



UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MEXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

**PROGRAMA DE MAESTRIA Y DOCTORADO EN
INGENIERIA**

FACULTAD DE INGENIERIA

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SOCKET DE MIEMBRO
SUPERIOR CON SUSPENSION AJUSTABLE**

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERIA

MECÁNICA - MECATRÓNICA

P R E S E N T A :

ING. IVÁN NIETO DÍAZ LAVANA

TUTOR:

DR. JÉSUS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

2008



JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Chicurel Uziel Ricardo

Secretario: Dr. González González Leopoldo Adrián

Vocal: Dr. Dorador González Jesús Manuel

1^{er}. Suplente: M. I. Corona Lira Maria del Pilar

2^{do}. Suplente: Dr. Caballero Ruiz Alberto

Lugar o lugares donde se realizó la tesis

México D.F.

Dr. Jesús Manuel Dorador González

TUTOR DE TESIS:

FIRMA

Índice

	Página
Introducción	1
Capítulo 1: Antecedentes	2
1.1 Antecedentes de las amputaciones	2
1.2 Historia de las prótesis	5
1.3 Elementos utilizados en las prótesis de miembro superior.....	7
1.3.1 Prótesis por encima de codo (Transhumeral).....	7
1.4 Socket.....	10
1.5 Problemas por los cuales es necesario cambiar el socket	12
1.6 Problemática en México en la construcción de los socket.....	12
1.7 Estado del arte en la fabricación de socket	14
1.8 Tipos de suspensión	15
Capítulo 2: Estudio Anatómico del Brazo Humano.....	19
2.1 Estudio Anatómico del Brazo Humano	19
2.2 Articulación escápulo humeral o del hombro	22
2.2.1 Mecanismo De La Articulación Del Hombro	24
2.3 Biomecánica del hombro.....	25
Capítulo 3: Diseño conceptual	30
3.1 Identificación de las necesidades	30
3.2 Especificaciones.....	32
3.3 Identificación de los sistemas que componen al socket	34
3.4 Propuestas de solución	35
3.4.1 Propuesta de solución 1.....	35
3.4.2 Propuesta de solución 2.....	36
3.4.3 Propuesta de solución 3.....	36
3.4.4 Propuesta de solución 4.....	38
3.4.5 Propuesta de solución 5.....	39
3.5 Selección de la mejor solución.....	40
3.6 Propuesta de solución seleccionada.....	40
3.7 Interfaz Sistema de Suspensión-Socket (ISSS)	43
3.8 Interfaz Socket-Articulación de codo (ISAC).....	43
3.9 Plantillas de ajuste anatómico.....	45
3.10 Parte rígida del socket (PRS).....	45
Capítulo 4: Diseño de detalle	47
4.1 Restricciones.....	47
4.1.1 Material.....	47
4.1.2 Partes	48
4.2 Diseño de detalle.....	49
4.2.1 Diseño del sistema de suspensión.....	49
4.2.1.1 Dimensiones del sistema de suspensión.....	53
4.2.2 Diseño de la Interfaz Sistema de Suspensión- Socket (ISSS)	54
4.2.2.1 Pieza exterior	54
4.2.2.2 Pieza interior	55
4.2.3 Diseño de la Parte Rígida del Socket (PRS)	59
4.2.4 Plantillas de ajuste anatómico.....	63
4.2.5 Diseño de la Interfaz Socket - Codo (ISC).....	63
4.3 Selección de materiales	67
4.3.1 Selección del material del sistema de suspensión	67
4.3.2 Selección del material la ISSS.....	67
4.3.3 Selección del material la PRS.....	68
4.3.4 Selección del material la ISC	69
Capítulo 5: Construcción	71
5.1 Construcción del sistema de suspensión.....	71

5.2 Construcción de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket.....	73
5.3 Construcción de la parte rígida del socket.....	74
5.3 Construcción de la interfaz entre el socket y la articulación de codo.....	74
Capítulo 6: Pruebas.....	77
6.1 Análisis estructural.....	77
6.1.1 Parte externa de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket.....	77
6.1.2 Parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket.....	80
6.1.3 Interfaz del Socket con la articulación de codo.....	82
6.1.4 Grapas automotrices.....	84
6.2 Pruebas cualitativas del sistema de suspensión.....	87
6.2.1 Prueba de colocación.....	87
6.2.2 Prueba de tiempo.....	88
6.2.3 Prueba de fuerza.....	89
6.3 Diseño del experimento para caracterizar el sistema de suspensión.....	91
6.3.1 Selección de sensores.....	92
6.3.1.1 Galga extensométrica.....	93
6.3.1.2 Piezoeléctrico.....	94
6.3.1.3 Tubo de Bourdon.....	95
6.3.1.4 Sensor FSR Interlink Electronics.....	95
6.3.2 Procesamiento de la información.....	96
Conclusiones.....	99
Anexo A: Propiedades de los materiales.....	101
Anexo B: Planos de Fabricación.....	119
Bibliografía.....	124
Anexo C: Hojas de especificaciones de los circuitos integrados.....	126

Introducción

El objetivo de este trabajo es diseñar un socket de miembro superior a nivel transhumeral que proporciona a una persona amputada la posibilidad de colocarse una prótesis de manera sencilla y cómoda, permitiéndole tener un rango de movimiento para realizar los movimientos naturales del brazo humano. También se pretende diseñar un nuevo tipo de sistema de suspensión que sea capaz de adaptarse tanto a los cambios de volumen del órgano residual como a las cargas aplicadas a la prótesis, aplicando la fuerza necesaria para mantener la prótesis unida al órgano residual a medida que cambie la carga que soporta la prótesis. Finalmente se pretende que el diseño del socket permita una producción en serie, lo que disminuiría de forma considerable el costo de estos aditamentos.

La necesidad surge a partir de que en el Departamento de Mecatrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional Autónoma de México, se han venido realizando diseños de prótesis inteligentes de miembro superior, en específico manos y codos, pero a la fecha no se cuenta con un diseño de una interfaz que permita unir estas prótesis con el órgano residual de los amputados, por lo que en este trabajo se presenta el diseño de un socket para amputación a nivel transhumeral (arriba de codo), que permita la integración de los sistemas antes descritos para poder realizar pruebas de la prótesis diseñadas con pacientes.

Adicionalmente se tiene que los diseños que existen actualmente en el mercado se fabrican de manera "artesanal", es decir, cada socket es construido a la medida exacta de cada paciente, lo que tiene como consecuencia un alto costo en la fabricación y la vulnerabilidad del diseño a los cambios de volumen del órgano residual.

El socket es una de las partes más importantes de cualquier tipo de prótesis, ya que es el elemento que transmite la fuerza del órgano residual a la prótesis y viceversa, es de vital importancia que el socket sea lo más cómodo posible para permitir al paciente usar la prótesis el mayor tiempo posible.

Además de que el socket debe de proporcionar al paciente una sensación de seguridad, es decir que la prótesis no se desprenderá en determinadas circunstancias.

La propuesta de diseño que se presenta en este trabajo de tesis, se realizó siguiendo las metodología tradicional de diseño, conformada de los pasos de: identificación de las necesidades, obtención de las especificaciones, conceptualización de las propuestas de solución, selección de la mejor solución en base a los requerimientos, diseño de detalle de la solución propuesta, construcción de un prototipo funcional y realización pruebas para validar el diseño.

A lo largo del proceso de diseño se utilizaron herramientas de diseño que facilitaron de gran manera este proceso, como lo es el diseño asistido por computadora (CAD por sus siglas en inglés), en particular los paquetes Solid Edge y Unigraphics, para la construcción del prototipo funcional como lo es la máquina de estereolitografía Stratassis, y para las pruebas de caracterización de sistema de suspensión como lo es una tarjeta de adquisición de datos de la compañía National Instruments y el uso de del software Lab View.

El trabajo que se presenta a continuación se estructura de la siguiente forma:

En el capítulo 1 se presentan los antecedentes de las amputaciones en México, así como definiciones y términos para una mejor comprensión de lo que es un socket.

En el capítulo 2 se presenta un estudio anatómico del brazo humano, así como de la biomecánica del mismo, con el fin de obtener restricciones que puedan ser usadas en el diseño de cada una de las piezas.

En el capítulo 3 se presenta el desarrollo del diseño conceptual del socket comenzando por el análisis de las necesidades, y un estudio de los métodos de suspensión y tipos de socket en el mercado hasta la conceptualización de la propuesta de solución.

En el capítulo 4 se presenta el diseño de detalle de cada una de las piezas que conforman al socket, así como la selección de los materiales para la construcción de un prototipo que pueda ser probado en personas.

En el capítulo 5 se reporta la construcción del primer prototipo funcional del socket de miembro superior a nivel transhumeral, el cual servirá para realizar pruebas de funcionalidad y caracterización del sistema de suspensión.

En el capítulo 6 se presentan las pruebas realizadas para la validación del diseño del socket, las cuales están divididas en tres tipos de pruebas: análisis estructural de las piezas, con la ayuda del paquete Unigraphics, pruebas cualitativas del sistema de suspensión con la ayuda de un paciente humano, caracterización del sistema de suspensión con la ayuda de un sistema de sensores electrónicos y el procesamiento de las señales con la el paquete Lab View.

Al final del trabajo se presentan las conclusiones que validan el diseño tomando en cuenta toda la información obtenida. Finalmente también se mencionan problemas que surgieron durante la realización del trabajo y sus soluciones.

“Tres clases hay de ignorancia:
no saber lo que debiera saberse,
saber mal lo que se sabe, y
saber lo que no debiera saberse”
François de la Rochefoucauld

1.1 Antecedentes de las Amputaciones

Una amputación es una condición adquirida cuyo resultado es la pérdida de una extremidad y cuya causa suele ser una lesión, una enfermedad o una operación quirúrgica. Las deficiencias congénitas (presentes al nacer) se producen cuando un bebé nace sin una extremidad o sin una parte de ella [1].

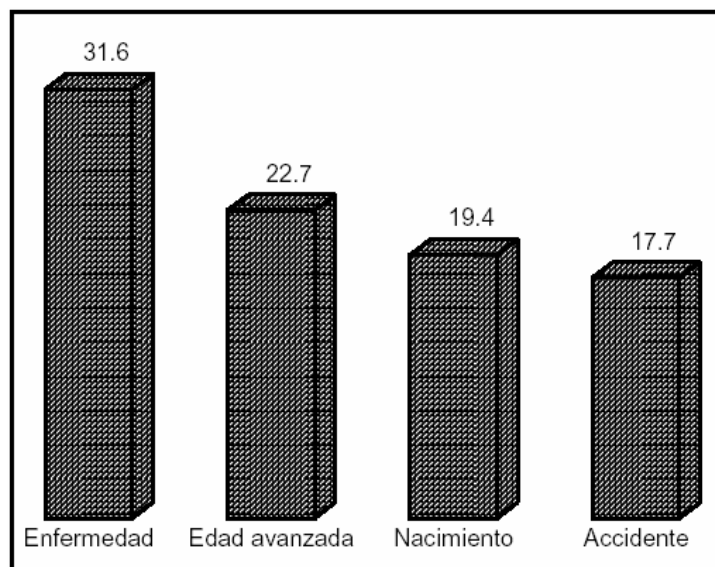
Si el muñón no tiene hueso, entonces se conoce como *colgajo*. El cirujano determina el nivel de amputación. Cuando el muñón es mayor, el brazo de palanca es más amplio y hay mejor cobertura muscular del muñón, para controlar la prótesis [3].

En relación al mecanismo de amputación, esta puede ser de dos tipos:

- a) amputación primaria o traumática: Es aquella producida por un agente traumático
- b) amputación secundaria o quirúrgica: Es aquella electiva o programada para ser realizada por medio de un acto quirúrgico [2].

En México, según datos del INEGI, el 31.6% de las amputaciones se deben a enfermedades, el 17.7% a traumatismos, el 19.4 son congénitas y otro 22.7 tienen su origen por edad avanzada.

Distribución porcentual de población según causa de la discapacidad



NOTA: No se graficó a las personas que no especificaron la causa de su discapacidad (6.7%), ni a las de por otra causa (1.9%). FUENTE: **INEGI**. XII CGPV 2000. Base de datos de muestra censal.

Figura 1.1 Causas de la discapacidad motriz en México

Niveles de amputación para miembro superior

Se puede clasificar una amputación con base en la altura o nivel en que ha sido realizada. Los siguientes son los niveles más comunes para las amputaciones.

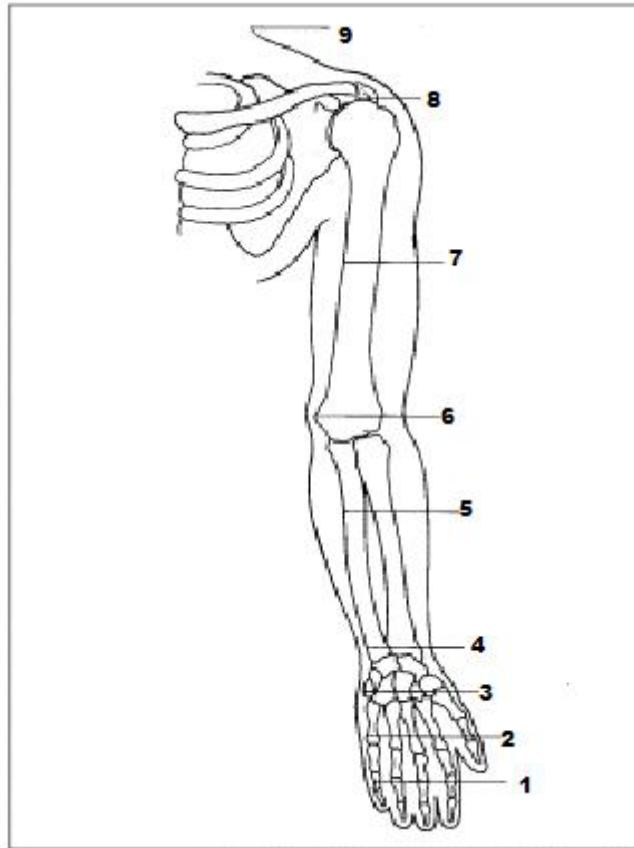


Figura 1.2 Niveles de amputación para miembro superior [22]

1. Transfalangeal
2. Transmetacarpal
3. Transcarpal
4. Desarticulación de la muñeca
5. Amputación transradial (debajo del codo)
6. Desarticulación de codo
7. Amputación transhumeral (encima del codo)
8. Desarticulación de hombro
9. Amputación de clavícula

1.2 Historia de las prótesis

Una prótesis es un sustituto artificial para una parte del cuerpo que fue perdida. [4] Mitológicamente, se hace referencia a un miembro artificial en el Rigveda, un antiguo texto sagrado hindú escrito alrededor del año 1700 A.C., “la pierna del hierro dada a Vishpala por el Ashvins”. El primer espécimen descubierto arqueológicamente, conocido como la pierna romana de Capua, fue encontrado en una tumba en Capua, Italia, alrededor del año 300 A.C., hecha de cobre y de madera.[5] Dos prótesis de los dedos de un pie fueron encontradas en momias egipcias, al parecer construidas entre los años 1295-664 A.C.; se están realizando pruebas a éstas, para determinarse si habrían podido ser utilizadas en vida de forma funcional[5]. Los armeros en los décimo quinto y décimo sexto siglos, hicieron sus miembros artificiales de hierro para los soldados que perdieron alguno de sus miembros en batalla.

Durante los varios siglos próximos, los artesanos comenzaron a desarrollar miembros artificiales de madera en vez del metal debido al peso más ligero de la madera.



Figura 1.3 “El dedo del Cairo” [5]

Hacia finales del siglo XIX, los miembros artificiales se convirtieron en algo de mayor uso debido a un número mayor de amputados debido a guerras tales como la guerra civil americana. La tecnología mejoró sobre todo por dos razones: la disponibilidad del financiamiento del gobierno y el descubrimiento de anestésicos. Después de la Segunda Guerra Mundial, en 1945 se dio inicio al programa de miembro artificial por la National Academy of Sciences. Este programa ayudó a mejorar los miembros artificiales promoviendo y coordinando la investigación científica sobre los dispositivos protésicos.



Figura 1.4 Pierna de madera del Gen. Józef Sowiński, siglo XIX [6]

En los últimos años, se ha puesto mucho énfasis en desarrollar miembros artificiales que se vean y se muevan como si fueran los miembros humanos reales. Los avances en la comprensión de la biomecánica del cuerpo humano, con el trabajo combinado de médicos y de ingenieros, el desarrollo de nuevos plásticos, y el uso de las técnicas de Diseño y Manufactura Asistidos por Computadora (CAD-CAM) han contribuido en el desarrollo de miembros artificiales más realistas.[7]

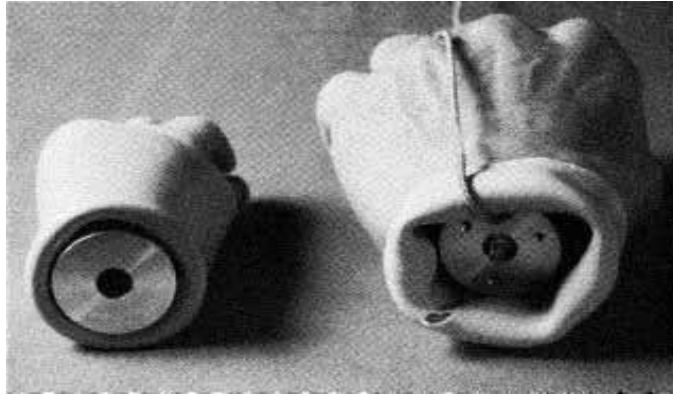


Figura 1.5 “La mano de Edimburgo” [8]

Actualmente existen diversos tipos de prótesis de miembro superior. Esta clasificación está hecha con base al control de la prótesis, los principales tipos son:

Prótesis mecánicas: son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario.

Prótesis eléctricas: Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal.

Prótesis neumáticas: Estas prótesis son accionadas por bióxido de carbono comprimido.

Prótesis mioeléctricas: Las prótesis mioeléctricas son prótesis eléctricas controladas por medio de un poder externo mioeléctrico.

1.3 Elementos utilizados en las prótesis de miembro superior.

Dependiendo del nivel de la amputación, la prótesis de miembro superior puede incluir los dispositivos de la muñeca, el codo y el hombro, los elementos de los que consta son:

- órgano terminal: es el elemento que se coloca en la parte distal de la prótesis.
- articulaciones de muñeca y de codo: sustituyen a las articulaciones del miembro perdido
- socket: es el elemento que sirve de interfase entre el órgano residual y la prótesis
- elementos de suspensión: es el sistema que mantiene a la prótesis en su lugar
- elementos de control: son los dispositivos que permiten gobernar los movimientos de la prótesis.

1.3.1 Prótesis por encima del codo (Transhumeral)

Para el caso específico de una prótesis transhumeral los elementos básicos de los que consta son:

- 1) dispositivo terminal de mano
- 2) articulación de la muñeca
- 3) articulación del codo
- 4) socket transhumeral
- 5) sistema de suspensión



Figura 1.6 Prótesis transhumeral [23]

1) Dispositivo Terminal

Los dispositivos terminales se pueden clasificar en dos tipos:

Pasivos: los dispositivos terminales pasivos tienen un fin estético y no funcional, su ventaja es que su apariencia es casi igual a la del miembro perdido.

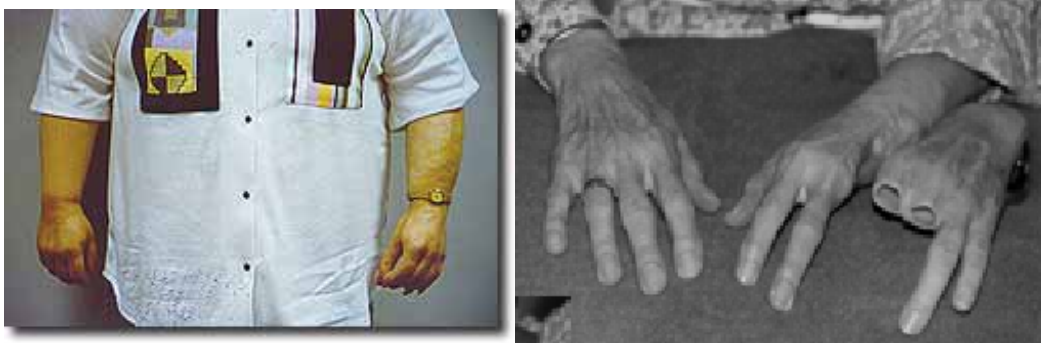


Figura 1.7 Miembros Terminales Pasivos [24]

Activos: los dispositivos terminales activos tienen un fin funcional y no tanto estético, estos pueden ser ganchos controlados por cables o manos controlados por dispositivos electrónicos y mioeléctricos.



Figura 1.8 Miembros terminales activos [24]

2) Articulación de la muñeca

Su función es la de unir los dispositivos terminales al resto de la prótesis así como proveer los movimientos de pronación y de supinación para poner el dispositivo terminal en la posición deseada.

Para amputados unilaterales se recomienda el uso de muñecas pasivas, en las cuales el usuario mueve con su otra mano a la posición deseada la muñeca.

Para amputados bilaterales generalmente se utiliza una muñeca con un motor eléctrico.

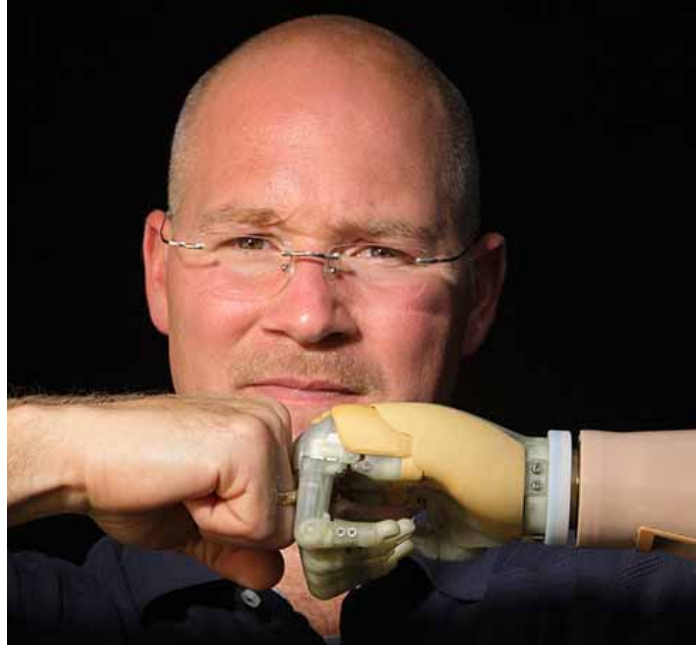


Figura 1.9 Articulación de Muñeca Eléctrica [9]

3) Articulación del codo [4]

Cuando una amputación ocurre sobre, o por arriba del empalme del codo, la función de este es provista por el uso de una articulación de codo artificial. Para la flexión del codo se proveen varios grados de movimiento mediante un mecanismo de cierre.

Los mecanismos de cierre de la articulación de codo se pueden dividir en dos tipos:

- a) externo
- b) interno

El primero se utiliza con desarticulaciones de codo porque no hay bastante espacio para el mecanismo de fijación interno, y el segundo se utiliza con las prótesis transhumerales y de hombro.

Para el caso de prótesis mecánicas, ambos tipos de codos se doblan por medio del cable de control del sistema y es trabado al ángulo deseado de la flexión por un cable de control separado de la cerradura del codo, que se une en un extremo al mecanismo del codo y en el otro extremo al arnés.



Figura 1.10 Articulación de codo con bloqueo mecánico [24]

Las articulaciones del codo también pueden ser eléctricas, las cuales pueden ser controladas a través de un sistema mioeléctrico, en este caso la función de giro del codo es realizada por un motor eléctrico.



Figura 1.11 Articulación de codo eléctrica [24]

1.4 Socket [4]

Mientras los avances tecnológicos mejoran, en la vida de las personas que perdieron alguna extremidad superior algo permanece constante: el componente más importante de cualquier prótesis que es el socket. Si no se dispone de un socket bien diseñado y ajustado, tanto cómodo como funcional, el beneficio del resto de los componentes protésicos será limitado.

El socket es la porción de la prótesis que se acomoda alrededor del muñón a la cual están conectados los demás componentes. El socket es una de las partes más importantes de la prótesis, sirve para alojar el muñón y desempeña funciones de apoyo, acoplamiento, control, coordinación e interacción entre el paciente y el miembro artificial.

El socket debe proveer una interfaz cómoda pero estable, con un contacto total entre el socket y el miembro residual (que evita el movimiento inadvertido y que imposibilita concentraciones incómodas de la presión), debe de dar una transferencia de energía eficiente del miembro residual al dispositivo protésico, además de asegurar una suspensión segura y de un aspecto adecuado.

Para cumplir con las expectativas anteriores, la mayoría de los sockets transmurales están generalmente contruidos de una doble pared, con la pared interna proporcionando presión sobre el muñón para lograr la suspensión, y la "cubierta" externa que proporciona la longitud faltante, dependiendo del tamaño del muñón, además de dar una forma apropiada al socket.



Figura 1.12 Socket para prótesis transhumeral [24]

Tipos de socket para amputación transhumeral

Los socket utilizados en las prótesis de miembro superior se pueden clasificar en dos grandes grupos:

- 1) suspensión asistida
- 2) auto suspensión

1) suspensión asistida

El socket de suspensión asistida consiste en una parte que tiene contacto total con el segmento que encajona el miembro residual y esta conectado por las juntas con una "cáscara" separada del brazo a la cual se unen la unidad del codo y el antebrazo y el dispositivo terminal. Se utiliza en los pacientes que tienen muñones muy cortos para poder utilizar las juntas de codo con mecanismo de bloqueo mecánico para aumentar la gama disponible del movimiento.

La suspensión se logra a través de una serie de correas que se colocan alrededor del torso del amputado.

