

Capítulo VII

Conclusiones y Recomendaciones

El desarrollo de esta investigación fue con el propósito de analizar si los dispositivos quiroprácticos ya mencionados, contaban con las características necesarias para ser aplicados. Dentro de la investigación se realizaron las siguientes pruebas:

- 1.- Prueba de Dureza.
- 2.- Prueba de tensión.
- 3.- Prueba de Impacto.
- 4.- Metalografía.
- 5.- Prueba de Corrosión.
- 6.- Análisis de Fracturas.

Las pruebas fueron seleccionadas de acuerdo a las principales características con las que el dispositivo debe contar, así mismo la información que se encuentra disponible sobre este tipo de aleaciones se obtiene de estas pruebas. Por consiguiente, se considero que los resultados de esta investigación deberían de seguir ese mismo patrón.

De las diferentes pruebas realizadas se concluye lo siguiente:

- 1.- La aleación de Titanio Ti-6Al-4V^a presenta una mayor resistencia a la penetración que la aleación de Acero Inoxidable 316LS.

2.- El Acero Inoxidable 316LS presenta una zona de deformación plástica mayor a la del Titanio Ti-6Al-4V^a.

3.- El Acero inoxidable 316LS es un material mas dúctil que el Titanio Ti-6Al-4V^a.

4.- La aleación de Titanio Ti-6Al-4V^a presenta un problema de diseño debido a que la carga máxima es la misma que la carga de ruptura, lo que podría traer grandes problemas si no se tiene una planeación adecuada de los dispositivos que se realicen.

5.- La capacidad de absorber energía del Titanio Ti-6Al-4V^a es un poco mejor que la del Acero Inoxidable 316LS, esto en base a los resultados obtenidos en la prueba de impacto a las probetas con características semejantes (mismo tipo de ranura).

6.- En base a las pruebas mecánicas realizadas sobre los dispositivos se determino que el área con mayor riesgo de falla es donde se encuentran los barrenos, esto es lógico debido a la concentración de esfuerzos que existe en esa zona.

7.- De la metalografía realizada al Acero Inoxidable 316LS se puede concluir que observamos la presencia de la fase Austenítica en la micro estructura del material, esto se observa en toda la secuencia de fotografías, se presenta un tamaño de grano No.7-8 que se observa con claridad en la fotografías obtenidas en la sección transversal, en las fotografías del área longitudinal se observa con gran claridad las fronteras de grano y una leve deformación de la fase Austenítica, se concluye que esta deformación se debe al tratamiento térmico de recocido y al endurecimiento que se le da por medio de trabajo en

frío, es importante mencionar que este tipo de tratamiento térmico se le da a los biomateriales en función a ciertas normas y características que estos deben presentar.

8.- De la metalografía realizada al Titanio Ti-6Al-4V^a se puede concluir que observamos la presencia de una fase α (alfa) y de una fase β (beta), esto se puede observar en toda la secuencia de fotografías, se presenta un tamaño de grano No. 4-5 que se observa con claridad en las fotografías obtenidas en la sección transversal, en las fotografías del área longitudinal se puede observar con claridad el flujo de grano, este tipo de flujo de grano es típico de un proceso de forja, además se observa la elongación de la fase alfa como consecuencia del trabajo de forja.

9.- La resistencia a la corrosión que presentan ambas aleaciones es excelente, esto se debe a que el mpy que presentaron ambas aleaciones fue muy pequeño. En el aspecto visual ambas aleaciones presentaron una capa porosa en algunas partes de su superficie, lo que parece ser una capa de óxido.

10.- El Acero Inoxidable presentó menor resistencia a la corrosión en un ambiente corrosivo de cloruro de sodio que en un ambiente de agua destilada.

11.- El Titanio Ti-6Al-4V^a presentó menor resistencia a la corrosión en un ambiente corrosivo de cloruro de sodio que en un ambiente de agua destilada.

12.- De acuerdo con el análisis realizado a las diferentes fracturas, se comprueba que las conclusiones anteriores son correctas, esto se debe a que se observa un grano más fino en la aleación de Titanio Ti-6Al-4V^a y que en esta misma aleación, la deformación plástica que se observa en las regiones cercanas a la fractura es casi nula, por lo contrario las fracturas que se presentaron en la aleación de acero Inoxidable 316LS presentaban mayor deformación plástica en las zonas cercanas. Esto mismo se comprueba en las graficas de Carga VS Deformación donde se observa que el Acero Inoxidable 316 LS cuenta con una región plástica mucho mayor que el Titanio Ti-6Al-4V^a.

Como **conclusión final** decimos que los dispositivos quiropráticos que se evaluaron, cuentan con las características necesarias para desarrollar su función. Esta conclusión se basa a que de acuerdo con las pruebas realizadas, las aleaciones que se analizaron sobrepasan las características con las que cuentan los organismos del cuerpo humano que son sustituidos por este tipo de dispositivos.

A continuación se muestra una tabla que nos muestra algunas de las características principales que se han estudiado para comparar estos valores [13]:

Tabla 7.1 Propiedades Mecánicas de los Biomateriales más comunes.

Table 195.3 Mechanical Properties of Major Connective Tissues

Material	Tensile Strength (MPa)	Elastic Modulus (MPa)	Extensibility (%)
Bone	150	20000	1.5
Cartilage (costal)	1	14	8.0
Collagen (tendon)	75	1 300	9.0
Keratin ^a	50	5000	2.0

^a For the alpha-form region of tensile tests of wool.

7.1 Recomendaciones

Para futuras investigaciones se recomienda lo siguiente:

1.- Se recomienda evaluar otras propiedades mecánicas de estas aleaciones como son:

a) Resistencia a la fatiga: El realizar este tipo de prueba en los dispositivos, nos permitiría conocer la capacidad que tienen de resistir un esfuerzo repetitivo por un cierto período de tiempo. Un ejemplo práctico de este caso sería, evaluar la cantidad de pasos que puede dar una persona con el dispositivo en su interior, teniendo como variables el diámetro del dispositivo y el peso del paciente.

b) Prueba de compresión: La prueba de compresión en los dispositivos quiroprácticos nos permitiría conocer la carga máxima que pueden soportar, lo cual es de suma importancia, ya que en este caso el peso del paciente y el diámetro del dispositivo son las variables que se podrían ajustar.

2.- Es recomendable realizar otro tipo análisis corrosivo utilizando diferentes técnicas, medios y temperaturas.

3.- Se recomienda realizar un análisis de fracturas con ayuda de un microscopio electrónico.

4.- La aportación de un equipo con mejores capacidades y con mayor tecnología ayudarán a mejorar este tipo de investigaciones.

5.- Si se cuenta con los medios económicos, es recomendable realizar cada una de las pruebas por lo menos en cinco ocasiones, esto con el fin de tener un mejor análisis comparativo.

Para finalizar este capítulo me gustaría comentar que en nuestro país, los organismos oficiales y las empresas privadas, no llevan a cabo un control de calidad frecuente sobre materiales y diseños utilizados en Ortopedia y Traumatología, las cuales son las principales fuentes de consumo de los Biomateriales, es por esto la importancia de realizar este tipo de estudios, el cual tiene como objetivo principal analizar que el elemento y el material del cual está hecho, cumpla con los requerimientos necesarios para ser funcional.