c8bm00312b>