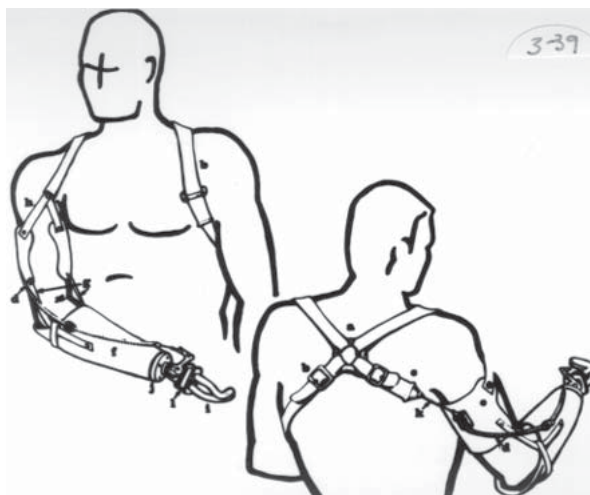


Figura 1.13 Socket de suspensión asistida [26]

2) Auto suspensión

Existen distintos métodos para lograr auto suspensión del socket, pero todos siguen estos principios básicos:

El socket y el muñón se fijan en una posición de flexión inicial y el socket se ajusta a la anatomía del muñón para lograr una encapsulación íntima del muñón; existe una cierta limitación en la gama de la flexión-extensión.



Figura 1.14 Socket de auto suspensión [26]

Generalmente los socket de auto suspensión están contruidos con dos diferentes tipos de materiales, un suave en la pared interna que ejerce presión sobre el muñón para lograr la suspensión, y un material mas rígido en la “cáscara” externa que proporciona la longitud faltante, dependiendo del tamaño del muñón, de una forma apropiada al socket y da la estabilidad necesaria al resto de la prótesis.

1.5 Problemas por los cuales es necesario cambiar el socket

Existen diversas causas por las cuales es necesario realizar el cambio del socket, de entre la cuales tenemos como principales las siguientes:

- El volumen del muñón ha cambiado y ya no es posible suministrar una suspensión segura
- Dolor en el muñón al cargar un objeto por una mala distribución de las áreas de contacto
- Los materiales han sido manipulados, encogidos o estirados, hasta el punto que su integridad estructural ha sido comprometida más allá de sus niveles de seguridad [10]
- El socket está roto
- El sistema de suspensión del socket ya no es capaz de suministrar una suspensión segura
- Dificultad para mantener la higiene

1.6 Problemática en México en la construcción de los sockets

Actualmente en México no se tiene una metodología para la construcción en serie de los sockets para prótesis de miembro superior. La construcción se realiza de forma artesanal por parte de un técnico prótesisista, es decir, cada socket se hace a la medida de cada paciente y de forma rudimentaria, utilizando moldes de yeso para obtener la anatomía del muñón. Desafortunadamente este proceso es muy tardado y se requiere que cada vez que cambia el volumen del muñón se tenga que fabricar un socket junto con la prótesis completa. Además con este método “artesanal”, el proceso de construcción de los sockets es muy tardado, entre 15 días y un mes, por lo que el amputado se ve en la necesidad de utilizar una serie de accesorios como lo son vendas, calcetas, etc. para aumentar la vida útil del socket y no tener que pasar de nuevo por este lento proceso de la fabricación de uno nuevo.

El proceso de construcción del socket tiene varias etapas, desde la toma inicial de la impresión del muñón para hacer el molde en yeso, hasta la construcción del socket definitivo. A grandes rasgos, se toma una impresión para hacer el molde en yeso y construir un socket de prueba, esto para ajustar los cables de control en el caso de las prótesis mecánicas y ajustar el tipo de suspensión. Una vez que se termina de construir el socket provisional, se toma una segunda impresión del muñón para construir el socket definitivo, repitiendo de nueva cuenta todos los pasos previos.



Figura 1.15 Moldes de yeso para fabricar sockets.



Figura 1.16 Fabricación de un socket por el método artesanal

1.7 Estado del arte en la fabricación de sockets

Empleando técnicas avanzadas de Diseño Asistido por Computadora (CAD) y de Manufactura Asistida por Computadora (CAM), el proceso de fabricación de los sockets se ha reducido a un tiempo mínimo de construcción, además de aumentar la precisión con la que las paredes internas del socket se ajustan a la anatomía del muñón, dando así una mejor distribución de la presión que se ejerce sobre el muñón, aumentando la comodidad al llevarlo puesto.

El diseño TF es una técnica asistida por computadora avanzada para la fabricación individual de sockets de prótesis. Con esta técnica, el técnico ortopédico mide el miembro residual e incorpora las medidas en un software. Usando estos datos y la forma del muñón, tomada mediante una cámara digital, el software genera un socket 3-D. El software permite que se puedan modificar las características del socket y realizarle pruebas antes de la construcción, finalmente el archivo del diseño del socket debe ser mandado a la empresa alemana Otto Bock para su construcción. [12]

Cabe mencionar que se pueden emplear, para la construcción de los socket, las impresoras de sólidos o máquinas de prototipos rápidos, de las cuales existen actualmente en el mercado una gran variedad, y que pueden “imprimir” el prototipo casi en cualquier material, desde una variedad de plásticos hasta algunos materiales compuestos y metales.

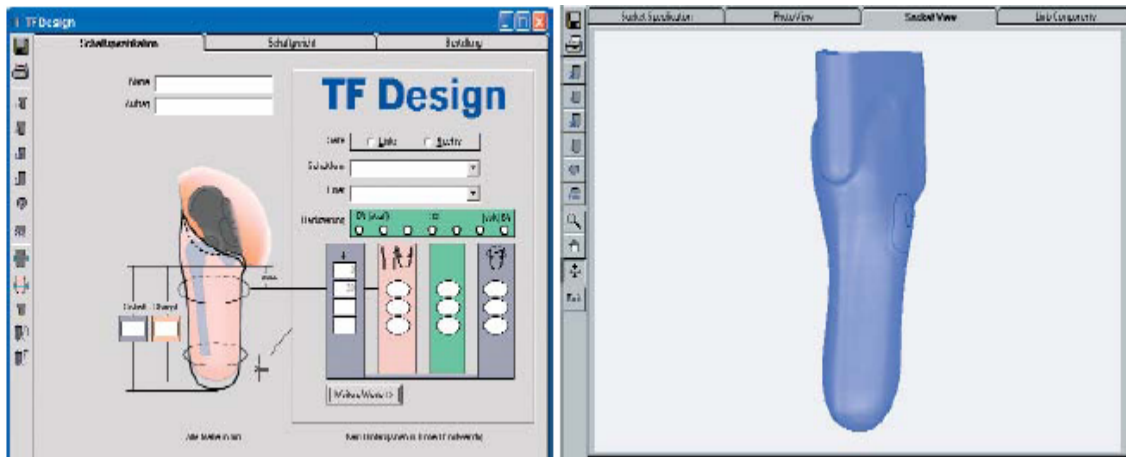




Figura 1.15 Software de diseño de sockets de la empresa Otto Bock [24]

Comparación entre los tipos de sockets

Tabla 1.1 Tipos de Socket

Tipo de Socket	Descripción	Ventajas	Desventajas
<p>Suspensión asistida</p> 	<p>Consiste en un segmento de contacto total con el muñón, ayudado de un sistema de correas</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Cuando el tamaño de muñón es muy pequeño ofrece buen rango de movimiento - Seguridad en la suspensión - Buen rango de flexión-extensión 	<ul style="list-style-type: none"> - Incomodo - No distribuye la presión de forma uniforme - Deficiente transferencia de energía del muñón a la prótesis
<p>De Auto suspensión</p> 	<p>El socket y el muñón se fijan en una posición de flexión y extensión final, el socket depende de la anatomía para tener una restricción física</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Mas cómodo que el Split socket - Se puede optar por diferentes tipos de suspensión. - Mayor facilidad de uso - Se puede aplicar mayor esfuerzo de torsión sobre el codo 	<ul style="list-style-type: none"> - Limitación en el rango de flexión-extensión - Dependiendo del tipo de suspensión es el capacidad de carga

1.8 Tipos de suspensión [11]

A la dificultad que supone garantizar un socket cómodo y funcional, se suman las necesidades individuales de cada persona y el sistema protésico que elija para su comodidad, estabilidad, amplitud de movimiento, opciones cosméticas y medio de suspensión de la prótesis.

El método utilizado para mantener el encaje anexo a la extremidad residual (sistema de suspensión) es de gran importancia. Las prótesis de extremidad superior deben quedar en suspensión durante todo el movimiento así como ser capaces de sostener peso en situaciones normales.

La suspensión se consigue mediante:

- sistema de arnés con correa para sujetar la prótesis al cuerpo
- moldeado del encaje alrededor de la anatomía ósea restante (autosuspensión)
- succión
- fundas de silicona con mecanismos de cierre
- vendas elásticas externas





La modificación o combinación de estos sistemas puede atender las necesidades específicas de cada persona.




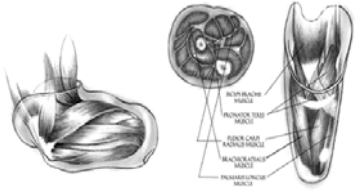
Las fundas de silicona con cierre se utilizan cada vez más con los sistemas que funcionan con movimiento corporal y los pasivos así como con un número limitado de sistemas mioeléctricos. Estas fundas con cierre proporcionan una excelente suspensión y pueden aliviar algunas de las molestias asociadas con los sistemas de arneses tradicionales.

Comparación entre los tipos de suspensión.

En la siguiente tabla se presenta una comparación de los principales tipos de suspensión para prótesis de miembro superior.

Tabla 1.2 Tipos de Suspensión.

Tipo de suspensión	Descripción	Ventajas	Desventajas
<p>Sistema de arnés con correas</p> 	<p>Son correas que están sujetas tanto al socket, como a un arnés que se coloca al rededor del torso</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Gran capacidad de carga -no es afectado por el cambio de volumen del muñón 	<ul style="list-style-type: none"> - Incómodo - Difícil de poner y quitar - Falta de estética - Sudoración en el muñón y donde se coloca el arnés
<p>Auto suspensión</p> 	<p>El socket se moldea en base a la anatomía del muñón</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Gran comodidad por estar hecha a la medida - Buena distribución de la presión sobre el muñón - Buena estética - El muñón esta en contacto directo con el socket 	<ul style="list-style-type: none"> -Es inútil cuando el volumen del muñón cambia -Problemas dermatológicos -Capacidad de carga limitada
<p>Succión</p> 	<p>Consta de dos partes: una funda plástica que esta en contacto directo con la piel para hacer vacío, esta funda se sujeta a la parte rígida del socket</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Fácil de poner - Buena estética -Buena transferencia de energía del muñón a la prótesis -El muñón esta en contacto directo con el socket 	<ul style="list-style-type: none"> -Problemas dermatológicos por rozaduras, por lo que se necesita aplicar un lubricante - Problemas para mantener fijo al socket en la flexión-extensión - Es inútil cuando el volumen del muñón cambia
<p>Fundas de silicona con mecanismos de cierre</p> 	<p>Consta de dos partes: una funda de silicona elástica que esta en contacto directo con la piel, esta funda se sujeta a la parte rígida del socket por medio del mecanismo de cierre.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Fácil de poner - Buena estética -Buena transferencia de energía del muñón a la prótesis -El muñón esta en contacto directo con el socket -Buena capacidad de carga 	<ul style="list-style-type: none"> - Problemas dermatológicos - Retención de calor en el muñón - Se necesita un volumen de muñón constante

Tipo de suspensión	Descripción	Ventajas	Desventajas
<p>Fundas de silicona con mecanismo de cierre</p> 		<p>-Amplio rango de flexión-extensión</p>	
<p>Vendas elásticas externas</p> 	<p>Consta de unas vendas elásticas que se ponen sobre el socket y el muñón</p>	<p>- Fácil de poner</p>	<p>-Limitada capacidad de carga - Problemas para mantener fijo al socket cuando es sometido a esfuerzos cortantes - Retención de calor en el muñón - Incomodidad por la presión aplicada sobre el muñón</p>
<p>Interfaz Moldeada y Controlada Anatómicamente</p>  	<p>- Consta de dos partes: una flexible que se ajusta a la anatomía del socket, y la otra rígida, la cual con una restricción física evita que el socket se mueva</p>	<p>- Fácil de poner - Buena estética -Excelente transferencia de energía del muñón a la prótesis -El muñón está en contacto directo con el socket -Gran capacidad de carga -Amplio rango de flexión-extensión -No se necesita un volumen de muñón constante</p>	<p>- Se necesita aplicar un gel para proteger la piel de rozaduras</p>

2.1 Estudio Anatómico del Brazo Humano

Este estudio anatómico de los músculos de brazo servirá para determinar algunos de los parámetros de diseño del sistema de suspensión, como lo son: la forma del socket, la geometría sobre la cual trabajará, las partes más delicadas de la anatomía del órgano residual, esto con el fin de optimizar la comodidad del diseño, así como los puntos más fuertes que podrán servir como restricciones físicas para la estabilidad del sistema.

Para poder determinar cuáles son los puntos que servirán de apoyo en el órgano residual se realizó un estudio anatómico del brazo humano, en la tabla 2.1 se resumen todos los músculos que conforman la extremidad superior, así como la función que desempeñan y su localización. En la Figura 2.1 se muestra un esquema de los músculos del brazo tanto de la parte frontal como de la posterior.

Tabla 2.1 Músculos del brazo humano [16]

Nombre	Situación	Inserciones	Innervación	Acción
Redondo mayor	Región posterior del hombro	Angulo inferior de la escápula hasta la corredera bicipital del húmero	Subescapular	Aductor del brazo; elevador de la escápula
Deltoides	En la cara superior del hombro	Por arriba, borde de la clavícula; por abajo tuberosidad deltoide del húmero	Axilar	Elevador del brazo
Tríceps	En la región posterior del brazo. Tiene tres partes	Por arriba en el tubérculo infraglenoideo de la escápula. Por abajo en el olécranon	Radial	Extensor del antebrazo. Aductor del brazo
Bíceps	Región anterior del brazo	Por arriba, apófisis coracoide. Por abajo en un tendón en la tuberosidad de radio	Rama propia del nervio musculocutáneo	Flexor y supinador del antebrazo, elevador y abductor del brazo
Braquial	En la región anterior e inferior del brazo	Por arriba, cara onterna y externa del húmero; por abajo en la apófisis coronoideas del cúbito	Rama propia del musculocutáneo	Flexor del antebrazo sobre el brazo
Ancóneo	En la región posterior del antebrazo	Por arriba en el epicóndilo; por abajo en el lado externo del olécranon	Radial	Extensor del antebrazo

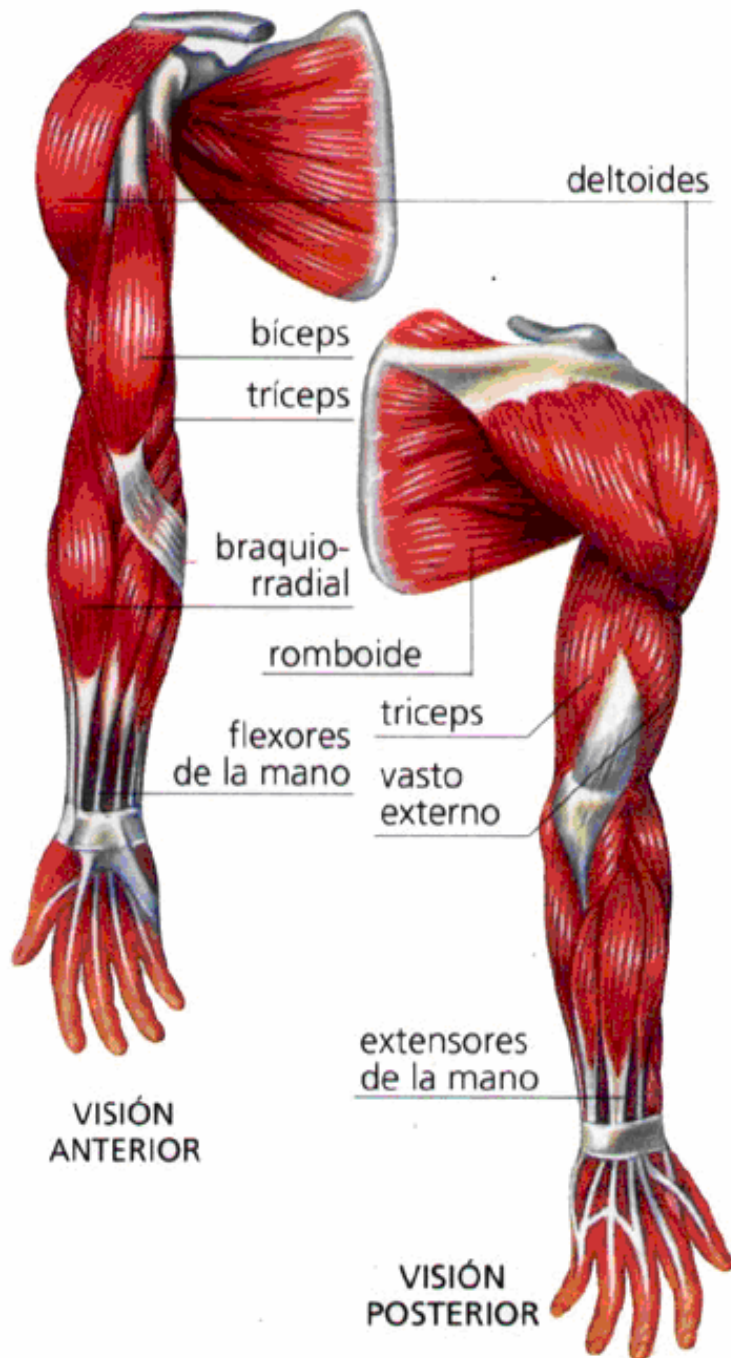


Figura 2.1 Músculos del brazo [16]

Los músculos Ancóneo y Braquial envuelven al húmero y se encuentran por debajo del bíceps, por lo que para el caso de este análisis se pueden despreciar, debido a que al ser cubiertos por el bíceps, el volumen de este último es el que se toma en cuenta para el diseño del socket, teniendo como parámetros anatómicos de diseño al bíceps, al tríceps y al hombro.

El bíceps (Biceps cubiti o brachi) es un músculo de la región anterior del brazo, dónde cubre a los músculos coracobraquial y braquial anterior. En su parte superior se compone de dos porciones o cabezas: La porción corta, que se origina en la apófisis coracoides por un tendón común con el coracobraquial y a porción larga, que se origina en la tuberosidad supraglenoidea del omóplato. [16]

Ambos cuerpos musculares se reúnen, e insertan inferiormente mediante un tendón común, en la tuberosidad bicipital del radio. Si el punto fijo es el hombro, el bíceps flexiona el antebrazo sobre el brazo, o bien lleva a aquél a la supinación. Además, levanta el brazo hacia adentro.

Tomando un punto fijo en el antebrazo, el bíceps eleva el hombro en la acción de trepar, flexionando el brazo sobre el antebrazo. En la figura 2.2 se muestra la distribución del bíceps en el brazo.



Figura 2.2 Distribución del bíceps en el brazo [16]

El músculo tríceps (Triceps brachii o tríceps extensor cubiti) es un músculo del brazo situado en la región posterior del brazo. Está constituido en la parte superior por tres porciones: porción larga y vasto interno y externos. Es el único músculo que encontramos en la parte trasera del brazo. [16]

Se inserta, por arriba la porción larga en la parte inferior de la cavidad glenoidea del omóplato; el vasto externo en la aponeurosis intermuscular y cara posterior del húmero; el vasto interno; por abajo en un tendón común, en la cara posterior y bordes del olécranon, en la figura 2.3 se muestra la distribución del tríceps en el brazo.

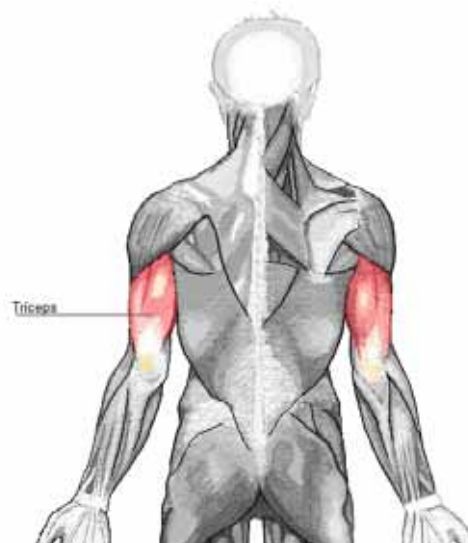


Figura 2.3 Distribución del tríceps en el brazo [16]

- Una cara interna: que se inserta en el contorno glenoideo.
- Una cara periférica: donde se insertan algunas fibras de la cápsula.
- Una cara central (o axial): cuyo cartílago es una prolongación de la glenoide ósea, y que contacta con la cabeza humeral.

Medios De Unión

Cápsula articular: Presenta la forma de un manguito fibroso muy laxo, que permite una separación de las superficies articulares de hasta 2 o 3 cm. La inserción escapular de la cápsula se realiza sobre la cara periférica del rodete glenoideo y se extiende hasta la parte próxima del reborde óseo de la cavidad glenoidea. En la parte superior contornea el tendón de la porción larga del bíceps braquial y alcanza la base de la apófisis coracoides. En la parte inferior se fusiona con el tendón de la porción larga del tríceps. La inserción humeral se efectúa en casi todo el contorno de la cabeza del húmero. En la mitad superior la inserción tiene lugar en el cuello anatómico, y en la mitad inferior en el cuello quirúrgico.

Membrana sinovial: la membrana sinovial recubre la cara profunda de la cápsula articular hasta sus inserciones óseas, desde donde se refleja hasta el límite del revestimiento cartilaginoso de las superficies articulares. El tendón de la porción larga del bíceps braquial se encuentra normalmente libre dentro de la cavidad articular; el tendón se halla completamente envuelto por la membrana sinovial.

Bolsas sinoviales periarticulares: Existen algunas bolsas sinoviales (serosas) entre la cápsula y los músculos periarticulares. Las más importantes son:

1. Bolsa subtendinosa del subescapular, situada entre la cápsula y la parte superior del tendón del subescapular.
2. Bolsa sinovial bicipital, que envuelve el tendón de la porción larga del bíceps braquial en su surco intertubercular.
3. Bolsa subacromial, situada entre la parte superior de la articulación inferiormente y la bóveda acromioclavicular y el deltoides superiormente.
4. Bolsa sinovial subcoracoidea, situada entre la base de la apófisis coracoides y la parte vecina de la cápsula articular por un lado, y el músculo subescapular por el otro.
5. Bolsa subtendinosa del infraespinoso, que a menudo se halla ausente.

Se encuentran también otras bolsas sinoviales como las del coracobraquial - pectoral mayor - dorsal ancho - redondo mayor.

Ligamentos pasivos: refuerzan a la cápsula y son:

- a) Ligamento coracohumeral o superior: se inserta, por un lado en la apófisis coracoides, y por otro, en el troquíter del húmero.
- b) Ligamento glenohumeral superior: se inserta por un lado en el rodete glenoideo, y por otro, en el cuello anatómico del húmero. Ya cerca del húmero este ligamento está unido al ligamento coracohumeral por medio de unas fibras transversales que van desde el troquíter al troquín. Estas fibras forman el ligamento humeral transversal de Brodie que pasa sobre la corredera bicipital formando un túnel por donde pasa el tendón de la porción larga del bíceps braquial. (porción intraarticular).
- c) Ligamento glenohumeral medio: se inserta por un lado en el rodete glenoideo, y por otro, en el troquín. Entre este ligamento y el superior queda un espacio triangular que se llama ojal del subescapular o foramen oval de Weitbrecht. Este foramen es obliterado por el tendón del subescapular, pero es el punto más débil de la cápsula y es por donde se suele luxar la cabeza humeral. Hay otro punto débil de la cápsula, entre los ligamentos glenohumerales medio e inferior, que es el foramen oval de Rouvière.

d) Ligamento glenohumeral inferior: se inserta por un lado en el borde de la cavidad glenoidea, y por otro, en el cuello quirúrgico del húmero. Es el más fuerte de los tres.

Ligamentos activos: Los músculos periarticulares transversales, verdaderos ligamentos activos de la articulación, aseguran la coaptación de las superficies articulares.

- Por delante: el músculo subescapular
- Por detrás: los músculos redondo menor e infraespinoso (forman el manguito rotador del hombro conjuntamente con el supraespinoso y el subescapular).
- Por arriba: el músculo supraespinoso y el tendón de la porción larga del bíceps braquial.

2.2.1 Mecanismo De La Articulación Del Hombro [15]

Puesto que existe un contacto perfecto entre las superficies articulares, la cabeza del húmero puede moverse en torno a una gran variedad de ejes, produciéndose por lo tanto los más variados movimientos, que se dividen en cuatro tipos principales: movimientos de flexión y extensión, de abducción y aducción, de rotación interna y externa, y de circunducción, en la tabla 2.2 se enlistan los músculos que conforman al hombro, así como en la figura 2.5 se muestra los músculos del hombro.

Tabla 2.2 músculos del hombro [15]

Músculos	Inserción proximal	Inserción distal	Función	Inervación
Pectoral mayor	Borde anterior de la clavícula Cara anterior del esternón Cartílagos de las 6 primeras costillas Aponeurosis del oblicuo mayor del abdomen.	Labio externo de la corredera bicipital del húmero.	Punto fijo húmero: es accesorio en la inspiración. Punto fijo en tórax: flexor, aductor y rotador interno del hombro.	Nervio del pectoral mayor y menor.
Supraespinoso	Fosa supraespinosa del omóplato.	Parte superior del Troquiter.	Abductor de hombro.	Nervio supraescapular.
Infraespinoso	Fosa infraespinosa del omóplato.	Parte media del troquiter.	Rotador externo del hombro.	Nervio supraescapular.
Redondo menor	Borde axilar omóplato.	Parte inferior del troquiter.	Rotador externo del hombro.	Nervio circunflejo.
Redondo mayor	Borde axilar, ángulo inferior del omóplato.	Labio interno de la corredera bicipital del húmero.	Rotador interno del hombro.	Nervio redondo mayor.
Subescapular	Fosa subescapular del omóplato.	Troquín.	Rotador interno del hombro.	Nervios subescapulares superior e inferior.
Deltoides	Haz anterior: borde anterior, tercio externo de la clavícula. Haz medio: borde externo del acromion. Haz posterior: borde posterior, parte inferior	Cara externa del húmero, en la v deltoidea.	Abductor del hombro.	Nervio circunflejo.

	de la espina del omóplato.			
Dorsal ancho	Apófisis espinosas de las 7 últimas vértebras dorsales y en las 5 lumbares. Cresta sacra. Cresta ilíaca. Cara externa de las 3 últimas costillas.	Labio interno de la corredera bicipital del húmero.	Punto fijo húmero: eleva el tronco. Punto fijo inserciones centrales: extensión, aducción posterior y rotación interna del hombro.	Nervio del dorsal ancho.

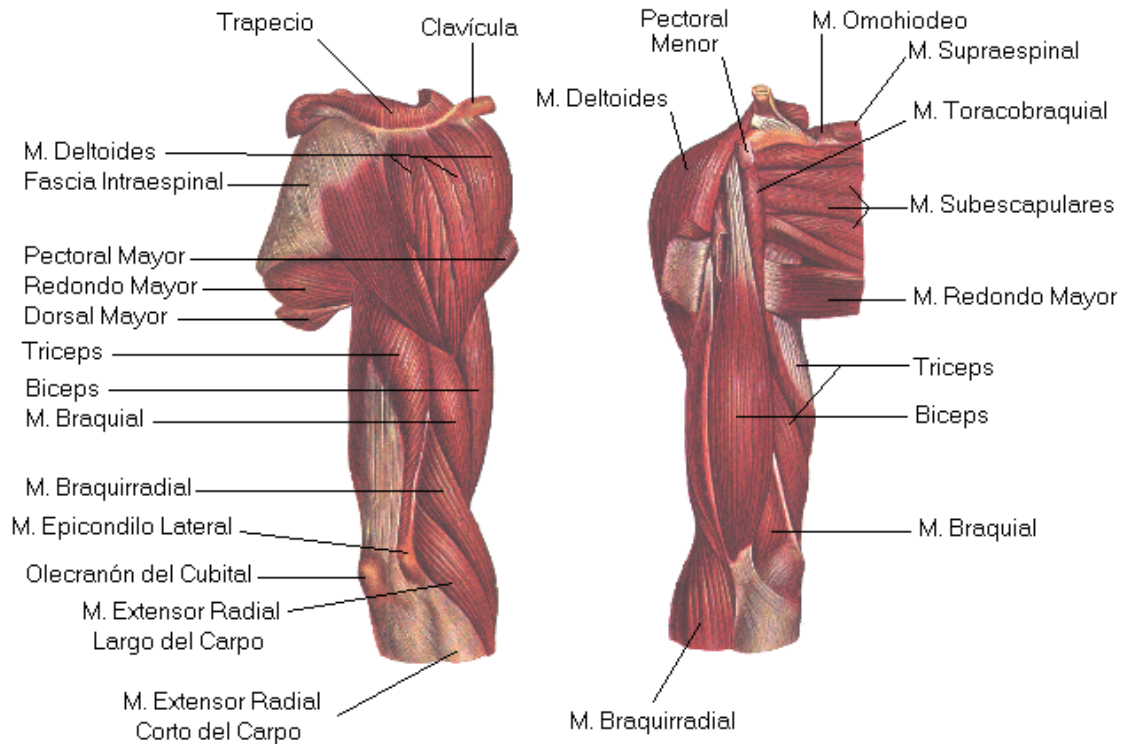


Figura 2.5 Músculos del Hombro [15]

2.3 Biomecánica del hombro [16]

Dado que el diseño de este socket se enfoca en una amputación a nivel transhumeral, es decir arriba del codo, no es indispensable hacer un estudio biomecánico de las articulaciones del codo hacia abajo, el estudio de la biomecánica del hombro tiene como fin determinar los rangos de movimiento que este tiene, para obtener las restricciones de hasta donde es posible cubrir el órgano residual sin afectar los movimientos naturales del hombro para aumentar la funcionalidad de la prótesis.

A) Articulaciones:

- Glenohumeral: Articulación Esferoidea poliaxial
- Acromioclavicular: Articulación plana compuesta
- Esternoclavicular: Sillar Biaxial.

B) Músculos:

- Deltoides anterior
- Coracobraquial
- Dorsal Ancho
- Redondo Mayor
- Deltoides Lateral
- Supraespinoso
- Deltoides Posterior
- Pectoral Mayor
- Infraespinoso
- Redondo Menor
- Subescapular

C) Movimientos-Función Muscular

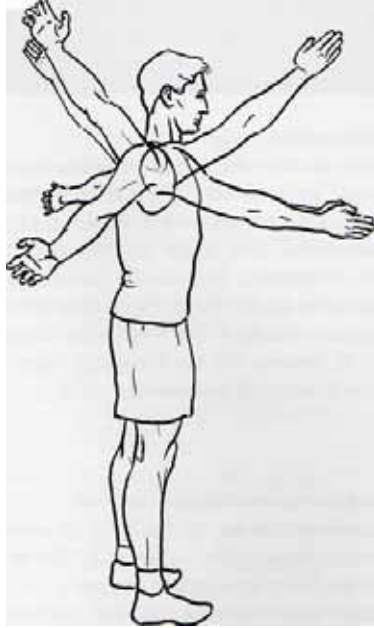
- Flexión de hombro a 90°:
- Deltoides anterior
- Coracobraquial
- Extensión de Hombro:
- Dorsal Ancho
- Redondo Mayor
- Abducción a 90°
- Deltoides Lateral
- Supraespinoso
- Abducción horizontal de Hombro
- Deltoides Posterior
- Aducción horizontal de Hombro
- Pectoral Mayor
- Rotación Externa de Hombro
- Infraespinoso
- Redondo Menor
- Rotación Interna de Hombro
- Subescapular

D) Rangos de movimiento

- Flexión : 180°
- Extensión : 45°
- Abducción 180°
- Adducción 30°
- Abducción Horizontal 45°
- Rotación Externa 90°
- Rotación Interna 70°

De estos datos se tiene un particular interés en los rangos de movimiento del hombro ya que los diseños actuales de socket a nivel transhumeral restringen a más de la mitad el rango de movimiento natural del hombro.

En la figura 2.6 se aprecian los rangos de movimiento del hombro.



2.6 Rangos de movimiento del hombro [27]

Basándose en los rangos de movimiento del hombro se definen los siguientes agarres, los cuales son los más utilizados para levantar objetos:

- Carga frontal con palma arriba
- Carga frontal con palma abajo
- Carga frontal con palma en prensión de martillo
- Carga lateral con palma arriba
- Carga lateral con palma abajo
- Carga lateral con palma en prensión de martillo
- Carga con la articulación de codo con palma arriba
- Carga con la articulación de codo con palma abajo
- Carga con la articulación de codo con palma en prensión de martillo

- Carga frontal con palma arriba

Se sujeta a un objeto con la palma de la mano hacia arriba y se realiza el levantamiento con los músculos del hombro, (ver figura 2.6).

La diferencia entre este levantamiento y el levantamiento con palma abajo, radica en el agarre que se realiza del objeto.



Figura 2.6 Carga frontal con palma arriba [27]

- Carga lateral con palma arriba y abajo

En este movimiento se realiza el agarre del objeto de forma normal y se gira la muñeca para poner la palma por arriba o por debajo del objeto, se hace el levantamiento hacia los costados del cuerpo hasta llegar a la altura de los hombros. (Ver figura 2.7).

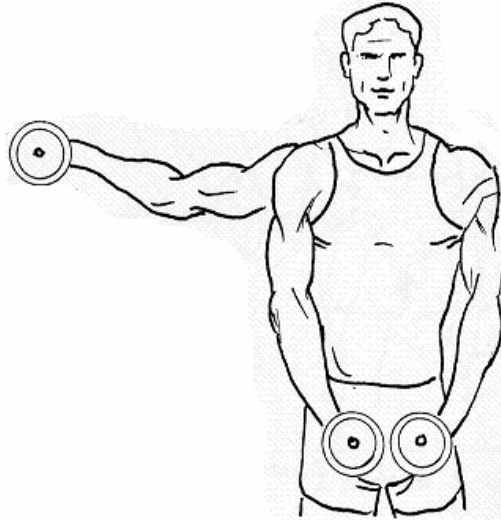


Figura 2.7 Carga lateral con palma arriba y abajo [27]

- Carga con la articulación de codo en prensión de martillo

Como su nombre lo dice se hace la prensión del objeto como si se sujetara un martillo, el levantamiento parte de 180° hasta formar un ángulo recto con el antebrazo y la parte superior del brazo, (ver figura 2.8). Para realizar este levantamiento se utilizan los músculos del hombro y del bíceps.

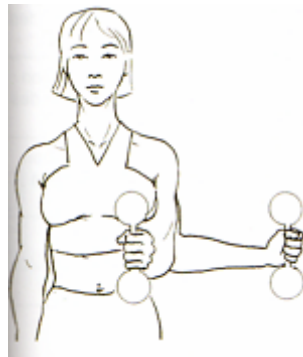


Figura 2.8 Carga frontal con prensión de martillo [27]

"No somos nosotros los que tenemos que entender el diseño. Es el diseño el que tiene que entendernos a nosotros."
Frase publicitaria

3.1 Identificación de las necesidades

Considerando y empleando los términos presentados en el capítulo 1, en este capítulo se presentan las características del socket que se va a diseñar, con base en necesidades de las personas amputadas.

Necesidad básica.

Que una persona pueda ponerse una prótesis de miembro superior con seguridad, comodidad y que no se afecte la instrumentación de la misma.

Demandas primarias

Los amputados en México generalmente no tienen acceso a los sockets de última tecnología, debido al alto costo de los mismos, por lo que las demandas que ellos tienen están hechas con base a los modelos a los que tienen alcance.

Las demandas del diseño son:

- Que sea FÁCIL DE USAR
- Que sea SEGURO
- Que sea CÓMODA
- Que sea FUNCIONAL
- Que sea LIVIANO
- Que sea DURABLE
- Que sea COSMÉTICA
- Que sea de FÁCIL MANTENIMIENTO
- Que tenga un COSTO RAZONABLE

Poniendo estas demandas de forma más clara se puede decir que:

- Fácil de usar

Implica que el socket de miembro superior debe ser "Fácil de poner y quitar", es decir que el amputado se pueda poner el socket en el muñón sin la ayuda de otra persona. También el socket debe satisfacer la demanda de "Que sea fácil de limpiar".

- Seguro

Quizás el aspecto más importante para tomar en cuenta para el diseño del socket; que el socket se seguro implica: "Que se sujete bien al muñón", es decir, que el ajuste de la pared interna del socket sea el mejor posible con la anatomía del muñón para tener la mejor suspensión posible.

"Que no lastime al muñón". Al ajustar de forma ideal las paredes del socket a la anatomía del muñón se evitará una mala distribución de la presión aplicada sobre este, evitando así puntos donde se concentre la carga ocasionando molestias.

"Que sea estable al cargar cosas". Íntimamente ligado al buen ajuste del socket sobre el muñón. Este nos dará la estabilidad necesaria para que el socket no se mueva al soportar una cierta carga extra al peso de la prótesis.

- Cómodo

La comodidad al usar el socket se puede traducir como:

"Permitir respirar a la piel". El diseño del socket, además de tener un ajuste óptimo con el muñón también debe permitir que el muñón tenga contacto con el aire, o tener un medio de

ventilación, esto es para reducir la transpiración de la piel, lo que llevaría a posibles movimientos del socket.

“No cause alergias”. El material con el que está hecha la pared interior del socket, debe ser hipoalergénico, ya que se encontrará en contacto directo con la piel.

“Ser ligero”. El peso combinado de la prótesis y el socket no debe ser mayor a la del miembro perdido. Se recomienda un peso inferior a dos kilogramos.

“Espacio suficiente para la instrumentación”. En el caso de que el socket sea utilizado con una prótesis mioeléctrica, este debe de tener un espacio dedicado a colocar los instrumentos de control de la prótesis.

- Funcional

Se puede traducir la funcionalidad del socket a que este realice de forma adecuada la función para la que fue diseñado, esto es que el rango de movimiento del órgano residual sea prácticamente el mismo llevando puesta la prótesis o no.

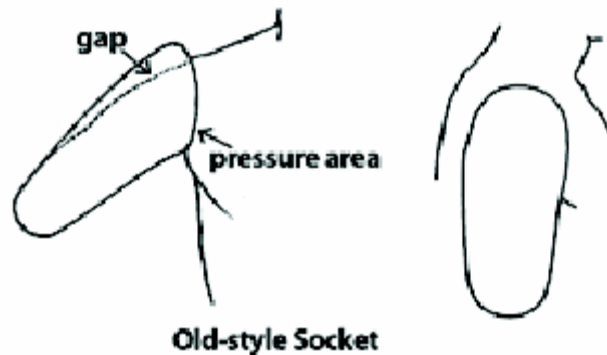


Figura 3.1 Rango de movimiento de socket de diseño clásico [26]

- Durable

El tiempo de vida del socket implica varios aspectos que dependen del tipo de vida que lleva cada persona; estas necesidades en general afectan al material que se empleará en la construcción del socket. Estas son las cosas que podemos decir de las demandas:

“Que soporte ciertos impactos”. Implica que el material empleado para la construcción del socket, tenga una resistencia a impactos considerables, como por ejemplo, la caída de la persona sobre el costado que tiene la prótesis.

“Que soporte cierta carga”. En este rubro se hace referencia a la carga que se puede soportar al transportar un objeto, por ejemplo, llevar la bolsa del mandado con un peso de 5 [Kg] sin problemas.

“Que no se deforme”. El material debe mantener su forma y propiedades al someterse a ciertas condiciones de temperatura, como por ejemplo, cuando el amputado ha estado trabajando cerca de un horno.

- Estético

En esta parte de las demandas no se puede dar un valor cuantitativo respecto a que el socket sea “estético”, pero se puede traducir en que el socket:

“Se vea natural”. El diseño del socket, en apariencia, debe ser lo más parecido a la forma original del miembro perdido.

“Que tenga tamaño proporcional al paciente”. Dependiendo del nivel de la amputación, de la talla y género del paciente, el socket se debe de ajustar a las medidas de cada persona.

- Fácil mantenimiento

Además de proveer unas propiedades mecánicas que brinde seguridad al socket, el material empleado para la construcción debe cumplir con las siguientes demandas:

“No se manche con facilidad”. De igual forma que la estética, esto no se puede medir de forma cuantitativa, pero el material puede cubrirse con una capa repelente, para evitar las manchas.

“Fácil de limpiar”. En este caso esta demanda también esta ligada al diseño del socket, ya que la geometría externa del mismo, debe de permitir que se pueda limpiar sin el uso de accesorios especiales para este fin.

- Costo razonable

En lo posible debe estar al alcance de las posibilidades de la mayoría de la población, sin sacrificar la calidad del diseño y los materiales empleados en la construcción.

3.2 Especificaciones

Traduciendo las demandas y los requerimientos que se tienen por parte de los amputados a especificaciones que puedan ser empleadas para el diseño del socket tenemos las siguientes:

- Propiedades de los materiales
 - Módulo de Young
 - Esfuerzo de cedencia
 - Peso
 - Volumen
- Propiedades dimensionales
 - Dimensiones externas del socket
 - Dimensiones internas del socket
 - Tolerancias
 - Acabado superficial
 - Ajuste de socket-muñón
 - Radio de movimiento del socket
- Fuerzas
 - Fuerzas estáticas y dinámicas
 - Capacidad de carga del sistema de suspensión
 - Peso a cargar
 - Peso de la prótesis
- Temperatura de operación
- Costo

Matriz QFD

La matriz QFD puede definirse como un sistema estructurado que facilita el medio para identificar necesidades y expectativas de los usuarios y traducirlas al lenguaje de la organización, esto es, a requerimientos de calidad internos, desplegándolas en la etapa de planificación con la participación de todas las funciones que intervienen en el diseño y desarrollo del producto o servicio. [10]

Con las especificaciones obtenidas de las demandas de los amputados podemos emplear una matriz de QFD para obtener los requerimientos y las especificaciones de mayor importancia para el diseño del socket.

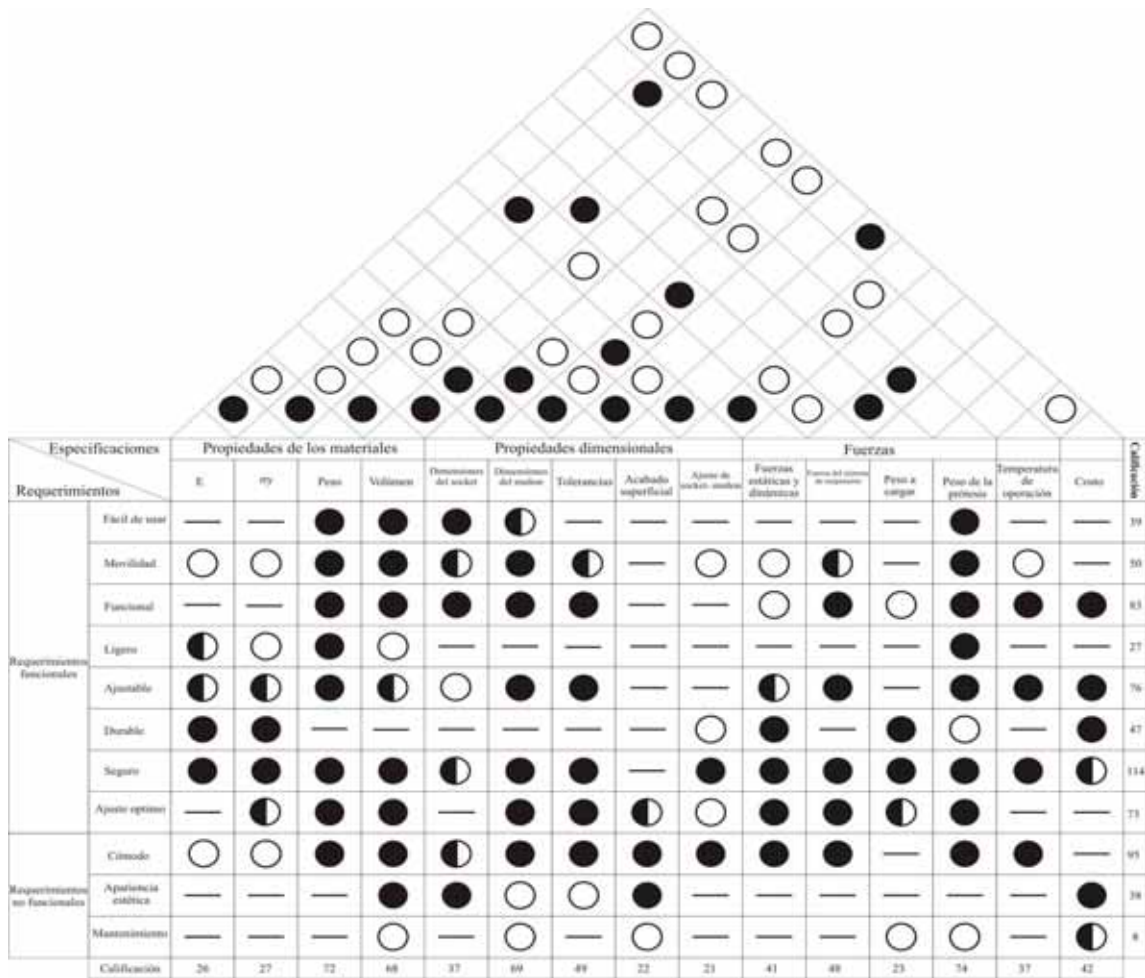


Figura 3.2 Matriz de QFD

Como resultado de la evaluación de las especificaciones y de las demandas en la matriz de QFD, tenemos como resultado que los requerimientos y las especificaciones mas importantes son las siguientes:

Requerimientos

- Que sea seguro
- Que sea cómodo
- Que sea funcional

Especificaciones

- Peso
- Volumen
- Dimensiones internas
- Capacidad de carga del sistema de suspensión

3.3 Identificación de los sistemas que componen al socket

- Sistema de suspensión
- Sistema de unión
- Sistema de soporte

Sistema de suspensión

Es el conjunto de elementos que logran que el socket se mantenga en la posición correcta mientras se esta usando la prótesis.

Sistema de unión

Son los elementos que unen al socket con el resto de la prótesis, en este caso en específico mantienen la unión del socket con la articulación del codo.

Sistema de soporte

Es la “cubierta” del socket, la cual proporciona la estabilidad mecánica a la prótesis.

En base a los requerimientos y especificaciones más importantes, según la matriz QFD, el sistema frontera es el sistema de suspensión del socket, ya que es precisamente este es el sistema que nos da la capacidad de carga del socket, además del ajuste entre muñón y socket.

El sistema de suspensión tiene que cumplir con las siguientes restricciones.

- Las prótesis de miembro superior deben quedar en suspensión durante todo movimiento.
- La suspensión debe ser capaz de sostener un determinado peso en situaciones normales.
- El sistema de suspensión debe ser lo mas cómodo posible para el paciente
- La posición de la prótesis no debe de cambiar en base a la posición con la que fue colocada.

Como se mencionó en el capítulo anterior, actualmente la suspensión se logra mediante:

- sistema de arnés con correas para sujetar la prótesis al cuerpo
- moldeado del socket alrededor de la anatomía ósea restante (autosuspensión)
- succión
- fundas de silicona con mecanismos de cierre
- vendas elásticas externas
- ACCI (Interfaz Moldeada y Controlada Anatómicamente) fue diseñado para personas con amputaciones transradiales
- AHI (Interfaz Humeral Avanzada) fue desarrollado para personas con amputaciones transhumerales

3.4 Propuestas de solución

A continuación se presentan algunas propuestas de solución para el socket transhumeral. Estas serán evaluadas con base en las especificaciones y requerimientos más importantes, según la matriz QFD.

Nota: Para todas las propuestas de solución se incluye la misma parte correspondiente a la articulación del codo, la cual se describirá mas adelante.

3.4.1 Propuesta de solución 1

Para esta propuesta se propone que el socket conste de dos partes, la primera una pared suave hecha de silicón (funda), la cual estará en contacto directo con la piel. Esta funda contará con orificios, los cuales permitirán el paso de aire.

La funda tendrá unas dimensiones tales que le permitirán trabajar a compresión sobre el muñón, para así evitar que el socket gire sobre el órgano residual.

La segunda parte será una pared de un plástico de resistencia mecánica que le permita dar soporte al resto de la prótesis, esta "cáscara", en caso de ser necesario, proporcionará la distancia faltante para completar la longitud del humero, dependiendo del nivel de la amputación.

La parte dura del socket tendrá una estructura en forma de 2 gajos para que se pueda ajustar al cambio de volumen del muñón. Este mecanismo también cumplirá con la función de servir como restricción física para evitar que el socket se salga cuando se aplique un esfuerzo a tensión.

La funda y la parte dura tendrán puntos de contacto para evitar algún desplazamiento entre ellos.

La estructura curva en la parte alta del socket permitirá un mayor rango de giro, ya que se evita la interferencia con el hombro.

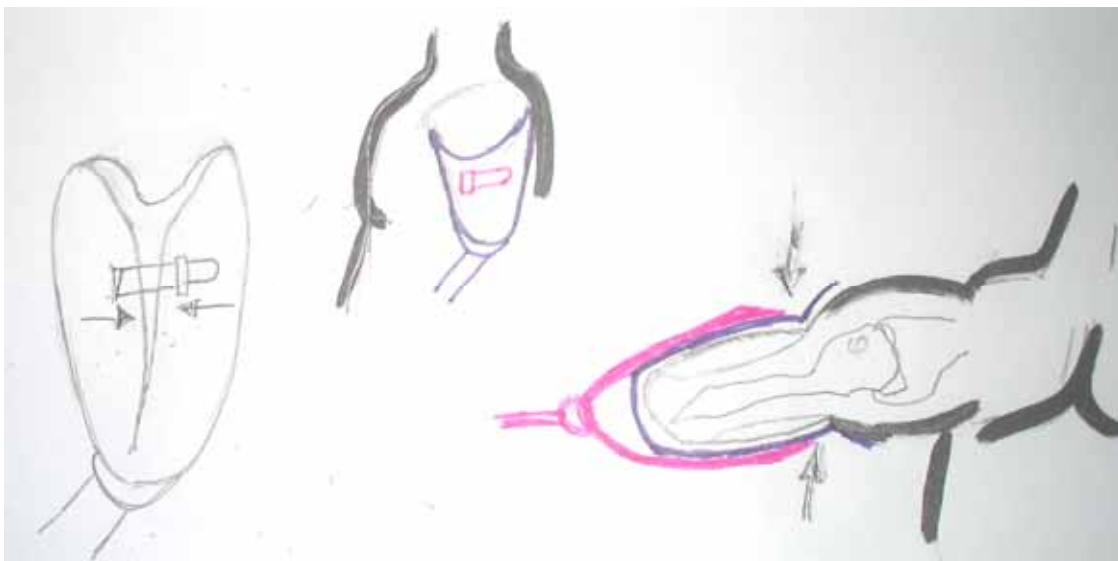


Figura 3.3 Propuesta de solución 1

3.4.2 Propuesta de solución 2

Se propone que el socket conste de dos partes, la primera una funda de silicón de uso comercial, la cual estará en contacto directo con la piel. Esta funda proporcionará la estabilidad cuando se presenten esfuerzos cortantes en el socket y ayudará a soportar un peso mayor cuando se cargue un objeto.

La segunda parte del socket será la encargada de dar estabilidad al resto de la prótesis. Esta parte del socket tendrá la apariencia de una “canastilla”, contará con 4 barras alrededor del órgano residual en los puntos donde se aplica mayor presión al levantar un objeto en forma lateral o en forma frontal.

En la parte superior contará con un aro que servirá como restricción física y será ajustable, este proporcionará el límite de carga cuando se aplique un esfuerzo a tensión sobre la prótesis.

La funda y la “canastilla” estarán conectados entre si a través del mecanismo de cierre de la funda

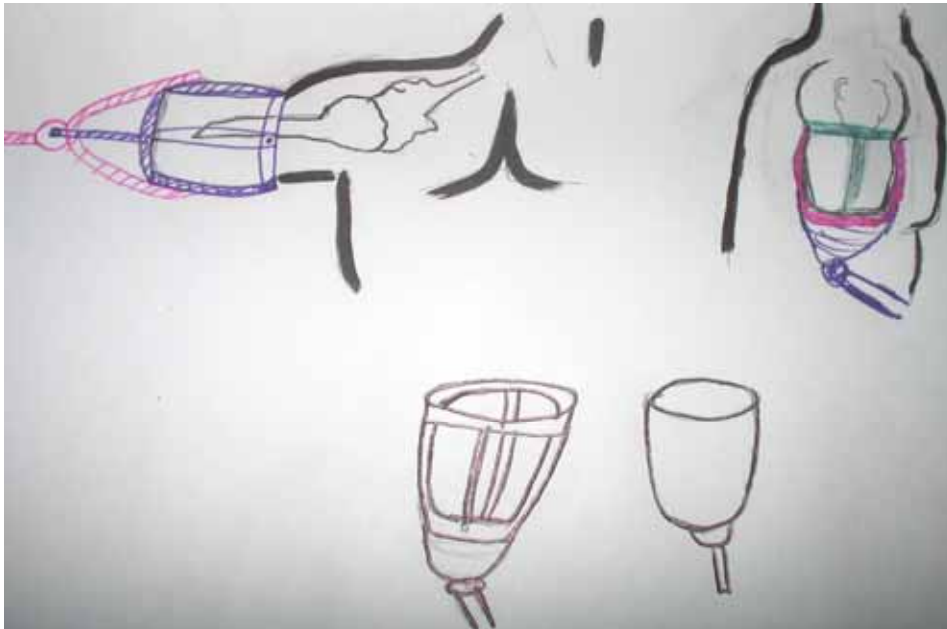


Figura 3.4 Propuesta de solución 2

3.4.3 Propuesta de solución 3

Para este caso se presenta un socket considerando que la amputación sea a nivel de desarticulación de codo.

De la misma forma se propone que el socket conste de dos partes, la primera hecha de un material plástico suave que este en contacto directo con la piel, el cual ayudará a distribuir de mejor manera la presión que se ejerce sobre el socket cuando se carga algún objeto de forma lateral o frontal.

La segunda parte del socket será de un plástico más duro, para dar el soporte necesario al resto de la prótesis.

La parte superior tendrá una curva para evitar la interferencia con el hombro y así aumentar el rango de movimiento.

La suspensión se realizará por medio de una restricción física, ya que en la parte inferior del socket se tendrán unas disminuciones del área transversal para que el socket se sostenga de las tuberosidades interna y externa del húmero figura 3.5.

En este caso el volumen del hueso no cambia, por lo que la suspensión siempre será firme. En cuanto al resto del órgano residual, el cambio en el volumen del muñón se puede resolver con el cambio de la funda, en vez del cambio total del socket.



Figura 3.5 Tuberosidades del húmero [12]

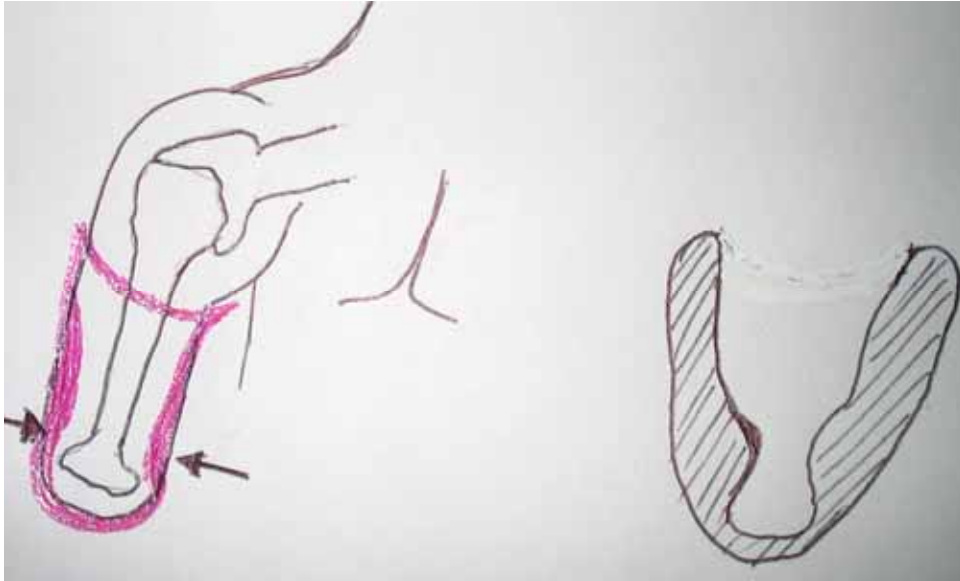


Figura 3.6 Propuesta de solución 3.

3.4.4 Propuesta de solución 4

En esta propuesta se plantea que el socket tenga una restricción física en la junta del húmero y la clavícula, la cual se forma con la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea [12], esta restricción proporcionará la suspensión como se muestra en la figura 3.7.

Se pretende que el socket esté formado de dos tipos de material, uno suave para que esté en contacto directo con la piel y otro rígido.

La parte rígida del socket entrará a presión sobre la junta de los huesos.

La parte rígida del socket será anatómicamente moldeada para ajustarse lo mejor posible al socket.

La construcción del socket en dos partes evita que se tenga que construir todo de nuevo cuando cambie el volumen del muñón. Así se necesita cambiar únicamente la parte interna del socket.

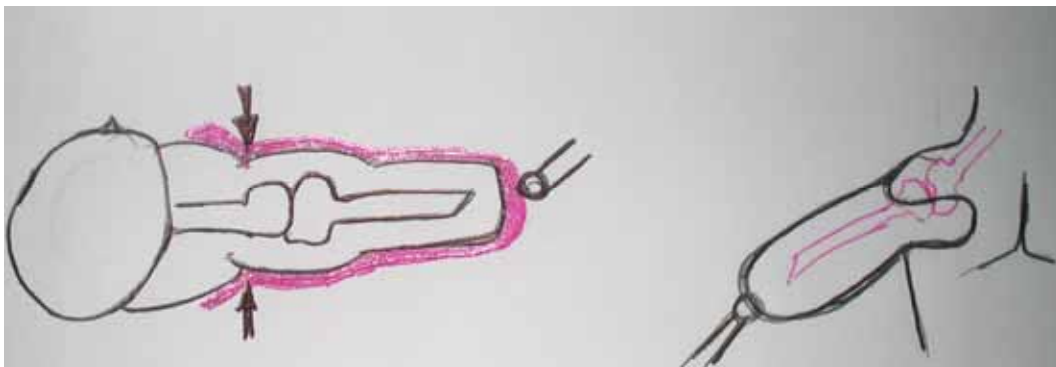


Figura 3.7 Propuesta de solución 4.

3.4.5 Propuesta de solución 5

Para esta propuesta de solución, al igual que en los casos anteriores se propone que el socket conste de dos partes, la primera que sea de un material suave que esté en contacto directo con la piel, pero a diferencia de las propuesta anteriores, en esta ocasión se propone que la parte de material suave tenga un mecanismo de funcionamiento como el de los “atrapa dedos”, que mientras mayor sea la carga que se aplique a tensión, mayor sea la fuerza con la que se agarra al muñón. De esta forma sin importar los cambios en el volumen del muñón el sistema de suspensión se podrá adaptar a diferentes volúmenes sin necesidad de hacer un cambio en el mismo. Cabe mencionar que sólo se están considerando disminuciones de volumen; para un caso de aumento de volumen sí será necesario el cambio de todo el socket.

La segunda parte de socket será de un material con suficiente resistencia mecánica para dar soporte al resto de la prótesis. Esta parte estará anatómicamente moldeada para ajustarse de la mejor manera posible al órgano residual, ayudando a que cuando el socket soporte un esfuerzo cortante se mantenga en la misma posición respecto al muñón.

En primera instancia la parte rígida del socket será construida con base en las medidas generales del paciente; el moldeo anatómico se realizará mediante partes separadas de silicón, las cuales serán ubicadas en puntos estratégicos de la anatomía del órgano residual, como la parte de contacto con el bíceps y el tríceps.

De esta forma se pretende que cuando cambie el volumen del muñón únicamente se cambien las piezas de silicón y no el socket completo.

La parte exterior de la “funda” tendrá puntos de unión con la parte dura del socket, de forma que se eviten los desplazamientos laterales cuando el socket sea sometido a un esfuerzo cortante.



Figura 3.8 Propuesta de solución 5

3.5 Selección de la mejor solución

El proceso de selección de la mejor solución, se realizará con base en calificaciones dadas a cada una de las propuestas seleccionadas tomando en cuenta los requerimientos y especificaciones más importantes. Estas calificaciones serán asignadas por medio de ponderaciones, y la que resulte mejor evaluada será la propuesta de solución con la que se trabajará en el diseño de detalle. En la tabla 3.1 se hace un comparativo de las propuestas de solución.

Tabla 3.1 ponderaciones de las propuestas de solución.

Propuesta	Ventajas	Desventajas	Ponderación
1	- Fácil fabricación -No tiene interferencia con el hombro	-No permite respirar al muñón -No es completamente ajustable -No es fácil poner la funda plástica	4
2	-Fácil fabricación -Bajo peso	-No cuenta con gran ventilación del muñón -Se debe de comprar la funda	3
3	-Al ser moldeado anatómicamente promete un ajuste perfecto al órgano residual -No tiene interferencias físicas con el resto del cuerpo	-Solo sirve para desarticulación de codo -Fricción sobre la piel en la parte de la restricción física -Posibles dificultades de fabricación	2
4	- Al ser moldeado anatómicamente promete un ajuste perfecto al órgano residual	-Fricción en la parte de la restricción física con el hombro -El sistema de suspensión no es muy eficiente	5
5	-Método de suspensión fácil de poner -Permite respirar a la piel del muñón -El socket se adapta a los cambios de volumen del órgano residual -No es necesario cambiar todo el socket -La suspensión se adapta al tamaño de la carga que sostiene	- Posible dificultad para retirar el socket	1

3.6 Propuesta de solución seleccionada

Después de analizar las ventajas y desventajas de las propuestas de solución, con base en los requerimientos y especificaciones más importantes, se decide que la mejor es la propuesta 5, ya que es la propuesta de solución que satisface de mejor manera los requerimientos más importantes. Esta propuesta de solución contará con las siguientes características.

El socket constará de dos partes, una rígida y una suave; ambas partes serán diseñadas.

La parte que estará en contacto con el socket, se hará en dos diferentes materiales, uno suave para estar en contacto directo con la piel y el otro, que será el que soporte la carga a tensión. Esta última parte del socket es la que realizará la suspensión.

El sistema de suspensión se realizará mediante un mecanismo de funcionamiento como el de los "atrapa dedos", el cual funciona mediante un tubo de malla, el cual disminuye su diámetro transversal a medida que se le aplica carga a tensión. La malla que realizará la función de sostener al socket tiene el siguiente arreglo general de la figura 3.9.

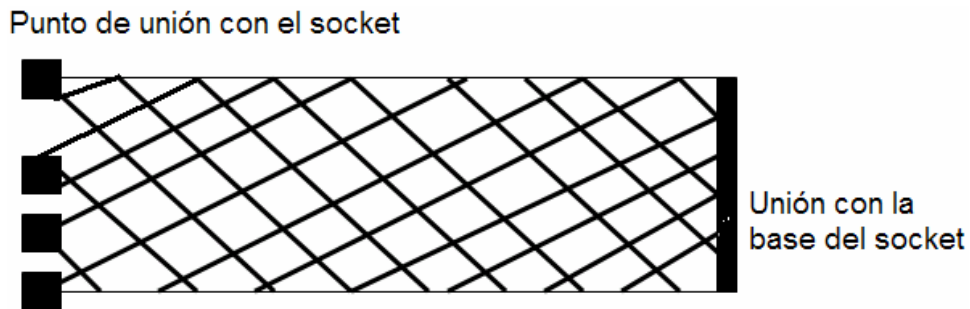


Figura 3.9 Arreglo del sistema de suspensión propuesto

Al aplicar una carga a tensión en la base del socket la malla reduce su área transversal, de esta forma, entre mayor sea la carga que se aplique al socket en forma de tensión, mayor será la fuerza con la que la malla se sujete al órgano residual, figura 3.10.

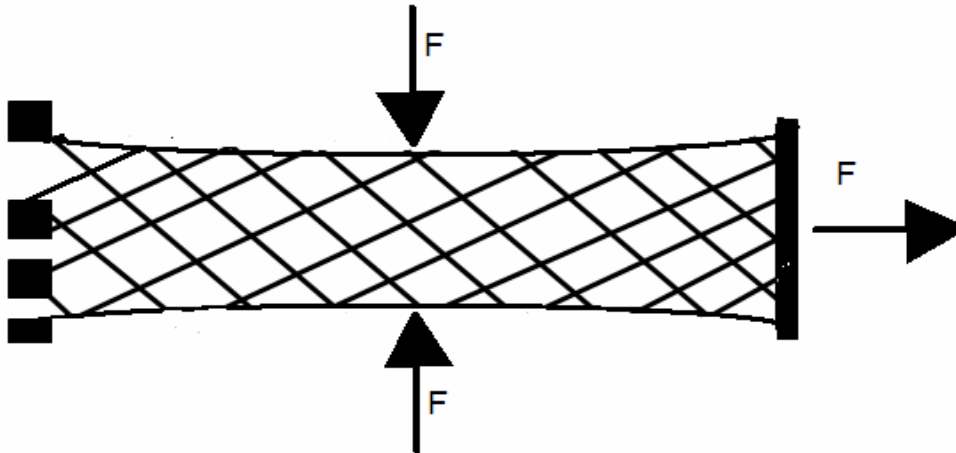


Figura 3.10 Mecanismo de funcionamiento del sistema de suspensión

Como se mencionó con anterioridad, las tiras con las que estará "tejida" la malla serán de dos materiales, el primero de ellos, debido a que será el que este en contacto directo con la piel deberá de cumplir con las siguientes características:

- Suave
- Hipoalergénico

El segundo material es el que dará soporte a la malla y debe de cumplir con las siguientes características:

- Buena resistencia a la tensión
- Bajo coeficiente de fricción

El segundo material de la tiras debe de tener un bajo coeficiente de fricción para permitir que la malla se contraiga con facilidad cuando se requiera; De esta manera las tiras tendrán la siguiente configuración general de la figura 3.11.

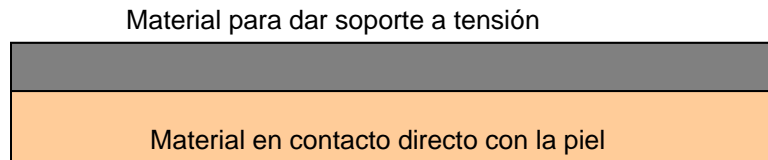


Figura 3.11 Configuración de tira para la malla de suspensión

La estructura del sistema de suspensión en forma de malla, permitirá una mejor ventilación de la piel del órgano residual, ya que a diferencia de las fundas actuales de silicón, que cubren por completo el muñón, aquí solo se cubre de forma parcial.

En lo que respecta a la parte externa del socket, ésta será moldeada anatómicamente al órgano residual mediante un sistema de partes modulares para ajustarse a la anatomía del órgano residual. Estas partes estarán dentro del socket y, además de ser las responsables de ajustar el socket a la anatomía del muñón, distribuirán la presión que se ejerce sobre el mismo, en particular en el área del bíceps y del tríceps.

Las partes modulares de ajuste de anatomía, estarán en contacto directo con la parte rígida del socket, entre la pared del mismo y la malla de suspensión, además tendrán un mecanismo de cierre para que no se muevan.

Debido a esto la malla podrá ser retirada para poder intercambiar las piezas de ajuste de la anatomía.

El socket además, tendrá un diseño que permitirá tener un buen rango de movimiento angular del órgano residual, eliminando interferencias físicas con el hombro, ya que actualmente, los sockets más avanzados utilizados para amputaciones transhumerales, eliminan el movimiento natural de la rotación del hombro, teniendo como consecuencia la utilización de una prótesis de codo que proporcione ese movimiento a la prótesis. En la figura 3.12 se muestra de manera esquemática la conceptualización del socket.

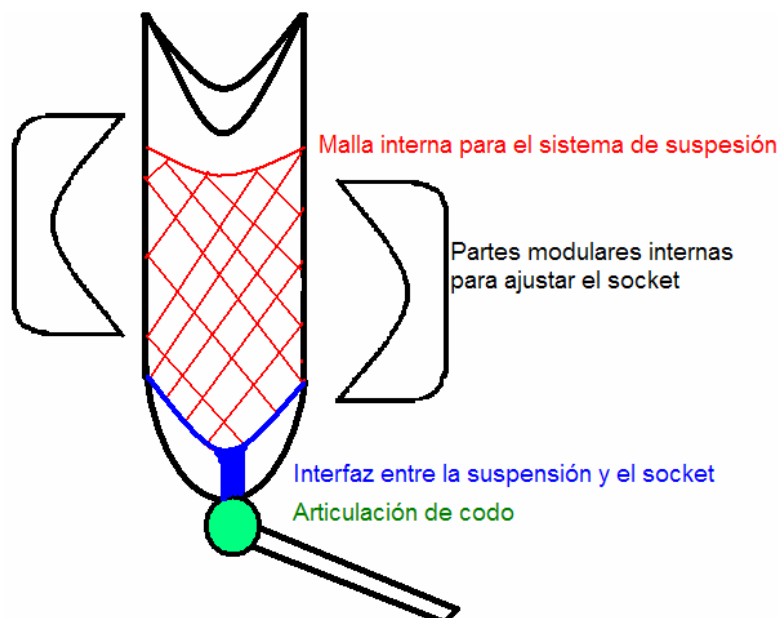


Figura 3.12 Estructura general del socket

3.7 Interfaz Sistema de Suspensión-Socket (ISSS)

El diseño propuesto debe de ser fácil de colocar, es decir el paciente por sí solo debe ser capaz de colocarse la prótesis sin ayuda de otra persona, es por eso que se requiere de una interfaz entre el sistema de suspensión y la parte rígida del socket que sea simple en su principio de funcionamiento. Se propone que la ISSS tenga como principio de operación un mecanismo de trinquete y que esté dividida en dos piezas, una unida a la malla y la otra unida a la parte rígida del socket. Entonces al ensamblar estas dos piezas quedarán unidos el sistema de suspensión y la parte rígida del socket. En la figura 3.13 se puede ver de forma esquemática la pieza que estará unida a la malla, la cual contará con unos barrenos para sujetar el tejido de la malla, y en la figura 3.14 se muestra la pieza que estará unida a la parte rígida del socket por medio de unos tornillos.

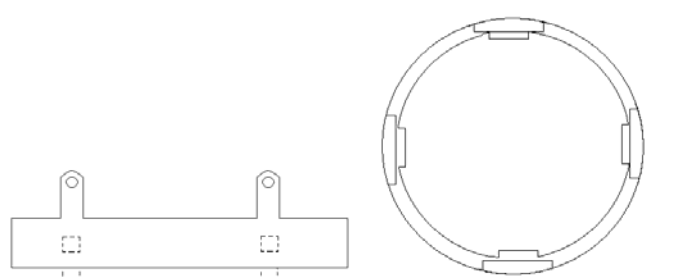


Figura 3.13 Interfaz Sistema de Suspensión-Socket del lado de la malla. Izquierda vista frontal, derecha vista superior

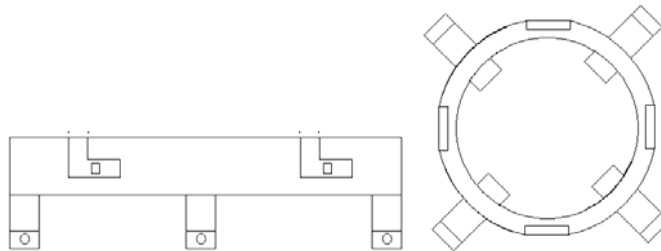


Figura 3.14 Interfaz Sistema de Suspensión-Socket del lado del socket. Izquierda vista frontal, derecha vista superior

3.8 Interfaz Socket-Articulación de codo (ISAC)

El siguiente eslabón en la cadena es la interfaz entre el socket y la articulación de codo, la cual se diseñará tomando en cuenta que actualmente esta unión se logra mediante un cople, el cual de un lado cuenta con una superficie estriada y por el otro una rosca comercial de un cuarto de pulgada 24nF (ver Figura 3.15). Cabe mencionar que todos los tipos de articulación que se encuentran actualmente en el mercado cuentan con un tornillo de cuerda comercial 24 NF para unirse sin ningún problema al cople con el socket.



Figura 3.15 Cople socket-codo

El problema de las interfaces que existen actualmente en el mercado radica en que son unidas al socket mediante la inyección de la resina con la que está construido el socket, por lo que la resina queda fundida alrededor del cople, teniendo como consecuencia que cuando se requiera un cambio de socket, esta pieza no se puede volver a utilizar y se debe de desechar, lo que implica comprar un cople nuevo cada vez que se realiza un cambio de socket. En la figura 3.16 se muestra una imagen de catalogo donde se puede apreciar cómo el mismo cople sirve para diferentes tipos de articulaciones de codo existentes en el mercado.

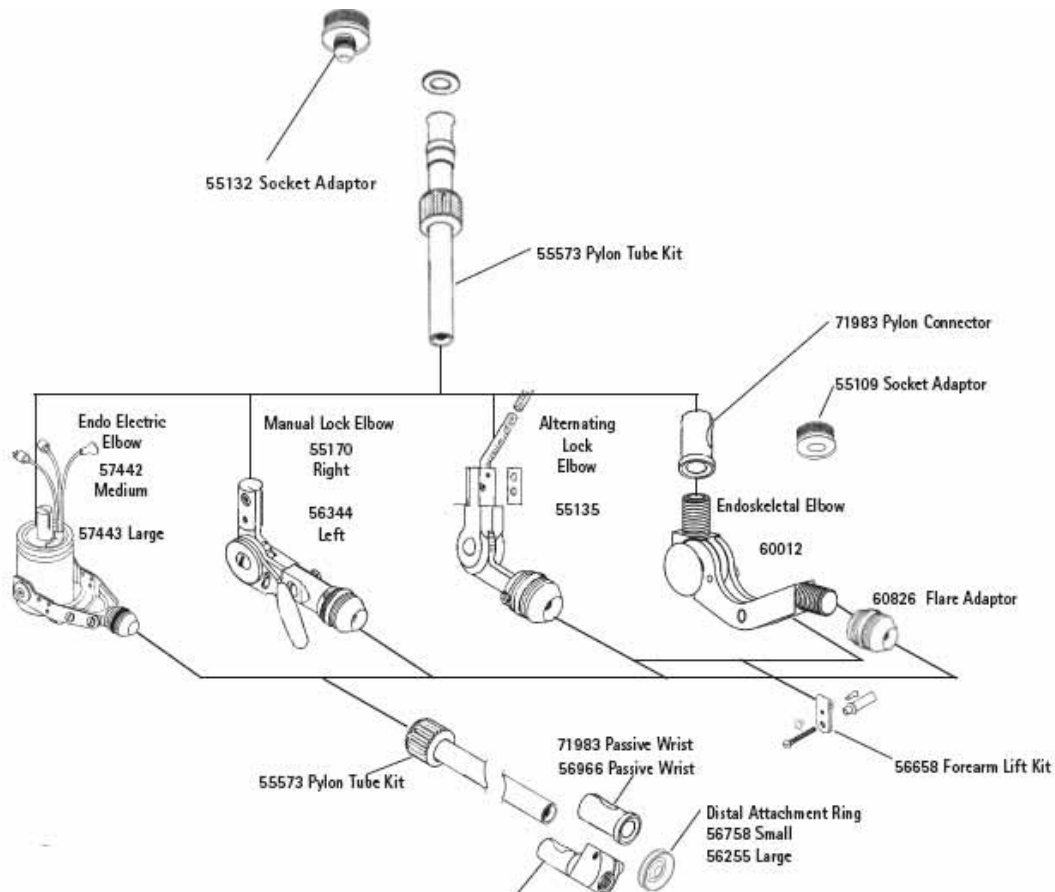


Figura 3.16 Tipos de articulaciones de codo [21]

Tomando en cuenta lo anterior, el diseño propuesto para la interfaz socket-articulación de codo debe de poder ser utilizado aún después de los cambios de socket de ser necesario y además ser compatible con las articulaciones de codo comerciales.

El diseño propuesto contará con cuatro brazos que envolverán a la parte rígida del socket y podrán ser atornillados a esta, de tal forma que si se necesita un cambio de socket sólo se deberá de destornillar y ser colocada en el nuevo socket. Estos tornillos llegarán hasta la pieza

del ISSS que esta unida al socket, con el fin de disminuir peso usando sólo cuatro tornillos para unir las tres piezas.

En lo que respecta a la unión con las diferentes articulaciones de codo existentes en el mercado y al igual que los coples actuales, contará con una rosca interna de un cuarto de pulgada de medida 24F para asegurar su compatibilidad, en la figura 3.17 se puede ver de manera esquemática como estará constituida esta interfaz.

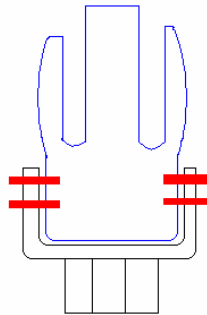


Figura 3.17 Diseño conceptual de la ISAC

3.9 Plantillas de ajuste anatómico

Estas plantillas servirán para ajustar la parte rígida del socket a la anatomía del órgano residual de tal forma que podrán ser moldeadas a la medida de cada paciente por parte del prótesisista para lograr un ajuste perfecto. En el caso en que la anatomía del muñón cambie serán estas plantillas la que se volverán a moldear en vez del socket completo, disminuyendo considerablemente el costo de cambio de socket. Las plantillas cambiarán dependiendo de cada paciente y este moldeo anatómico se realizará en los músculos del bíceps y del tríceps.

3.10 Parte rígida del socket (PRS)

Debido a que la función de suspender a la prótesis y mantenerla unida al órgano residual recae sobre el sistema de suspensión, en este caso de la malla, la parte rígida del socket ya no tiene necesariamente que cubrir el muñón por completo, por lo que en este diseño únicamente cubrirá la parte correspondiendo del bíceps y del tríceps y de las caras interior y exterior del brazo, tomando en consideración que se debe dejar libre al músculo del hombro para no restringir ningún movimiento del mismo. Esta parte del socket se podrá hacer en medidas promedio, tales como chica, mediana, y grande, y después ser ajustada por el protesista. En la figura 3.18 se ve de forma esquemática el diseño conceptual propuesto para la parte rígida del socket, donde la base del socket será de un diámetro constante para poder ajustarse a la Interfaz del socket con la articulación de codo.

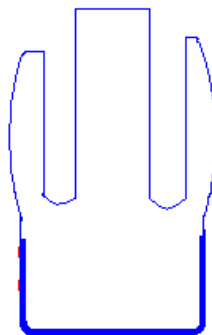


Figura 3.18 Diseño conceptual de la parte rígida del socket

"Si tu intención es describir la verdad, hazlo con sencillez y la elegancia déjasela al sastre"
Albert Einstein

Tomando en cuenta las restricciones anatómicas del brazo se procede a determinar la estructura del sistema de suspensión para que sea capaz de adaptarse a la anatomía del órgano residual sin que se vea afectada la capacidad de carga de este sistema.

4.1 Restricciones

Para comenzar la materialización del diseño conceptual del socket, es necesario primero definir todas las restricciones que se deben tomar en cuenta. Desde el material hasta características específicas de cada una de las partes; las restricciones de cada parte se realizan tomando en cuenta los estudios anatómicos del capítulo 2.

En primer lugar se busca tener piezas modulares, esto es, que una pieza determinada pueda ser utilizada en diferentes personas sin importar su talla, en el caso específico del sistema de suspensión realizar el diseño de tal forma que no sea necesario construirlo de manera específica para cada persona.

4.1.1 Material

Para facilitar el diseño y construcción, en este proyecto se intenta utilizar materiales con los que los protesistas ya cuentan para todas las piezas del socket. En el caso de este diseño se debe de hacer la selección de material por separado tomando en cuenta las restricciones de cada pieza en específico el material con el que se construirá el sistema de suspensión debe cumplir con las siguientes restricciones:

- Bajo peso, el peso total del sistema de suspensión debe de ser menor a 0.05 [Kg]
- Flexibilidad
- Resistencia a la deformación; un valor mínimo de 2 [GPa] para el módulo de elasticidad,
- Hipoalergénico
- No tóxico
- Suave

La necesidad de tener un bajo peso se debe a que el socket debe de ser lo mas ligero posible para incrementar la comodidad al utilizar la prótesis completa.

Debido a que el sistema de suspensión estará en contacto directo con la piel del órgano residual es de vital importancia que no produzca lesiones, es por esto que debe de ser suave, hipoalergénico y no tóxico.

El sistema de suspensión no debe deformarse al aplicarle cargas continuas, es por eso que debe de ser resistente a la deformación, en contraste también debe de tener flexibilidad para adaptarse a los cambios anatómicos del órgano residual.

El material con el que construirá la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket rígido debe de cumplir con las siguientes restricciones.

- Bajo peso, el peso total de las piezas no deberá ser mayor que 0.1 [Kg]
- Resistencia a la deformación (rigidez)
- Maquinabilidad

Para poder ser construido de una manera sencilla y barata, la interfaz debe contener piezas que pueden ser fabricadas por operaciones de maquinado convencionales (torno y fresa) y que el material elegido presente buena maquinabilidad.

El material con el que construirá el socket rígido debe de cumplir con las siguientes restricciones.

- Bajo peso, menor que 0.2 [Kg]
- Resistencia a la deformación (rigidez)
- Maquinabilidad
- Hipoalergénico

El material con el que construirá la interfaz entre el socket y la articulación de codo debe de cumplir con las siguientes restricciones.

- Bajo peso, máximo 0.2 [Kg]
- Resistencia a la deformación (rigidez)
- Maquinabilidad
- Hipoalergénico

4.1.2 Partes

Cada una de las partes que conforman al socket tienen restricciones determinadas dependiendo de la función que desempeñen. A continuación se presentan estas restricciones para cada elemento.

La restricción en común de todas las piezas es la de bajo peso, es decir el peso combinado de todos los sistemas que componen al socket de miembro superior a nivel transhumeral no debe de exceder de 0.5 [Kg]

Sistema de suspensión

- Bajo peso
- Resistencia a la deformación
- Fácil fabricación
- Debe contar con un acoplamiento con la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

La razón del bajo peso ya fue explicada anteriormente. Se busca que además de que el material sea ligero, la pieza contenga poco material para bajar aún más el peso.

Interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

- Bajo peso
- Fácil fabricación
- Acoplamiento con la parte rígida del socket

Parte rígida del socket

- Bajo peso
- Fácil fabricación
- Acoplamiento con el ISAC

Interfaz entre el socket y la articulación de codo

- Bajo peso
- Fácil fabricación
- Compatibilidad con los codos comerciales

4.2 Diseño de detalle

Como se mencionó en el capítulo anterior el diseño total del socket para miembro superior a nivel transhumeral consta de tres sistemas principales que son:

- Sistema de suspensión
- Sistema de unión
- Sistema de soporte

A continuación se presenta el diseño de detalle de cada uno de estos sistemas y la configuración final del socket de miembro superior para amputación a nivel transhumeral.

4.2.1 Diseño del sistema de suspensión

Partiendo de la idea básica de tener como sistema de suspensión una malla que aplique una fuerza sobre el órgano residual directamente proporcional a la carga que es aplicada a la prótesis, se comenzó por probar con diferentes tipos de mallado para analizar su principio de funcionamiento, además de determinar el proceso de construcción de la malla. En la figura 4.1 se observa una prueba realizada con listones, tejiendo un malla sobre una botella plástica, y el comportamiento esperado de la malla.

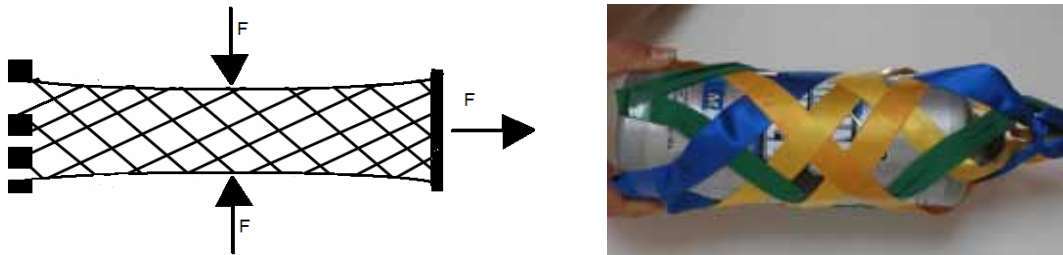


Figura 4.1 Prueba de tipo de mallado.

De los experimentos realizados con las mallas se llegó a la conclusión de que la malla debe de ser tejida con hilos continuos, es decir, si se hacen uniones de los hilos se atorán y no permiten que el tejido se “apriete”.

La malla debe de comenzar a tejerse de arriba hacia abajo para que en el “remate del tejido” sea donde se aplica la carga para permitir que el tejido se “apriete”, es decir que la malla se cierre. Este fenómeno se puede apreciar en la figura 4.2 donde se ve el cambio de diámetro que sufre la malla. Al aplicarse una carga su diámetro transversal disminuye, al dejar de aplicar carga la malla puede recuperar su diámetro original



Figura 4.2 Cambio de diámetro de la malla

Un factor muy importante en la construcción de la malla es el ángulo de salida de los hilos, esto es, en el inicio de la malla se colocan los hilos para rodear al molde sobre el cual se toma la medida. El ángulo de salida Φ es la inclinación que toma cada hilo para rodear al molde, y se puede apreciar en la figura 4.3.

Las vueltas que cada hilo da alrededor del molde, dependen del ángulo de salida Φ que se tenga al inicio de la malla. Ante mayor sea el ángulo Φ se tendrán mas vueltas de cada hilo, tendiendo como consecuencia un aumento en la capacidad de carga de la malla, debido a que se tiene un tejido mas robusto. Experimentalmente se llegó a la conclusión de que el ángulo Φ puede tener valores entre 90 y 130 grados para tener un funcionamiento óptimo de la malla.

En el caso específico de la construcción del prototipo funcional, se dispuso un ángulo Φ de salida de 120°.



Figura 4.3 Ángulo de salida del mallado

Variando el ángulo de salida de los hilos de la malla se puede modificar la longitud de la misma.

Para modificar la capacidad de carga del sistema de suspensión se puede aumentar el número de hilos en el tejido de la malla. Inicialmente se realizó una malla con 4 hilos, pero se pueden agregar más para un uso más activo, debido a que la fuerza axial aplicada a la malla se distribuye uniformemente entre el número de hilos que la conforman.

Tomando en cuenta el número de hilos con los que contará el tejido de la malla, se dispone la ubicación inicial de estos. En el caso de la construcción del prototipo funcional del sistema de suspensión, se colocaron a 90°; si se construye una malla con 5 hilos se deben de colocar a 72° y así sucesivamente. En la figura 4.4 se observa como son distribuidos los hilos para comenzar el tejido del sistema de suspensión, así como el ángulo que conservan entre ellos.



Figura 4.4 Distribución de los hilos para el mallado

Una vez que se determinaron los parámetros que corresponden a los ángulos para formar el tejido de la malla se procedió a realizar un primer prototipo para comprobar si el funcionamiento es el esperado. Este primer prototipo tuvo un ángulo de salida Φ de 120° . En la figura 4.5 se muestra este primer prototipo, el cual en una primer instancia contó con tres problemas inherentes de diseño, los cuales son:

- La malla comienza a perder forma al aplicar una carga al sistema de suspensión, esto es los hilo se corren mas de lo esperado.
- No se tiene forma de unir el sistema de suspensión con los demás sistemas de socket.
- No se tiene un método para mantener unidos los hilos al final del tejido



Figura 4.5 Primer prototipo funcional

El primer punto se solucionó colocando unos refuerzos del mismo material de la malla en el tejido, de tal forma que se controla el movimiento de los hilos, impidiendo que se pierda la forma de la misma. La ubicación de los refuerzos se determinó de forma experimental variándolos de lugar y analizando los puntos estratégicos donde la malla sufría la mayor deformación. De esta manera se determinó que los refuerzos debían de colocarse al inicio y al final de la malla, los primeros en el sentido del tejido y los segundos en sentido opuesto al tejido. La longitud de estos refuerzos es de 7 [cm], longitud que les permite moverse con libertad pero restringirlos una vez que se comienza a deformar la malla. Los refuerzos colocados se pueden apreciar en la figura 4.6.

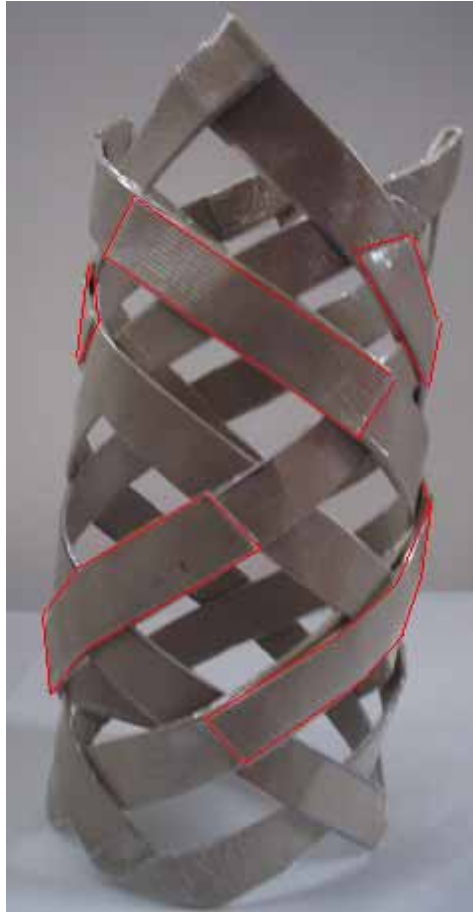


Figura 4.6 Refuerzos de la malla

En lo que respecta al problema de unir la malla con el resto de los sistemas del socket, se colocaron unos ojillos remachados en la parte final del tejido de la malla. Estos “ojillos” desempeñan una doble función, por un lado sirven como punto de sujeción de la malla y por el otro, al ser remachados directamente en los hilos de la malla sujetan los hilos y rematan el tejido, de esta forma se solucionaron los problemas inherentes de diseño del sistema de suspensión. Los ojillos colocados son utilizados por la industria del calzado, los cuales tienen una medida comercial de $\frac{1}{4}$ de pulgada, los cuales se muestran colocados en la figura 4.7.



Figura 4.7 Ojillos para sujetar la malla

Finalmente se realizó la construcción de un segundo prototipo funcional para evaluar su desempeño con pruebas de carga, las cuales se reportan a detalle en el capítulo 6. En el figura 4.8 se muestra el diseño final de la malla con los problemas inherentes de diseño solucionados. Esta malla prototipo funcional puede variar su diámetro en función de la carga aplicada sin perder la forma; los refuerzos colocados además sirven como restricción cuando se aplica

torsión. Comparando las figuras 4.5 y 4.8 es evidente que los refuerzos colocados ayudan a mantener la forma de la malla



Figura 4.8 Diseño final del sistema de suspensión

4.2.1.1 Dimensiones del sistema de suspensión.

Las dimensiones propuestas para el sistema de suspensión son:

Ancho del hilo: 1.5 [cm]

Diámetro y longitud de la malla: éste podrá ser variable y comercializarse en medidas promedio, en la tabla 3.2 se proponen las medidas de la tallas.

Tabla 3.2 Medidas de la malla en diferentes tallas

Dimensiones	Talla			
	Chica	Mediana	Grande	Extra Grande
Diámetro [cm]	6	9	12	15
Longitud [cm]	10	13	16	19

Cabe mencionar que la longitud de la malla deberá de ser ajustada a la longitud del órgano residual del paciente, este ajuste podrá ser realizado por el protesista sin mayor complicación, ya que lo único que debe de hacerse es colocar la malla en el muñón y ajustar los hilos del tejido para cortar el excedente, finalmente colocar un nuevo ojillo.

4.2.2 Diseño de la Interfaz Sistema de Suspensión- Socket (ISSS)

El sistema de interfaz entre el sistema de suspensión y la parte rígida del socket cumple como un cierre para colocarse la prótesis, esto es, es el mecanismo mediante el cual la persona amputada se colocará la prótesis. Es de vital importancia que las partes que conforman a la interfaz del sistema de suspensión con el socket sean capaces de resistir los esfuerzos a los que serán sometidos, en particular los esfuerzos a tensión.

Este sistema esta constituido en dos partes, la primera que se une al sistema de suspensión y la segunda que se une a la parte rígida del socket.

4.2.2.1 Pieza exterior

La pieza de la ISSS que desde ahora se nombrara como exterior, en su primera configuración, cuenta con cuatro brazos en su parte superior para sujetar a la malla que conforma el sistema de suspensión, mediante barrenos de un $\frac{1}{4}$ de pulgada, mismos que se unirán a los ojillos de la malla. En su cara interior se encuentran cuatro dientes que servirán para ensamblarse con la segunda pieza del ISSS que desde ahora se nombrará como interior. La pieza exterior de la ISSS es de geometría circular para ayudar a la malla a mantener su forma. En la figura 4.9 se muestra un diseño en CAD de la pieza exterior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket.

Para unir la malla con la pieza exterior se propone el uso de grapas automotrices, de esta forma se podrán separar de forma sencilla por parte del amputado la pieza exterior y la malla, esto con el fin de poder asear la malla sin correr el riesgo de afectar cualquier pieza del resto del socket. En la figura 4.10 se muestran algunos tipos de grapas automotrices que pueden servir para unir estos dos sistemas.



Figura 4.9 Primera configuración de la parte exterior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

Las dimensiones de esta pieza son:

- Diámetro 10 [cm]
- Espesor 1 [cm]
- Los brazos son de 1.5 [cm] de ancho por 2 [cm] de alto con un espesor de 0.5 [cm]
- Los dientes son de 1.5 [cm] de ancho por 1 [cm] de alto con un espesor de 0.5 [cm]

Se predice que la mayor concentración de esfuerzo en la pieza exterior del la interfaz del sistema de suspensión en el socket será en los dientes, locuaz se puede aprovechar para hacer un cambio en la configuración de esta pieza, y utilizarlos como fusibles mecánicos.

En el caso que la persona amputada intente forzar a la prótesis para levantar un peso mayor para el que fue diseñada, o se tenga un caso de emergencia donde la prótesis deba ser retirada en un instante a causa de un accidente, por ejemplo, estos dientes ya no serán fijos a la pieza exterior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket, se convertirán en insertos que podrán ser cambiados en caso de que fallen sin tener que cambiar la pieza completa, de tal forma que la configuración final de la pieza exterior se mantiene con las mismas dimensiones, y lo único que cambia son los dientes.

Esta predicción se comprueba posteriormente en el capítulo de pruebas por medio de un análisis de elemento finito con ayuda del software Unigraphics NX5.



Figura 4.10 Grapas automotrices

4.2.2.2 Pieza interior

Como se mencionó con anterioridad, la pieza interior de la interfaz del sistema de suspensión en el socket estará unida a la parte rígida del socket, además de que cuenta con unos cortes que le permiten unirse a la parte externa. La pieza interior alojará a los dientes de la pieza exterior, esta unión se mantendrá fija mediante un mecanismo de trinquete, el cual se localiza en los cortes donde se insertan los dientes.

Esta pieza está diseñada para que los dientes se introduzcan por la parte superior hasta llegar a un tope físico, una vez que se ha llegado a este, se aplica una fuerza transversal a ambas piezas para hacer girar la parte exterior hasta llegar al trinquete, una vez que este se libra, se llega a un final de carrera donde los dientes permanecen estáticos.

Para facilitar el ensamble de ambas piezas, en los cortes superiores se eliminaron los bordes angulados con chafanes que sirven de guías a los dientes hacia los cortes.

En la parte inferior se cuenta con cuatro brazos más, para poder unir la pieza interna de la interfaz del sistema de suspensión con el socket con la parte rígida del socket. Estos brazos cuentan con barrenos de $\frac{1}{4}$ de pulgada. En la figura 4.11 se puede ver el dibujo en CAD de la pieza interior.

Con el fin de eliminar material y por consecuencia, disminuir peso, el centro de la pieza se diseñó hueco, ya que en esta parte de la pieza los esfuerzos son mínimos.

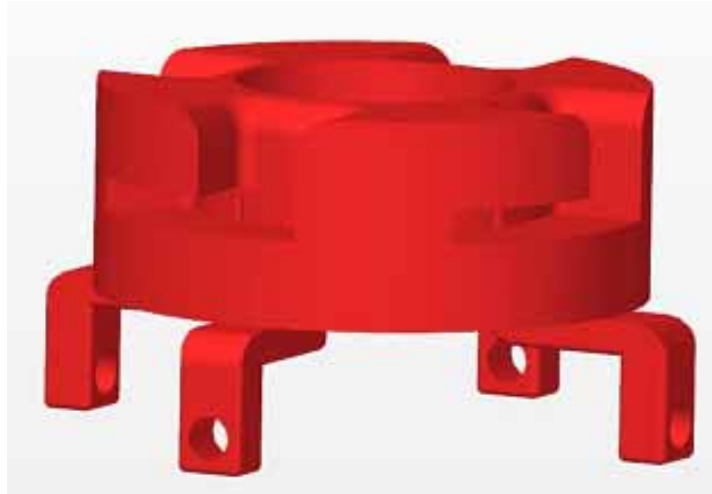


Figura 4.11 Primera configuración de la parte interior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

Las dimensiones de esta pieza son:

- Diámetro exterior 8 [cm]
- Espesor 2 [cm]
- Diámetro interior 4 [cm]
- Los brazos son de 1.5 [cm] de ancho por 2 [cm] de alto con un espesor de 0.5 [cm]
- Los cortes para el acoplamiento con los dientes son de 1.5 [cm] de ancho por 1 [cm] de alto con un espesor de 0.5 [cm]
- El chaflán tiene un radio de 0.3 [cm]
- El trinquete es de 0.1[cm] de ancho por 0.3[cm] de alto con un espesor de 0.05 [cm]

Posteriormente se analizó el método de unión de esta pieza con la PRS, la cual se realizará por medio de tornillos, con el fin disminuir peso en el diseño, se optó por roscar los barrenos que se localizan en los brazos, de esta forma los brazos realizarán la función de una tuerca además de la de servir como unión con la parte rígida del socket, en la figura 4.12 se puede ver la configuración final de la parte interior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket .

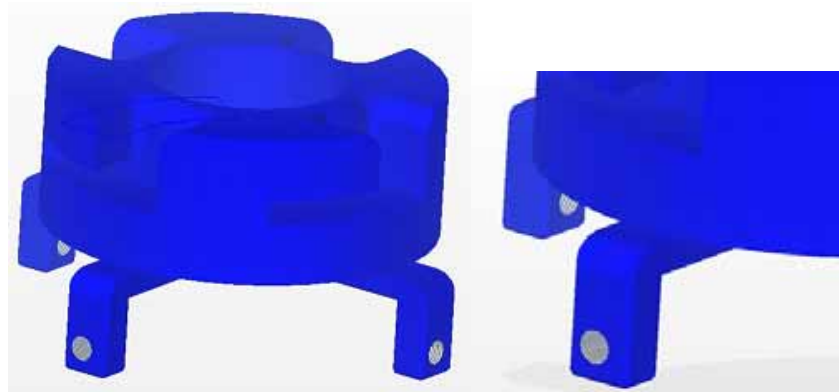


Figura 4.13 Configuración final de la parte interna de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

El ensamble de estas dos piezas se realizará colocando en primera instancia la malla en el órgano residual, posteriormente introduciendo el muñón dentro de la parte rígida del socket y buscando que los dientes de la parte exterior se introduzcan en los cortes de la parte interior, y finalmente girando la prótesis. En la figura 4.13 se puede observar como será el ensamble de estas dos piezas que conforman a la interfaz del sistema de suspensión con el socket.

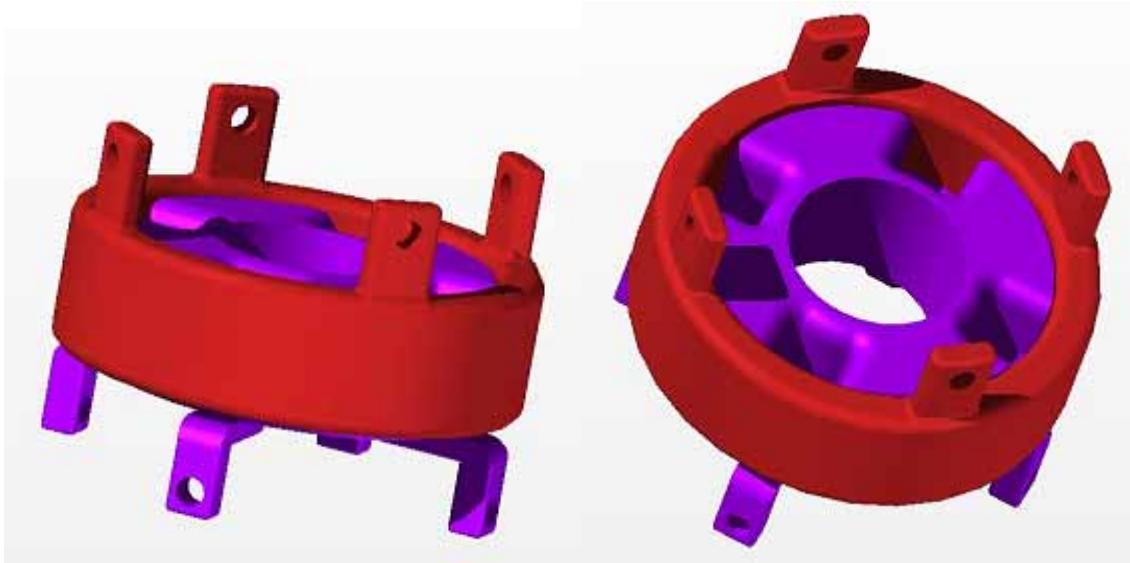


Figura 4.13 Ensamble de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

Con el fin de analizar la factibilidad de este sistema y su principio de funcionamiento se realizó la construcción de un primer prototipo funcional con la ayuda del mecanismo de un contenedor de discos compactos, el cual tiene el mismo principio básico de operación. En la figura 4.14 se muestra el primer prototipo funcional de la interfaz del sistema de suspensión con el socket.



Figura 4.14 Primer prototipo de la ISSS

Una vez que se comprobó la funcionalidad del diseño se procedió a realizar un segundo prototipo funcional, esta vez con la ayuda de la máquina de prototipos rápidos Stratasys, que se localiza en los laboratorios de manufactura avanzada de la Facultad de Ingeniería, en la figura 4.15 se muestra el segundo prototipo funcional de la pieza exterior de la ISSS, mientras que en la figura 4.16 se muestra el de la parte interior. Y en la figura 4.17 se muestra el ensamble de este sistema.



Figura 4.15 Prototipo rápido de la parte exterior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket



Figura 4.16 Prototipo rápido de la parte interior de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

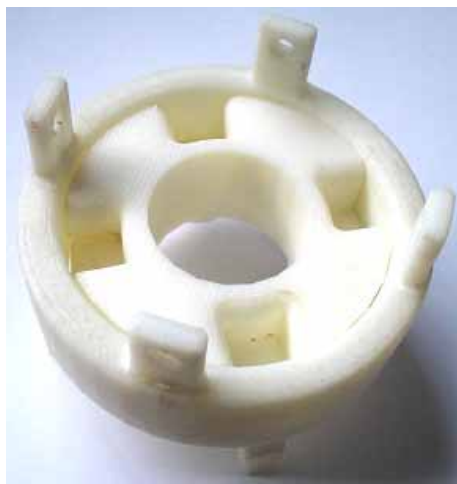


Figura 4.17 Prototipo rápido de la interfaz del sistema de suspensión con el socket

4.2.3 Diseño de la Parte Rígida del Socket (PRS)

En los diseños actuales la parte rígida del socket cubre por completo el órgano residual con la finalidad de restringir físicamente el movimiento del socket con respecto al muñón. En algunos casos la razón de cubrir por completo al órgano residual es que de esta forma se realiza la suspensión y en general esta cobertura total tiene como fin servir de apoyo en los momentos que se carguen objetos con la prótesis.

El problema principal de este tipo de diseños radica en que al cubrir por completo la piel del órgano residual se impide la ventilación de esta parte del cuerpo, lo que tiene como consecuencia una elevación de la temperatura en el órgano residual, en contraste el cuerpo reacciona con la transpiración de la parte en cuestión. Finalmente esta cadena de eventos ocasiona una sudoración constante del órgano residual y por consiguiente la disminución de volumen y eventualmente la necesidad de cambiar el socket por que ya queda flojo.

Otro punto que se debe de tomar en cuenta son los cambios de peso del amputado, ya que con estos cambios se modifica el volumen del muñón y una vez más, la necesidad de cambiar el socket por completo, es inevitable.

En el diseño propuesto la función de mantener suspendida a la prótesis ha sido delegada al sistema de suspensión, dejando a la parte rígida del socket encargada de la función de servir de apoyo al cargar objetos, si bien es cierto que una restricción física ayuda de buena manera a mantener estable la prótesis esta no tiene por que ser de contacto total, es por esa razón que, basándose en el estudio anatómico de los músculos del brazo, se seleccionaron los puntos de la anatomía que servirán de puntos de apoyo para la parte rígida del socket.

Los puntos más fuertes de la anatomía del brazo son el bíceps en la parte frontal del brazo y el tríceps en la parte posterior, como se analizó en el capítulo 2. Los principales movimientos que se realizan con el brazo para levantar objetos son:

- Carga frontal con palma arriba
- Carga frontal con palma abajo
- Carga frontal con palma en prensión de martillo
- Carga lateral con palma arriba
- Carga lateral con palma abajo
- Carga lateral con palma en prensión de martillo
- Carga con la articulación de codo con palma arriba
- Carga con la articulación de codo con palma abajo
- Carga con la articulación de codo con palma en prensión de martillo

Analizando estos tipos de levantamientos que se realizan con el brazo, se obtuvieron los puntos de apoyo necesarios para que la parte rígida del socket se apoye sobre el muñón en todas y cada una de las cargas anteriores. En la figura 4.18 se puede observar el resultado de este estudio, el cual se realizó de manera experimental, en una persona con el brazo completo, para definir las áreas sobre las que se apoyaría la parte rígida del socket.



Figura 4.18 Determinación de puntos de apoyo

Con la finalidad de no restringir los movimientos naturales de la articulación del hombro, la parte rígida del socket no debe de estar sobre éste; es por eso que en las partes frontal y posterior del brazo, los puntos de apoyo llegarán hasta donde termina el bíceps y el tríceps, mientras que en las caras interna y externa terminaran donde comienza el músculo del hombro.

Las áreas sobre las que se apoyará la parte rígida del socket estarán en la parte frontal sobre el bíceps, en la parte posterior sobre el tríceps, en las partes internas y externas, sobre las caras laterales de estos músculos.

De manera experimental se obtuvieron las medidas de estas áreas para el caso específico del individuo de prueba, que tiene las siguientes características físicas:

- Peso: 70 [kg]
- Altura: 1.60 [m]
- Longitud del húmero: 30 [cm]
- Diámetro medio del brazo: 12[cm]

En este caso en particular el individuo de prueba cuenta con brazo desarrollado a través de la actividad física; es por eso que se encuentra fuera de la media de una persona sedentaria, en lo que respecta al volumen del brazo, pero se encuentra dentro de la media de la clase trabajadora, la cual generalmente realiza trabajos que demandan una gran actividad física. Por eso el individuo de prueba sirve para tomar una relación entre las medidas de la parte rígida del socket, ya que se propone se fabrique en diferentes tallas, se escoja la más próxima a las medidas del paciente y posteriormente se realice el ajuste anatómico por parte del protesista.

Las medidas que se obtuvieron del análisis se muestran en la tabla 3.3. Cabe mencionar que la separación entre cada una de las áreas de apoyo con respecto a la siguiente es de 3[cm]

Tabla 3.3 Medidas de las áreas de apoyo

Medidas [cm]	Región de apoyo sobre el brazo			
	Bíceps	Tríceps	Cara interna	Cara externa
Ancho	8	8	4	4
Largo	12	12	7	7

Finalmente, la primera configuración de la parte rígida del socket se muestra en la figura 4.19. Esta primer configuración tiene el problema inherente de diseño de que no cuenta con una parte específica para acoplarse con la articulación de codo, además de que la anatomía que se le dio al diseño no es la mas apropiada para ajustarse a la del brazo, por que se rediseño la parte rígida del socket. En la figura 4.20 se muestra la configuración final de esta pieza.

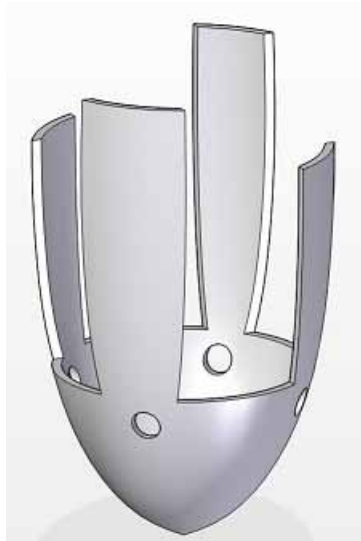


Figura 4.19 Primer configuración de la parte rígida del socket

La configuración final de la parte rígida del socket tiene como sección transversal una elipse, que se aproxima de mejor manera a la anatomía del brazo humano; la configuración final en la base cuenta con un diámetro constante de 10 [cm], donde se alojará la parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión con el socket. Esta sección además servirá para realizar un ajuste de longitud en caso de ser necesario.

Adicionalmente a la función de alojar la parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión con el socket, esta sección en la base de diámetro constante servirá para colocar la interfaz con la articulación de codo. En los costados cuenta con barrenos de $\frac{1}{4}$ de pulgada para colocar los tornillos con los que se sujetarán ambas partes. Estos barrenos podrán ser variables en su posición para lograr el ajuste necesario de longitud.

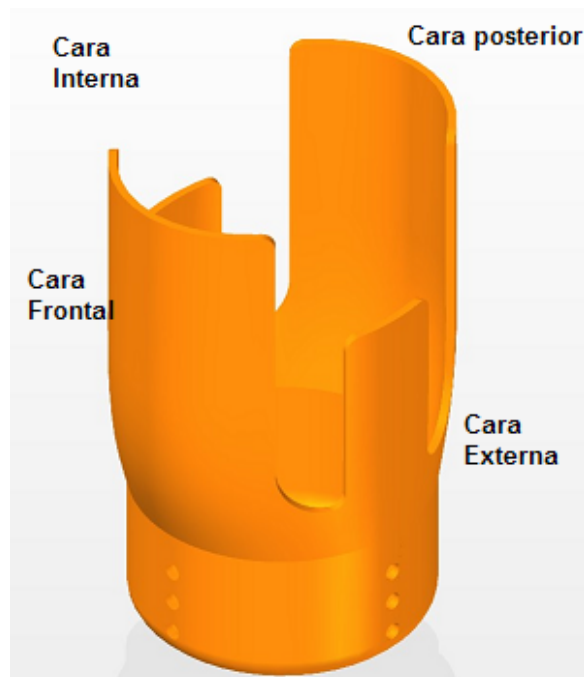


Figura 4.20 Configuración final de la parte rígida del socket

Para permitir la circulación de aire hacia el interior del socket se eliminó el material que está fuera de las áreas de apoyo del bíceps, del tríceps y de las caras interna y externa, de esta forma se logrará una ventilación del órgano residual, teniendo como consecuencia una considerable disminución de los problemas dermatológicos ocasionados por la falta de circulación de aire en el interior del socket, en combinación con la estructura del sistema de suspensión.

La longitud de la parte rígida del socket deberá de ser ajustada a la de cada paciente por el prótesisista, para dejar libre la articulación del hombro. Se propone que la parte rígida del socket se comercialice en medidas promedio y sea el protesista quien haga los ajustes pertinentes, es decir cortar la parte superior del socket en las áreas de apoyo.

Las medidas propuestas para las superficies de contacto del socket se muestran en la tabla 3.4.

Tabla 3.4 Medidas de las superficies de contacto

Medidas [cm]	Región de contacto sobre el brazo			
	Cara frontal (bíceps)	Cara posterior (tríceps)	Cara interna	Cara externa
Ancho	8	8	4	4
Largo	12	12	7	7

Las medidas del área transversal propuestas para las diferentes tallas se muestran en la tabla 3.5.

Tabla 3.5 Medidas de la Parte Rígida del Socket en diferentes tallas

Dimensiones	Talla			
	Chica	Mediana	Grande	Extra Grande
Diámetro mayor[cm]	9	12	15	18
Longitud menor[cm]	6	9	12	15

En todos los casos la base del socket será de un diámetro de 10 [cm] para que pueda alojar a la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket y su altura será de 5 [cm]. En la figura 4.21 se muestran de manera esquemática estas dimensiones.

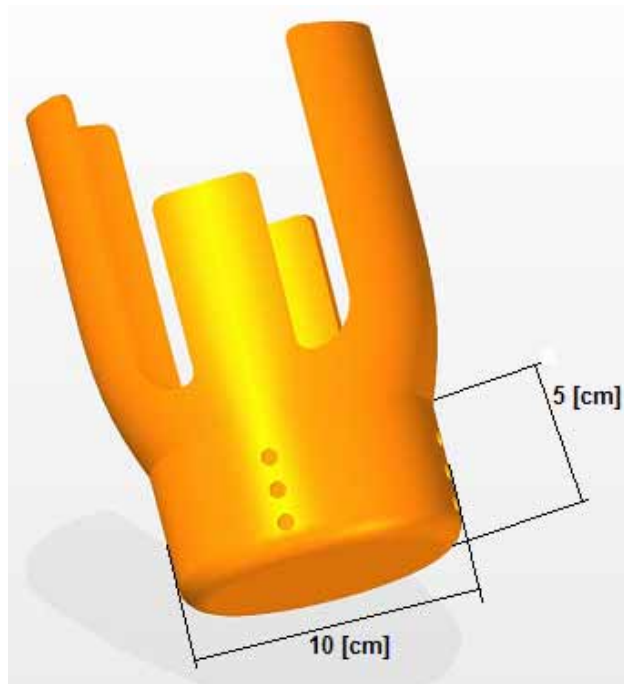


Figura 4.21 Dimensiones de la base de la parte rígida del socket

4.2.4 Plantillas de ajuste anatómico

Estas debido a que deben de ser moldeadas a la anatomía del órgano residual no se podrán comercializar, su diseño deberá realizarse a la medida de cada paciente por parte del protesista, estas plantillas se unirán a la parte rígida del socket por medio de unas tiras de velcro, esto con el fin de poder removerlas con facilidad para lavarlas o realizar un ajuste en el volumen del muñón, en la figura 4.22 y 4.23 se muestra la geometría que tendrán estas plantillas para bíceps y para tríceps respectivamente.

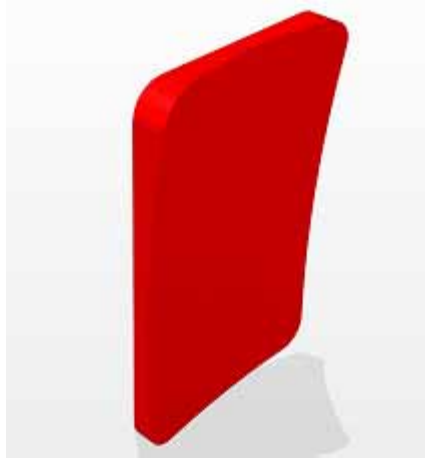


Figura 4.22 Plantilla de ajuste para bíceps



Figura 4.23 Plantilla de ajuste para tríceps

4.2.5 Diseño de la Interfaz Socket - Codo (ISC)

Como se mencionó en el capítulo de diseño conceptual el problema de las interfaces que existen actualmente en el mercado radica en que son unidas al socket mediante la inyección de la resina con la que esta construido el socket, por lo que la resina queda fundida alrededor del cople, teniendo como consecuencia que cuando se requiera un cambio de socket, esta pieza no se puede volver a utilizar y se debe de desechar.

Para el diseño de esta pieza y para resolver el problema antes mencionado se propone que la interfaz entre el socket y la articulación de codo se una por fuera de la parte rígida del socket a través de unos tornillos de uso comercial, debido a que los barrenos de los brazos de la parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket son de ¼ de pulgada, los tornillos empleados también serán de la misma medida con rosca comercial 24 NC, para que se acoplen sin ningún problema con esta pieza.

Con el fin de poder ajustar la longitud del socket al órgano residual se tendrán múltiples barrenos para unir con la parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket.

Tomando en cuenta que la interfaz del sistema de suspensión cuenta con cuatro brazos para unirse a la parte rígida del socket, la interfaz del socket con el codo de igual forma debe de contar con cuatro brazos para lograr el cierre con cada uno de los de la otra interfaz.

La base de la parte rígida del socket diseñada para alojar a la interfaz entre el socket y el codo está formada por un cilindro de 10 [cm] de diámetro y una altura de 5[cm] (ver figura 4.21), de esta forma tenemos predispuestas las medidas que deberán de tener los brazos para lograr un ajuste perfecto con la parte rígida del socket.

En lo que respecta a la unión con la articulación del codo, en el capítulo 3 se hizo hincapié en que todos los modelos disponibles en el mercado utilizan un tornillo comercial con cuerda 24 NF, en la figura 4.24 se puede apreciar una articulación de codo comercial, por lo que para que esta interfaz sea compatible con todos y cada uno de los diferentes modelos disponibles debe de contar con una rosca interna de esta medida. Adicionalmente se tomó la anatomía de un

cople de codo comercial, para que el diseño propuesto cuente con esta misma geometría para lograr un ajuste perfecto con la articulación del codo, esta geometría se puede observar en la figura 4.25.

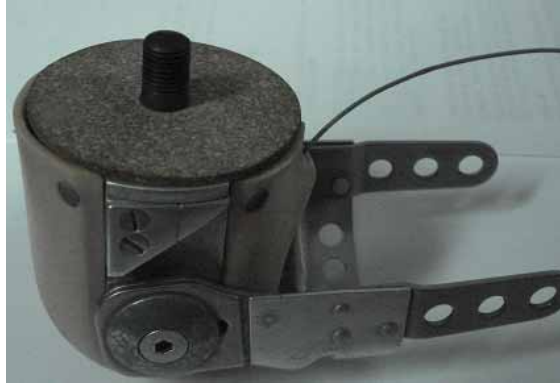


Figura 4.24 Articulación de codo comercial

Figura 4.25 Cople de codo comercial

El diseño en CAD para la interfaz entre el socket y la articulación del codo se puede observar en la figura 4.26.

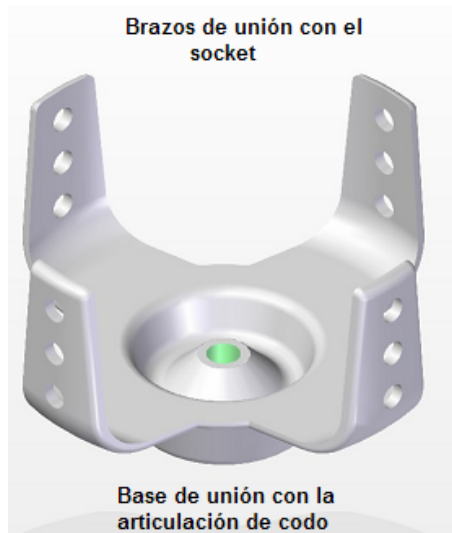


Figura 4.26 Interfaz Socket - Codo

En la figura 4.27 se puede ver como se acoplan la parte rígida del socket con la interfaz entre el socket y la articulación de codo.



Figura 4.27 Ensamble de la parte rígida del socket y la interfaz con la articulación de codo
 En la figura 4.28 se muestra el ensamble de las dos partes principales del socket, la primera es la parte que se unirá al órgano residual y la segunda es la parte rígida.
 En la figura 4.29 se muestra el ensamble total del socket, finalmente en la figura 4.30 se muestra un dibujo en explosión de todas las partes que componen al socket de miembro superior a nivel transhumeral.

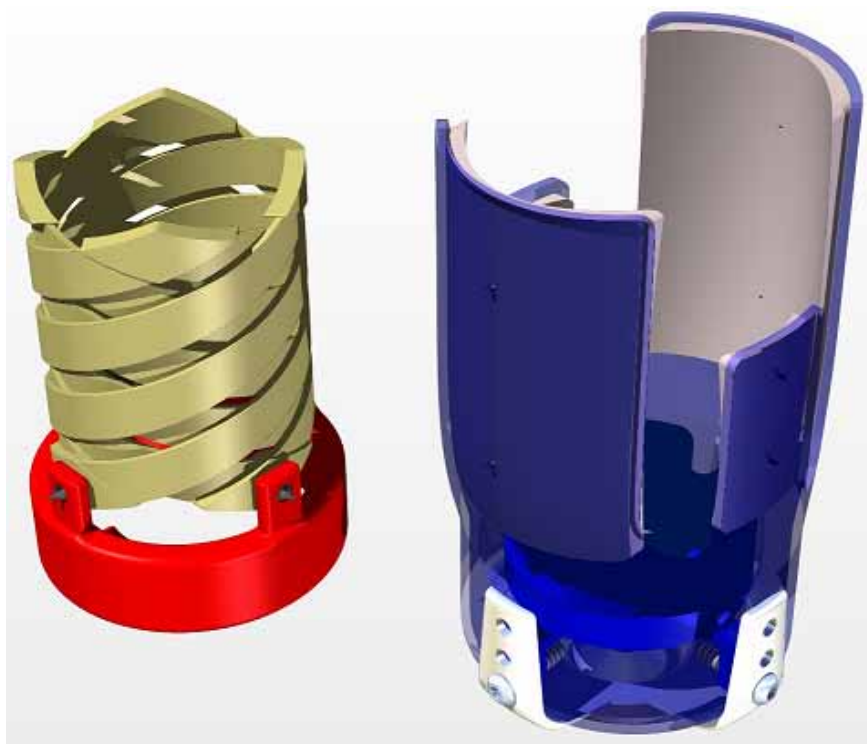


Figura 4.28 Ensamble parcial

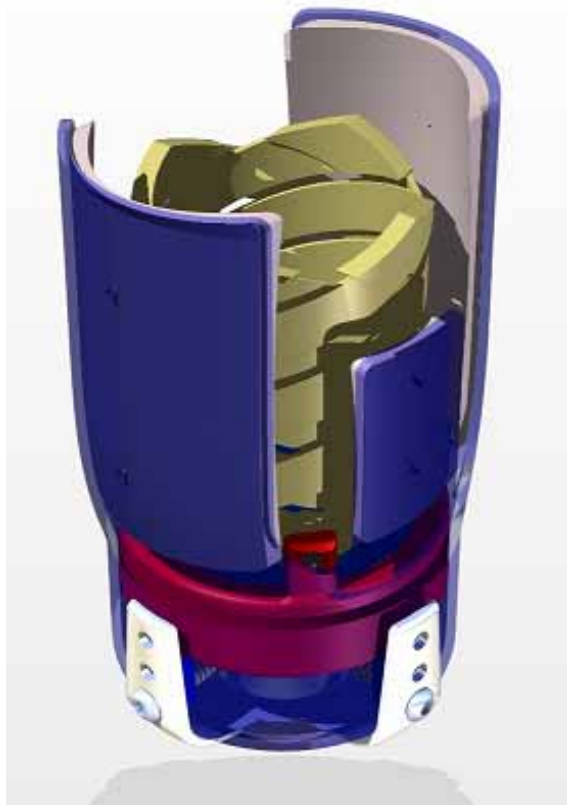


Figura 4.29 Ensamble total

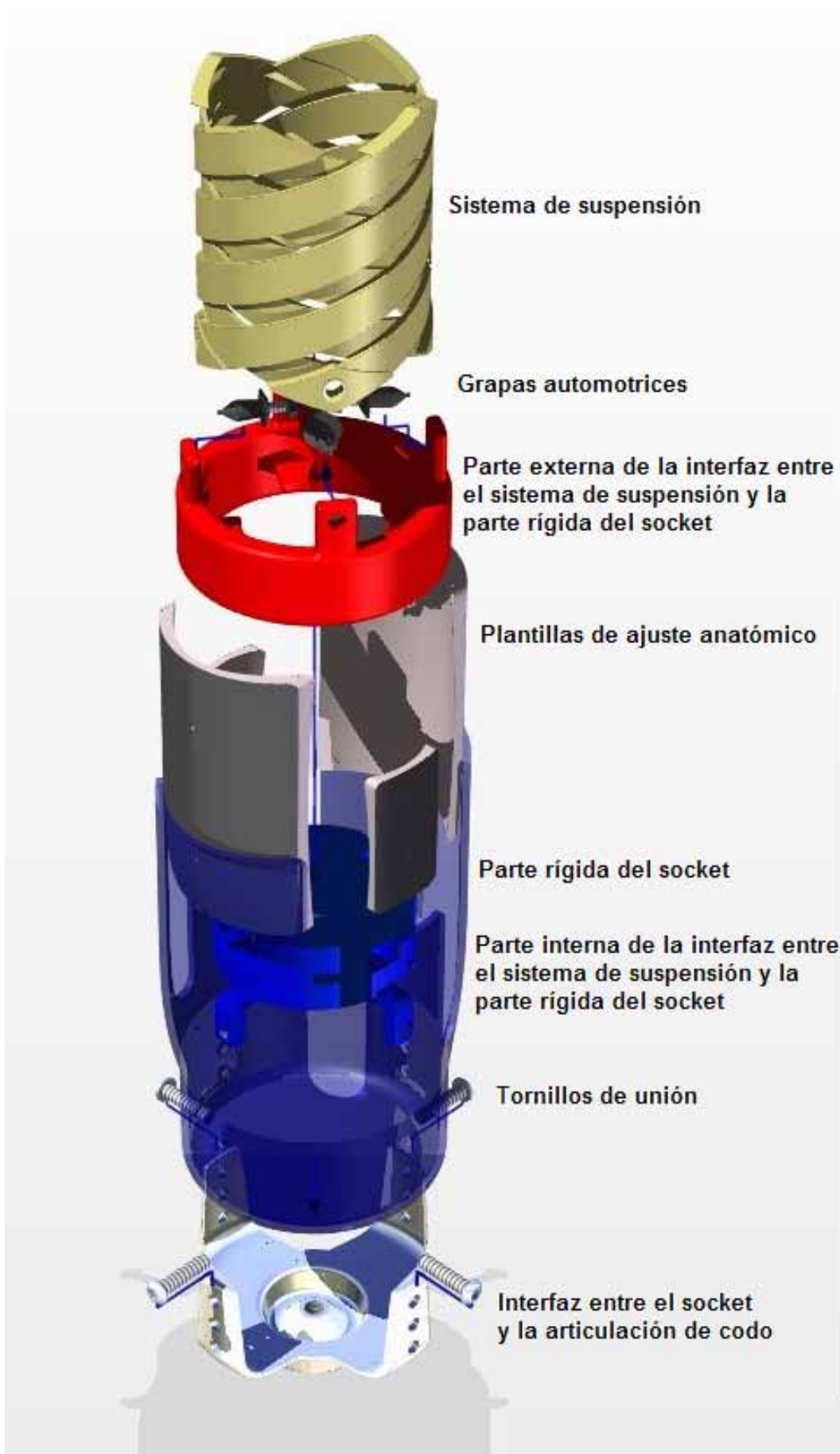


Figura 4.30 Ensamble explosivo del socket

4.3 Selección de materiales

En esta sección se realiza la selección de material tomando en cuenta todas las restricciones antes mencionadas y analizando parte por parte para proponer el material para cada sistema del socket.

4.3.1 Selección del material del sistema de suspensión

Para realizar la selección de material se evaluaron los materiales comunes con los que regularmente trabajan los protesistas en la actualidad y que cumplen con las restricciones solicitadas anteriormente en este capítulo, para este caso se deben de escoger dos materiales, uno que estará en contacto con la piel y el otro, que soportará la carga aplicada, estos materiales respectivamente son:

- Silicón de poliuretano
- Fibras de nylon

Para el material que estará en contacto con la piel los materiales a evaluar son: Neopreno R4261 y silicón de poliuretano. Las propiedades de cada uno de los materiales se obtuvieron de tablas de datos (Anexo A) y se muestran aquellas relevantes para la selección en la tabla 3.6.

Tabla 3.6 Propiedades de materiales

Material	Densidad [g/cc]	Último esfuerzo de deformación [MPa]	Relación Mod. Elasticidad/densidad [N/Kg]
Silicón de poliuretano	1.06	40	37735.84
Neopreno R4261o	0.112	0.17	1517.857

De lo anterior se observa que el silicón tiene una relación densidad – módulo de elasticidad visiblemente más alta que la del neopreno, además de tener una resistencia más grande a la deformación, finalmente este es un material que las compañías manufactureras del ramo ya manejan de tal forma que el material para que este en contacto con la piel del sistema de suspensión será el silicón.

Para el material que se encargará de soportar la carga, el material a evaluar es: cinta de fibras de nylon al 6.3%. Las propiedades de este material se obtuvieron de la tabla de datos (Anexo A) y se muestran aquellas relevantes para la selección en la tabla 3.7.

Tabla 3.7 Propiedades del material

Material	Densidad [g/cc]	Módulo de elasticidad [GPa]	Relación Mod. Elasticidad/ densidad [N/Kg]
Nylon al 6.3%	1.38	2.8	2028.98

Como se puede ver la resistencia a la deformación de las fibras de nylon es relativamente baja, pero las cintas comerciales de nylon están tejidas de tal forma que la resistencia a la deformación se eleva considerablemente, de tal forma que en el capítulo de pruebas se analizará el comportamiento de la malla con este material por medio de un análisis de elemento finito.

4.3.2 Selección del material de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

Para realizar la selección de material se evaluaron dos tipos de materiales comunes para aplicaciones estructurales que cumplen con las restricciones solicitadas anteriormente en este capítulo:

- Aluminio
- Plástico

Específicamente los materiales a evaluar serán Aluminio 6061, Polímero NAXALOY™ 793 y Nylon 66 debido a que son los más comúnmente utilizados en las prótesis. Las propiedades de cada uno de los materiales se obtuvieron de tablas de datos (Anexo A) y se muestran aquellas relevantes para la selección en la tabla 3.8.

Tabla 3.8 Propiedades de materiales

Material	Densidad [g/cc]	Módulo de elasticidad [GPa]	Relación Mod. Elasticidad/ densidad [N/Kg]
Aluminio 6061	2.7	68.9	25518.51852
Polímero 793	1.21	2.136	1765.2893
Nylon 66	1.16	3.31	2853.448276

De lo anterior se observa que el nylon y el polímero tienen una relación densidad – módulo de elasticidad parecida. En cambio la del aluminio resulta visiblemente más alta.

Si se tratara de elegir un material considerando su alta resistencia a la deformación, la opción sería aluminio, sin embargo, dentro de las restricciones es muy importante cumplir con la restricción de bajo peso, y como el aluminio pesa en promedio casi 3 veces más que el Nylon, se optó por elegir el Nylon como material para fabricar la ISSS, el cual es muy ligero y el módulo de elasticidad es mayor a la del polímero; su capacidad para resistir las fuerzas que se generen debido a las cargas aplicadas serán evaluadas en el capítulo de pruebas

En caso de que el Nylon no cumpla con las restricciones establecidas, se elegirá al aluminio como segunda opción, debido a su bajo peso.

4.3.3 Selección del material de la parte rígida del socket

Los materiales utilizados actualmente por los protesistas para la construcción de los diferentes tipos de socket son:

- Resina epóxica
- Fibra de vidrio
- PVC
- Fibras kevlar

Esos materiales cumplen de buena manera con las restricciones antes mencionadas, de manera que los materiales específicos a evaluar son: resina epóxica Hexion EP 8414, fibra de vidrio genérica, PVC de alto impacto y fibras kevlar 49, en la tabla 3.9 se muestran las propiedades relevantes para la selección.

Tabla 3.9 Propiedades de materiales

Material	Densidad [g/cc]	Módulo de elasticidad [GPa]	Relación Mod. Elasticidad/ densidad [N/Kg]
Resina epóxica 8414	1.85	14	7567.567
Fibra de vidrio	2.6	72.4	27846.154
PVC	1.42	2.9	2042.2535
Kevlar 49	1.44	2.9	2013.8889

Si se tratara de elegir un material considerando su alta resistencia a la deformación, la opción sería fibra de vidrio, sin embargo, estas fibras se comercializan en forma de tela, por lo que este material por sí mismo no sería capaz de darle la rigidez necesaria al socket, por lo que es necesario combinar la fibra de vidrio con otro material, en este caso se puede ver que la resina

epóxica tiene una mejor relación densidad – módulo de elasticidad que el PVC de tal forma que para esta pieza se utilizará fibra de vidrio mezclada con resina epóxica.

4.3.4 Selección del material de la interfaz entre el socket y el codo

Para realizar la selección de material se evaluaron dos tipos de materiales comunes para aplicaciones estructurales que cumplen con las restricciones solicitadas anteriormente en este capítulo para esta pieza:

- Acero
- Aluminio
- Plástico

Específicamente los materiales a evaluar serán Acero 1060, Aluminio 6061 y Nylon 66 debido a que son los más comúnmente utilizados. Las propiedades de cada uno de los materiales se obtuvieron de tablas de datos (Anexo A) y se muestran aquellas relevantes para la selección en la tabla 3.10.

Tabla 3.10 Propiedades de materiales

Material	Densidad [g/cc]	Módulo de elasticidad [GPa]	Relación Mod. Elasticidad/ densidad [N/Kg]
Acero 1015	7.87	200	25412.96061
Aluminio 6061	2.7	68.9	25518.51852
Nylon 66	1.16	3.31	2853.448276

Si se trata de elegir el material función del peso la elección sería el Nylon, pero como esta pieza se someterá a compresión por los tornillos de unión, a esfuerzos de tensión y a una constante fricción con el acoplamiento con la articulación de codo, su resistencia a la deformación ocasionará que falle, si se pretende elegir el material en base a la resistencia a la deformación la opción ideal sería el acero, sin embargo, dentro de las restricciones es muy importante cumplir con la restricción de bajo peso, y como el acero pesa en promedio casi 3 veces más que el aluminio además, tomando en cuenta que tiene una relación densidad – módulo de elasticidad prácticamente igual, la elección para fabricar la interfaz del socket con el codo es el aluminio.

“Un científico construye para aprender; un ingeniero aprende para construir.”
Fred Brooks

5.1 Construcción del sistema de suspensión

Con la finalidad de analizar la funcionalidad del diseño se construyó un primer prototipo funcional hecho de una hoja plástica de uso dedicado a recubrir superficies de estantes, la textura de este material es semejante a la del silicón, pero con la ventaja de que este ya es comercializada en forma de hoja, como se puede ver en la figura 5.1.



Figura 5.1 rollo del material empleado para la construcción

Posteriormente se cortaron 4 tiras de 1[m] de largo por 1.5 [cm] de ancho para comenzar a tejer la malla, se realizó un dobles en la parte media de cada una de las tiras con un ángulo de 120°, el cual será el ángulo de salida del tejido (ver figura 5.2).



Figura 5.2 Dobles a 120° en cada hilo de la malla

Se colocaron los hilos como se mencionó en el capítulo de diseño de detalle, a 90° uno con respecto de otro sobre el molde que servirá para tejer la malla (ver figura 5.3), el cual tiene un diámetro de 8 [cm] (ver figura 5.4).



Figura 5.3 Disposición de los hilos

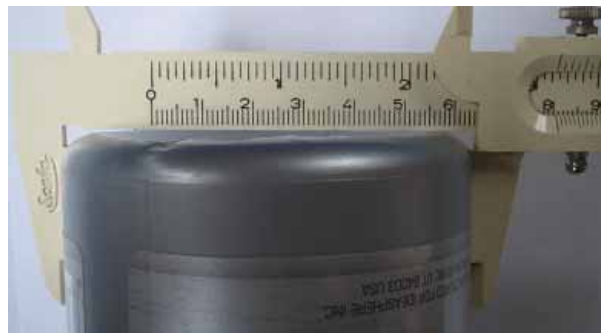


Figura 5.4 Diámetro del molde

Una vez que se tienen colocados los hilos en la posición correcta se comienza con el tejido, entrelazando los hilos con los que se tienen a los lados poniendo debajo y arriba alternando cada uno de ellos como se puede apreciar en la figura 5.6.



Figura 5.6 Tejido de la malla

Se continúa entrelazando los hilos de la malla hasta que se tiene la longitud deseada, en el momento que se alcanza, se debe de hacer el remate del mallado, de tal forma que el mismo par de hilos que se tienen al inicio se tengan al final (ver figura 5.7), el remate se realiza uniendo los dos hilos y haciendo un dobles formando un cuadrado con 1.5 [cm] por lado aproximadamente (ver figura 5.8), que es donde se pondrá el ojillo.



Figura 5.7 Longitud final de la malla



Figura 5.8 Remate del tejido

Finalmente se colocan los refuerzos en el tejido para ayudar a mantener la forma (Ver figura 5.9).



Figura 5.9 Refuerzos del tejido

5.2 Construcción de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

Para la construcción de estas piezas se utilizó la maquina de prototipos rápidos Stratassis que se encuentra en los laboratorios de manufactura avanzada de la facultad de ingeniería, en la figura 5.10 y 5.11 se aprecian las piezas interna y externa de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket.

En la figura 5.12 se puede apreciar el sistema de suspensión unido a la interfaz con el socket por medio de las grapas automotrices seleccionadas.



Figura 5.10 Parte interna

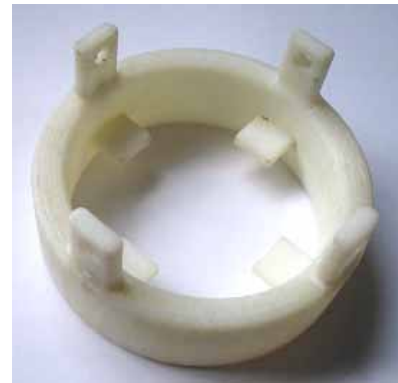


Figura 5.11 Parte externa



Figura 5.12 Sistema de suspensión unido con la interfaz entre él y el socket

5.3 Construcción de la parte rígida del socket

En lo que respecta a la parte rígida del socket, debido a que se requería que esta parte fuese transparente para permitir que se aprecie el ensamble de las partes interna y externa de la interfaz con el sistema de suspensión, se construyó con la ayuda de una máquina de prototipos rápidos SLA (Stereolithography Apparatus), por sus siglas en inglés, de la empresa 3D Systems, que utiliza el método de sinterizado, el material utilizado para la construcción de esta pieza fue una mezcla de poli carbonato con ABS, material que esta máquina utiliza comúnmente, esta parte del socket se realizó con las medidas mencionadas en el capítulo de diseño de detalle. En la figura 5.13 se muestra la parte rígida del socket.



Figura 5.13 Parte rígida del socket

5.4 Construcción de la interfaz entre el socket y la articulación de codo

En este caso se realizó la construcción de esta pieza en la máquina de prototipos rápidos de igual forma que con la Interfaz entre el sistema de suspensión y el socket, en la figura 5.14 se muestra la pieza terminada.



Figura 5.14 Interfaz del socket con la articulación del codo

En la figura 5.15 se muestra una vista interna de la parte rígida del socket, en la cual se aprecia como se unen la parte interna de la interfaz con el sistema de suspensión, la parte rígida del socket y la interfaz con la articulación de codo.

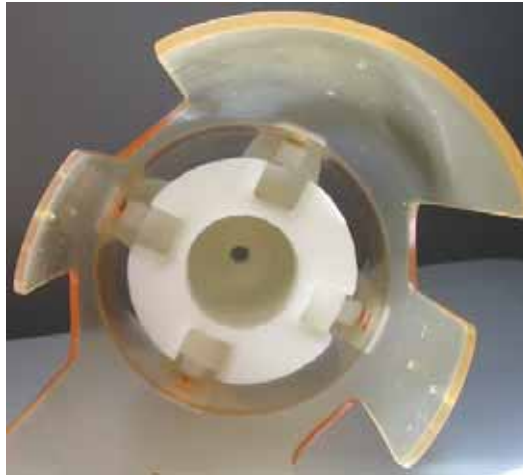


Figura 5.15 Vista interna del la parte rígida del socket

La figura 5.16 muestra el ensamble de todos los sistemas que componen al socket de miembro superior a nivel transhumeral.



Figura 5.16 Ensamble del Socket de miembro superior a nivel transhumeral

"Knowledge is of two kinds: We know a subject ourselves, or we know where we can find information upon it"
Samuel Johnson

Para validar el diseño y verificar su comportamiento se realizaron pruebas físicas al sistema de suspensión así como un análisis estructural por medio de software a las piezas de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket, así como a la interfaz entre el socket y la articulación de codo.

Adicionalmente al análisis estructural se realizaron pruebas cualitativas sobre un sujeto experimental para obtener parámetros de comodidad y funcionalidad del sistema.

Finalmente se plantea la instrumentación del sistema de suspensión para caracterizarlo, con el fin de obtener una relación entre la carga aplicada a la malla y la fuerza que la malla ejerce sobre el órgano residual, de esta forma se podrá obtener, mediante datos experimentales una curva para determinar el comportamiento del sistema.

6.1 Análisis estructural

Para determinar el comportamiento de las piezas que componen tanto a la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket, como a la interfaz entre el socket y la articulación de codo se realizó la simulación de una carga aplicada a estas piezas con ayuda del paquete Algoré, esta carga es la que se presentaría si una persona de 80 [Kg] se colgara de la prótesis.

Para la realización del análisis estructural se utilizó el módulo de análisis de elemento finito de Algoré. Este es un módulo de análisis estructural mediante el método de elemento finito. El módulo permite la realización de mallados de una manera rápida y sencilla. Así mismo, las condiciones de frontera, materiales y cargas son parámetros que se introducen de manera fácil. Los resultados que se pueden obtener son desplazamientos, deformaciones, esfuerzos, fuerzas de reacción, energía de deformación y carga aplicada. En este caso, las cargas y condiciones de frontera se introducen pensando un escenario donde la persona se suspende a sí misma de la prótesis.

Para el análisis de las partes de las interfaces, los resultados más importantes que se van a obtener son deformaciones. Es posible que las fuerzas involucradas pudieran llegar al esfuerzo de cedencia del material. Sin embargo, las deformaciones pueden llegar a afectar la funcionalidad de las piezas de forma más significativa. Es por esto que sólo se obtienen resultados de deformaciones en dos partes críticas, las piezas interna y externa de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket.

6.1.1 Parte externa de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

La malla que se asigna a este elemento consta de tetraedros con un tamaño promedio de 7 [mm]. El tipo de elemento con que se malla es Tetra10, esto quiere decir que es un tetraedro con un elemento en cada vértice y un elemento en medio de cada una de sus aristas. La finalidad de utilizar elemento Tetra10 es aumentar la confiabilidad de los resultados. Esto entrega las siguientes propiedades de malla:

- Tipo de malla: 3D
- Adaptatividad de la malla: h
- Número de elementos en la malla: 4646
- Número de nodos en la malla: 8640
- Número de elementos Tetra10: 4646

Para realizar el análisis se necesitan condiciones de frontera y cargas. Las cargas a las que está sometido esta pieza corresponden al peso de una persona de 80 [kg]. Esta pieza está conectada con la parte interna por medio de los dientes internos y con la malla del sistema de suspensión por medio de los brazos superiores.

En lo que respecta a las condiciones de frontera, se puso una restricción en los barrenos de los brazos superiores, que es donde se unirá con el sistema de suspensión y se aplicó una carga distribuida sobre cada uno de los 4 dientes de 780 [N], esta distribución de cargas (con flechas en azul) se puede observar en la figura 6.1, donde además se muestra el valor de la fuerza aplicada.

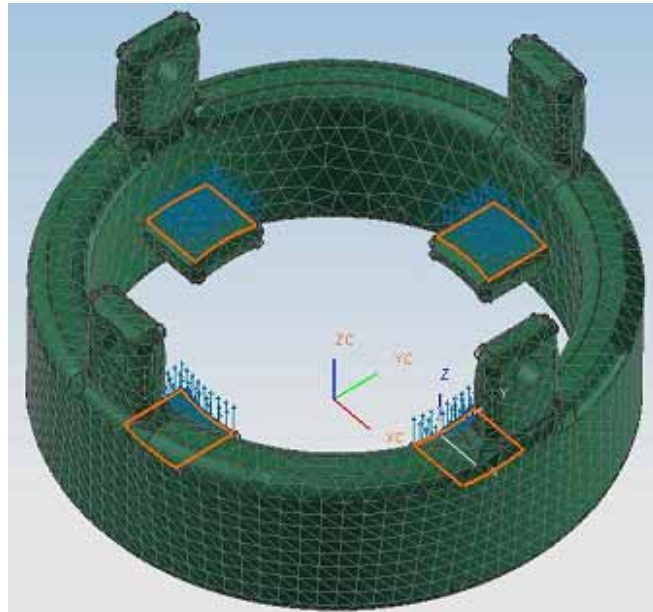


Figura 6.1 Distribución de fuerza para el análisis de elemento finito

En la figura 6.2 se muestra la parte externa sometida a las cargas que corresponden al desplazamiento máximo. Se observa como la fuerza aplicada genera flexión en los dientes y en los brazos que sujetan al sistema de suspensión. El desplazamiento máximo se presenta en los brazos que se estarán unidos al sistema de suspensión, exactamente en los barrenos destinados para ese propósito y es de apenas una fracción de milímetro, exactamente 0.140 [mm] por lo que se puede considerar despreciable. En la imagen se ve una apreciable deformación. Esto es porque los resultados gráficos se multiplican por 10 para poder verificar de una mejor manera lo que está ocurriendo en la pieza.

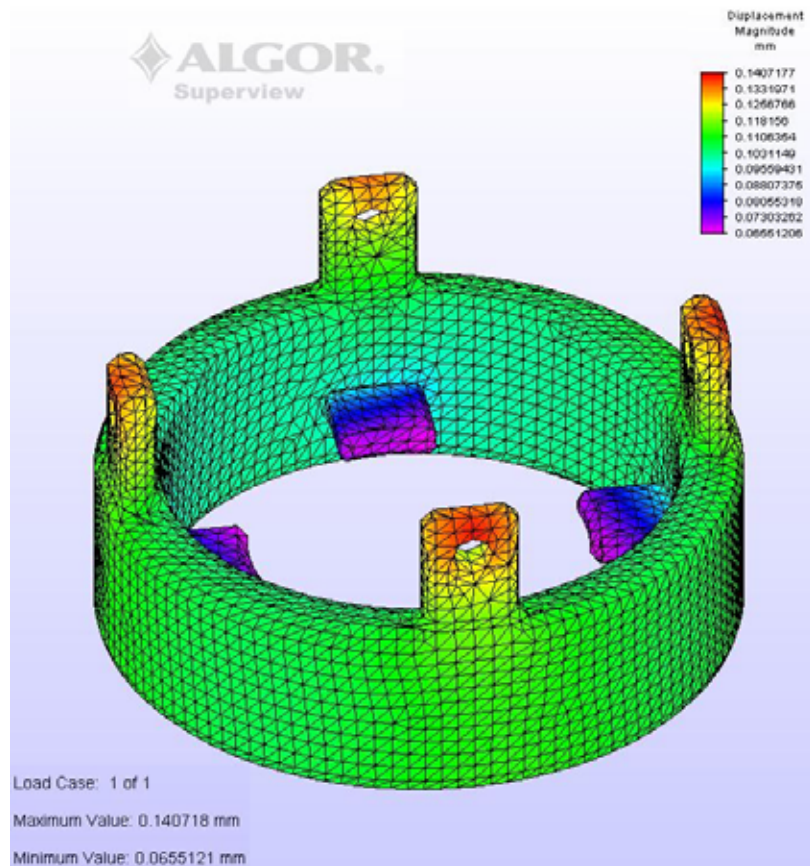


Figura 6.2 Desplazamiento máximo

El esfuerzo máximo tiene un valor de 16.33 [MPa]. Este ni siquiera se acerca al valor de cedencia del Nylon, que es de 86.2 [MPa], por lo que no existe riesgo de fractura en la pieza, en la figura 6.3 se puede apreciar la distribución de esfuerzos a lo largo de la pieza.

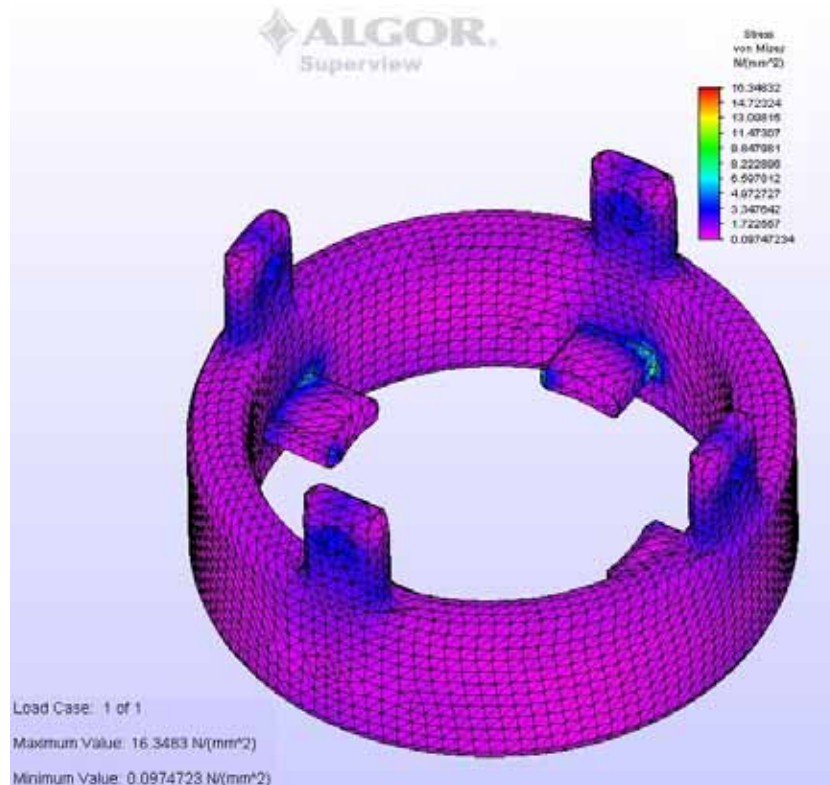


Figura 6.3 Distribución de esfuerzos

En base a los resultados obtenidos de la simulación se puede concluir que la pieza podrá desempeñarse de manera satisfactoria. Ya que para las condiciones utilizadas para el análisis de elemento finito, esta pieza mostró un comportamiento satisfactorio, por lo que es de esperarse que actividades cotidianas no se tenga ningún problema con esta parte de la interfaz.

6.1.2 Parte interna de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket

En el análisis de la parte interna de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket, lo que interesa saber es si los brazos inferiores que sirven de unión con la parte rígida del socket y los cortes superiores, donde se insertan los dientes de la parte externa, son capaces de soportar el peso de la persona suspendida sin sufrir desplazamiento. El peso total correspondiente a la carga aplicada, al igual que en el caso anterior es de 80 [kg]

Las características de la malla para este elemento se listan a continuación:

- Tipo de malla: 3D
- Adaptatividad de la malla: h
- Número de elementos en la malla: 7443
- Número de nodos en la malla: 14339
- Número de elementos Tetra10: 7443

En lo que respecta a las condiciones de frontera se colocaron restricciones en los barrenos de cada uno de los brazos inferiores, considerando que estos estarán fijos a la parte rígida del socket, se aplicaron cargas distribuidas en los cortes donde se insertan los dientes de la parte exterior de 780 [N], en la figura 6.4 se pueden apreciar tanto la selección de la fuerza aplicada como la aplicación de esta fuerza (con flechas en color rojo) y las restricciones a la pieza (con contorno azul) para hacer la simulación.

Los resultados obtenidos para desplazamiento se presentan en la figura 6.5. El desplazamiento máximo que marca el análisis es de 0.097 [mm] que una vez más se puede considerar despreciable, como se esperaba este desplazamiento máximo se presenta en los cortes que sostienen a la parte exterior de la interfaz.

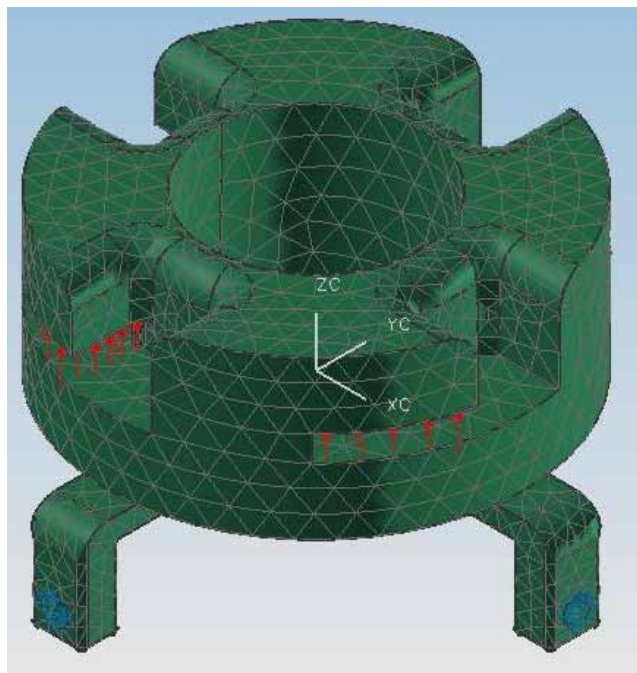


Figura 6.4 Distribución de fuerzas para el análisis de elemento finito

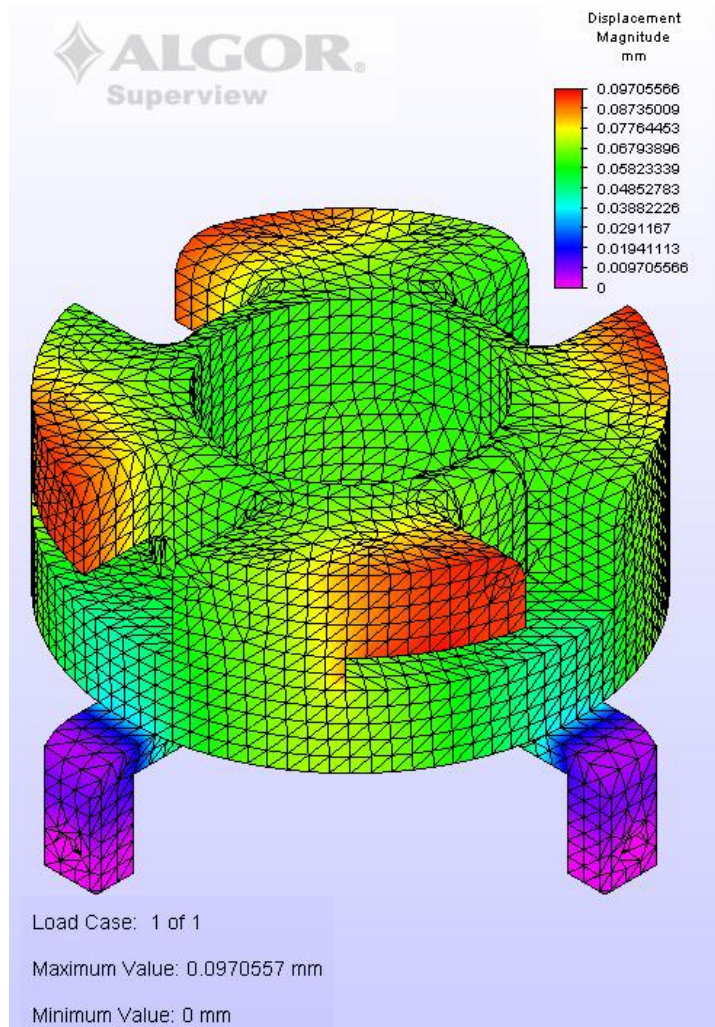


Figura 6.5 Desplazamiento máximo

En este caso se puede ver que en los brazos que se unirán a la parte rígida del socket se presentan valores de desplazamiento en el rango más bajo en toda la pieza, de forma que se deduce que en esta parte no existirá ningún problema.

Se obtuvieron los resultados de esfuerzo con el objetivo de observar en que parte trabaja más la estructura. Como se observa en la figura 6.4, las áreas de mayor esfuerzo son las uniones de los brazos con el resto de la estructura de la pieza, este valor es de 10.54 [MPa], valor que está por debajo de la mitad del valor de cendencia para el Nylon de tal forma que es correcto suponer que la pieza se comportará de forma satisfactoria para estas condiciones extremas que se presentan para la simulación.

Cabe mencionar que el escenario propuesto para este análisis estructural es un escenario con condiciones de frontera extremas, debido a que actualmente no existe algún sistema de suspensión que por si solo pueda suspender el peso total de una persona, de tal forma que el comportamiento de este sistema en la vida cotidiana presentará un comportamiento satisfactorio, de acuerdo a los resultados obtenidos de esta prueba.

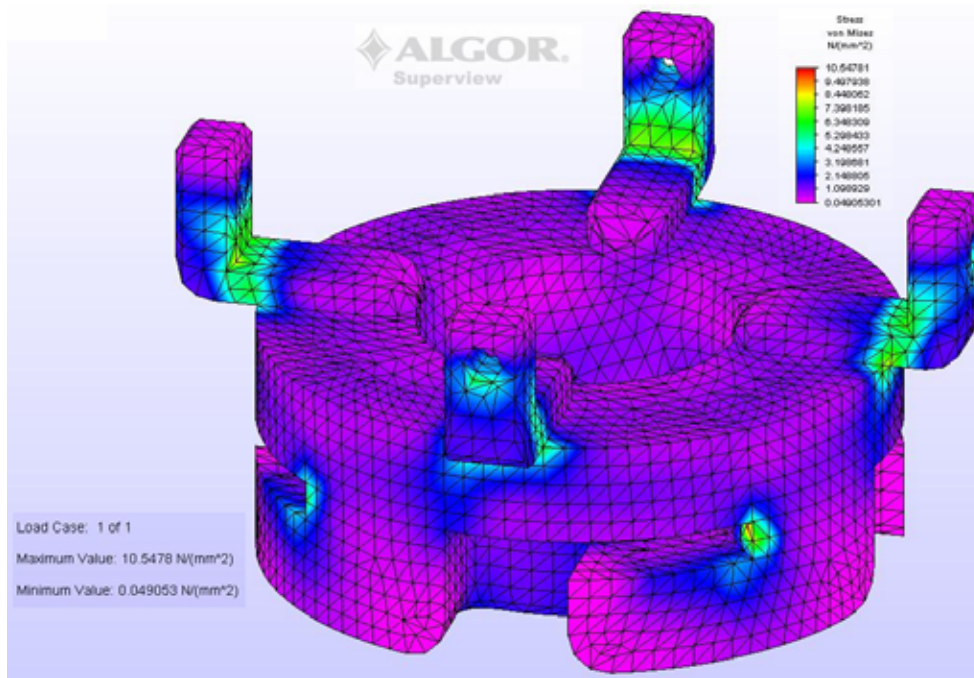


Figura 6.5 Distribución de esfuerzos

6.1.3 Interfaz del Socket con la articulación de codo

Este análisis estructural de la pieza que sirve como unión entre el socket y la articulación del codo se realizó con el fin de determinar si la estructura diseñada es lo suficientemente resistente para soportar las fuerzas que se utilizaron para los análisis anteriores, en concreto si podrá soportar a una persona suspendida de la prótesis

Las características de la malla para este elemento se listan a continuación:

- Tipo de malla: 3D
- Adaptatividad de la malla: h
- Número de elementos en la malla: 6518
- Número de nodos en la malla: 13324
- Número de elementos Tetra10: 4958

En lo que respecta a las condiciones de frontera se colocaron restricciones en los barrenos de cada uno de los brazos superiores, considerando que estos estarán fijos a la parte rígida del socket, se aplicó una carga distribuida en la parte donde se insertará la articulación de codo de 780 [N]. En la figura 6.6 pueden observarse las restricciones (resaltadas en azul) y la carga aplicada a la pieza (con flechas en rojo), además del valor de la carga utilizada para el análisis.

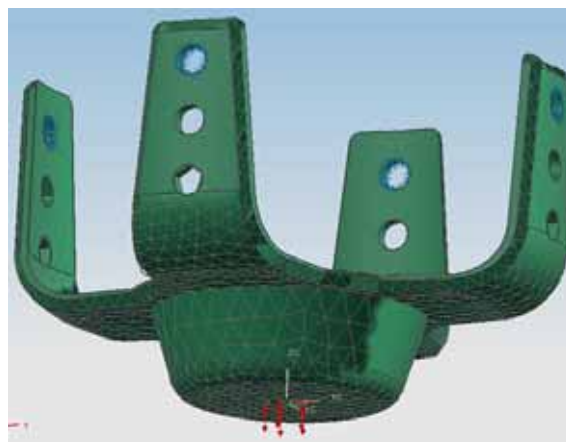


Figura 6.6 Distribución de la carga aplicada

Los resultados obtenidos para desplazamiento se presentan en la figura 6.7. El desplazamiento máximo para esta pieza es de 0.02832[mm], que al igual que en los casos anteriores se puede considerar despreciable, en este caso el desplazamiento mayor se presenta en la parte de la estructura que esta mas reforzada, por que lo que no debe de presentar ningún problema con la pieza en la vida real.

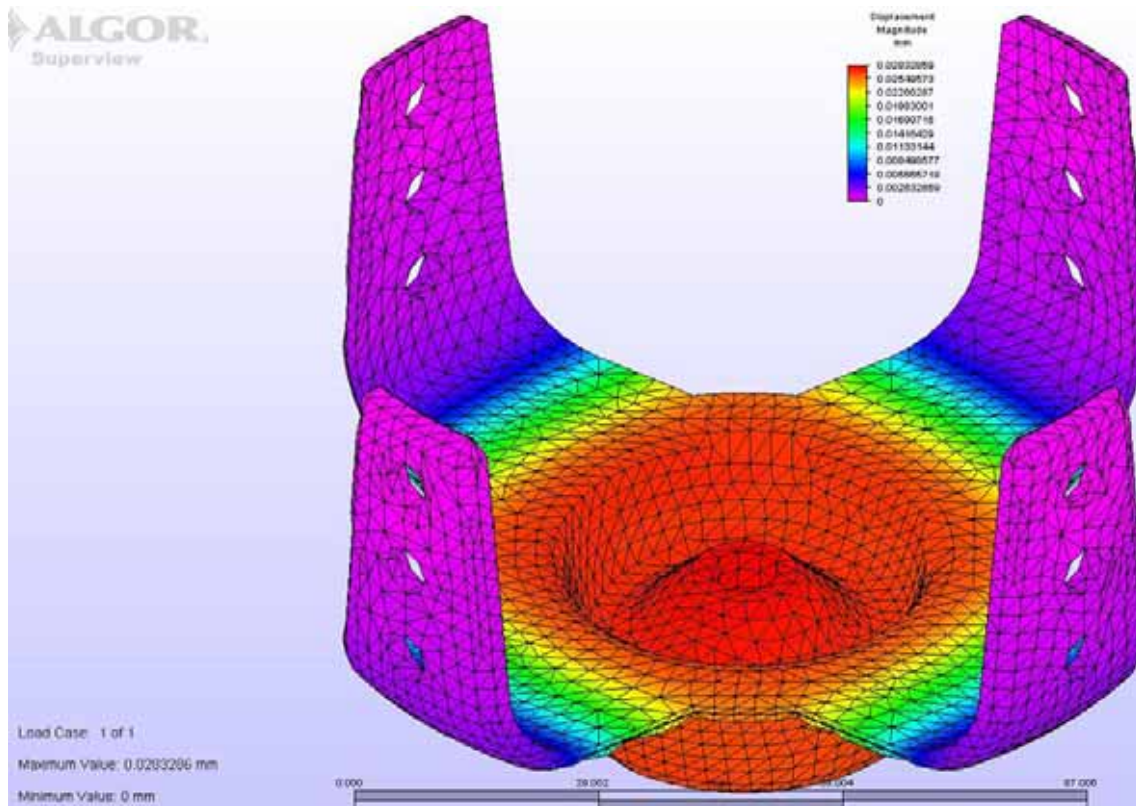


Figura 6.7 Desplazamiento máximo

Para determinar cuál es la parte de la estructura que sufre el mayor esfuerzo se realizó el análisis de esfuerzos, en la figura 6.8 se muestra el resultado de la simulación.

En este caso se puede apreciar que el mayor esfuerzo se presenta en las uniones de los brazos con la base de esta interfaz, por lo que este problema puede ser disminuido al eliminar un posible concentrador de esfuerzo, esto se hace redondeando los vértices de la unión del brazo con la base de esta pieza con un chaflán.

Finalmente en la figura 6.8 se puede observar que el mayor esfuerzo es de 20.5975 [MPa], mientras que el esfuerzo de cadencia del aluminio 6061 es de 117 [MPa], lo que nos da un factor de seguridad de 5.6, para esta condición extrema del análisis, por que lo esta pieza incluso podría soportar un carga de 200 [Kg] sin llegar al punto de falla, por lo que es correcto suponer que para las actividades diarias de una persona promedio, la pieza se comportará de manera satisfactoria.

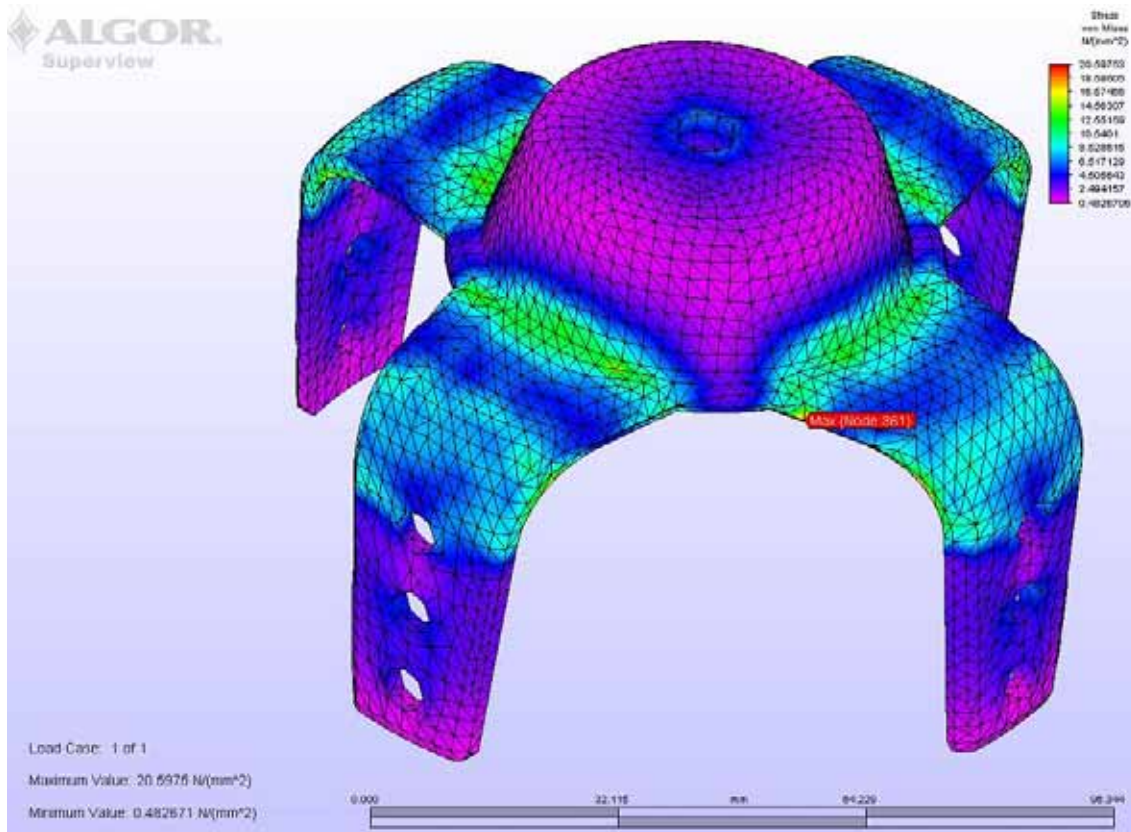


Figura 6.8 Distribución de esfuerzos

6.1.4 Grapas automotrices

Como se comentó en el capítulo anterior, se utilizarán grapas automotrices de uso comercial para unir al sistema de suspensión con la interfaz, este análisis estructural de la grapa que sirve como unión entre el sistema de suspensión y su interfaz con el socket se realizó con el fin de determinar si la pieza propuesta es lo suficientemente resistente para soportar las fuerzas que se utilizaron para los análisis anteriores, en concreto si podrá soportar a una persona suspendida de la prótesis.

Las características de la malla para este elemento se listan a continuación:

- Tipo de malla: 3D
- Adaptatividad de la malla: h
- Número de elementos en la malla: 1504
- Número de nodos en la malla: 3524
- Número de elementos Tetra10: 2468

En lo que respecta a las condiciones de frontera se realizó el análisis de la grapa como si fuera una viga en cantilever, sujeta en un extremo por la parte externa de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket y por el otro lado la fuerza aplicada por el sistema de suspensión, en este caso es la misma que en los casos anteriores de 780 [N] pero dividida entre cuatro, ya que al tener cuatro grapas se distribuirá la carga entre cada una de ellas, por lo que la carga aplicada es de 195 [N]. En la figura 6.9 se puede apreciar la distribución de cargas aplicadas para el análisis de esta pieza.

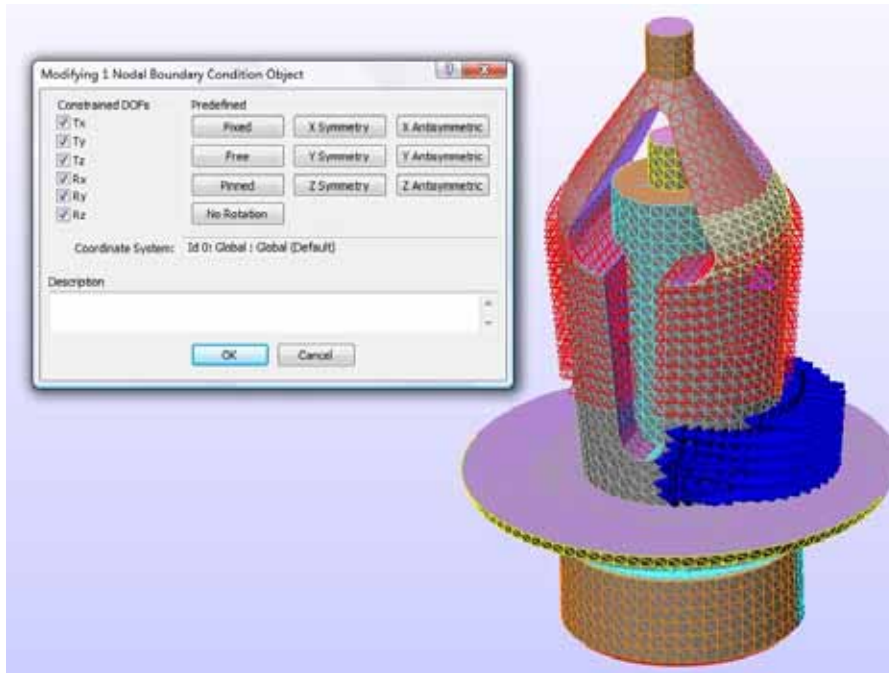


Figura 6.9 Condiciones de frontera

Los resultados obtenidos para desplazamiento se presentan en la figura 6.10. El desplazamiento máximo para esta pieza es de 0.0016256 [mm], que al igual que en los casos anteriores se puede considerar despreciable, en este caso el desplazamiento mayor se presenta en la parte de la estructura que estaría en contacto con la interfaz con el socket, por lo que al estar la grapa envuelta por esta pieza, no tendría por que sufrir daño alguno.

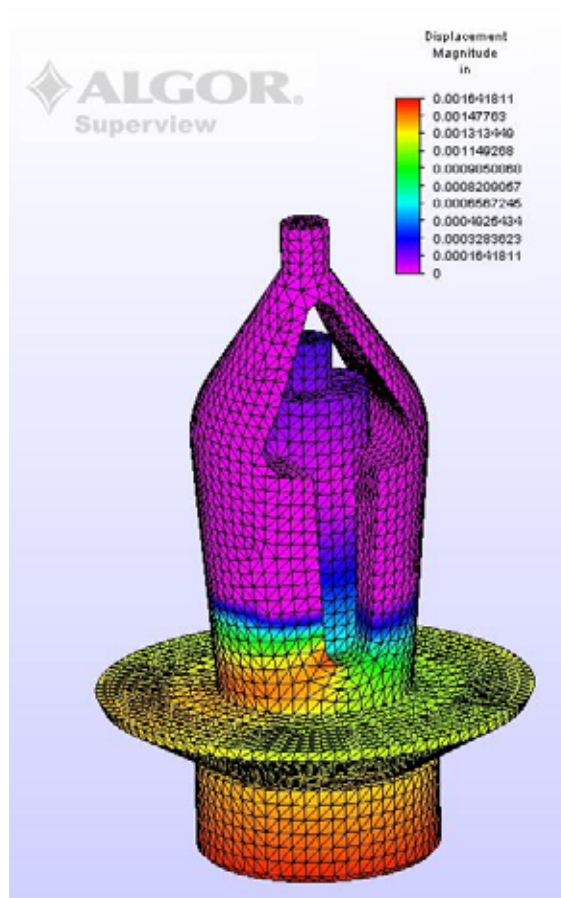


Figura 6.10 Desplazamiento máximo

En lo que respecta al análisis de esfuerzo, los resultados se pueden apreciar en la figura 6.11, donde se puede apreciar que el máximo esfuerzo es de 29.175 [MPa], mientras que el esfuerzo de cedencia del material con el que están hechas las grapas automotrices varía dependiendo de la calidad de dicha grapa, de acuerdo al material del que esta hecha la grapa propuesta es un ABS y su esfuerzo de cedencia es de 56 [MPa], por lo que teóricamente las grapas de uso automotriz se desempeñaran sin problemas durante las actividades cotidianas de una persona promedio.

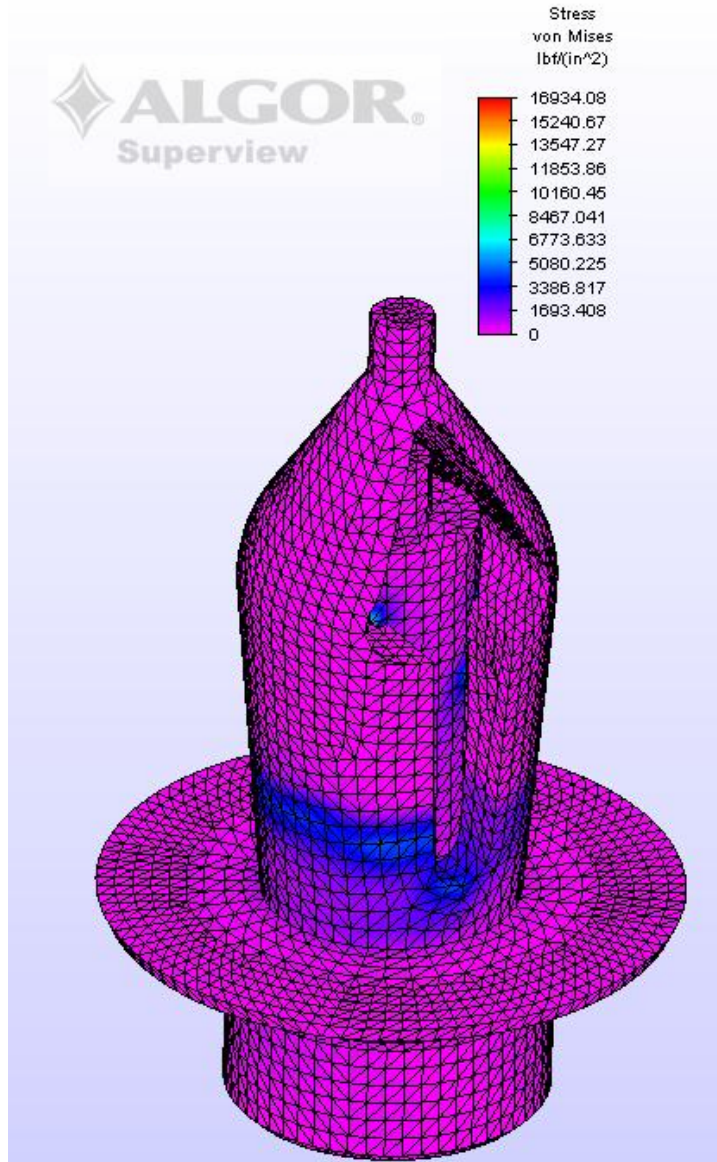


Figura 6.11 Distribución de esfuerzos

6.2 Pruebas cualitativas del sistema de suspensión

Con el fin de determinar características del sistema de suspensión que no son posibles de medir se realizó la prueba directamente en una persona amputada, para que mostrara su punto de vista sobre este sistema y señalara posibles problemas de diseño.

El paciente es el señor Rafael Otón, quien perdió su miembro superior hace 8 meses por electrocución, y quien ha estado en rehabilitación desde su accidente. Cabe mencionar que la amputación del sujeto de prueba es a nivel transradial, y no a nivel transhumeral, que es el nivel para el que está diseñado esta sistema de suspensión, pero se predice que si el sistema supera de manera satisfactoria la prueba para este nivel de amputación, para el nivel para el que fue diseñado se desempeñará de la igual o mejor forma.

Esto se debe a que a nivel transradial, la forma del órgano residual se asemeja a una geometría cónica, por lo que la sección transversal en esta zona del brazo no es constante, obligando a la malla a adoptar una forma caprichosa, en la parte transhumeral la sección transversal del brazo es más constante cuando no se tiene flexionado, y se asemeja a un cilindro de sección transversal elíptica, de tal forma que en esas condiciones la malla tendrá un área de trabajo mas regular, mejorando su desempeño.

Las características físicas del paciente son:

- Altura: 1.85 [m]
- Peso: 100 [Kg]
- Longitud del muñón: 10 [cm]
- Diámetro del muñón: 9 [cm]
- Nivel de amputación: transradial
- Antigüedad de la amputación: 8 meses
- Prótesis usadas anteriormente: 0

6.2.1 Prueba de colocación

La prueba consistió en primera instancia en pedir al señor Rafael Otón que se colocara la malla en su órgano residual por si mismo, quien no tuvo mayor problema en colocársela, en la figura 6.12 se puede ver al señor Rafael Otón con el sistema de suspensión colocado.



Figura 6.12 Prueba de colocación del sistema de suspensión

El sujeto de prueba comentó que colocarse la malla le presentaba la misma complejidad que al colocarse una venda compresiva.

6.2.2 Prueba de tiempo

Es importante señalar que, con el fin de hacer válidas las suposiciones hechas a lo largo del diseño del sistema de suspensión, en primera instancia se realizaron las pruebas con el prototipo del sistema de suspensión sin las mejoras ya mencionadas en el capítulo de diseño de detalle.

Una vez que se verificó la facilidad para colocarse la malla en el órgano residual, se colocó una botella de agua de 1 litro suspendida a la malla y se pidió al señor Rafael Otón que la tuviera puesta por 30 minutos y que reportara sus observaciones, el fin de colocar este peso al sistema de suspensión es que las prótesis de miembro superior pesan aproximadamente 1[Kg]. En la figura 6.13 se puede ver el peso montado al sistema de suspensión, como se esperaba en esta imagen se aprecia como es que los hilos del tejido de la malla se desplazan más de lo que debieran, ocasionando que la malla comience a perder forma, de esta manera se justificó que la inserción de los refuerzos en el tejido ayudarán a mantener la forma de la misma.



Figura 6.13 Primera prueba de carga

Rafael Otón no reportó molestia alguna sobre el órgano residual o en la piel, al término de los 30 minutos, en contraste mencionó que le podría molestar usarla a lo largo del día, ya que él utiliza una codera compresiva para evitar la deformación del muñón, la cual no soporta más de 3 horas por día. Este problema se solucionará una vez que el paciente termine su fase adaptativa.

Debido a que hace menos de un año que el sujeto de prueba sufrió el accidente que ocasionó la pérdida de su extremidad, aún no ha utilizado ningún tipo de prótesis, por lo que fue imposible obtener un punto de comparación entre los sistemas actuales de suspensión y el propuesto por parte del usuario.

Posteriormente se colocó el prototipo funcional del sistema de suspensión con los refuerzos en el tejido para comprobar que efectivamente ayudan a la malla a mantener su forma cuando se aplican las cargas, en la figura 6.14 de puede ver el comportamiento de este segundo prototipo.



Figura 6.14 prueba de tiempo con el segundo prototipo funcional

Si se comparan las imágenes 6.13 y 6.14 es evidente que el prototipo de la figura 6.14 mantiene por completo su forma gracias a los refuerzos que se colocaron.

6.2.3 Prueba de fuerza

Con el fin de comprobar el desempeño del sistema de suspensión se colocó una carga mayor a la utilizada en la prueba de tiempo, en esta ocasión la carga se aplicó mediante una cubeta llena de agua de 7 [kg] de peso, se pidió al señor Rabel Otón que levantara la cubeta y la colocara de nuevo en su posición original para detectar posibles fallas en la malla, una vez más, al estar utilizando la malla sin refuerzos en el tejido se comenzó de deformar, en la figura 6.15 se pudo apreciar al sujeto de prueba levantando la carga aplicada.



Figura 6.15 Prueba de fuerza

Con respecto a la figura 6.15 es importante resaltar que aún cuando el tejido de la malla se ha deformado en su mayoría, el sistema de suspensión no se cae del órgano residual, en esta imagen se puede apreciar como aproximadamente solo un cuarto de la malla sujeta al órgano residual, lo que comprueba su eficacia al cargar objetos pesados.

El señor Rabel Otón no reportó molestias mientras soportaba el peso de la carga, mencionó que la presión ejercida sobre su muñón era bastante tolerable.

La carga soportada en esta prueba es por sí solo un hecho extraordinario, ya que los sistemas actuales de suspensión actualmente no permiten soportar cargas de este tipo y mucho menos sin que el usuario presente molestias.

Posteriormente se colocó una malla de mayor diámetro para que pudiera tener una mayor área de contacto con la extremidad del sujeto de prueba, se colocó la misma carga y se pidió una vez más al usuario que levantara la carga y la colocara de regreso a la posición original en repetidas ocasiones, en la figura 6.16 se muestra la malla colocada con un área de trabajo más grande.



Figura 6.16 segunda prueba de fuerza

En esta ocasión el usuario reportó mayor comodidad al sostener la carga, esto evidentemente es ocasionado por el aumento del área de trabajo, lo que da como resultado preliminar que dependiendo del tamaño del muñón será la carga soportada por el usuario.

La capacidad de carga del sistema de suspensión será limitada principalmente por un factor ajeno al diseño de este sistema, y es el umbral al dolor del usuario, ya que dependiendo de la fortaleza física y sensibilidad que tenga cada persona en el órgano residual, será la carga que podrá levantar, incluso podrá llegar a suspender su propio peso de la prótesis.

Es por eso que los dientes de la parte exterior de la interfaz entre el sistema de suspensión y el socket podrán funcionar como fusibles mecánicos, lo que ocasionará que fallen cuando se exceda una carga determinada.

6.3 Diseño del experimento para caracterizar el sistema de suspensión

Con el fin de obtener una relación entre la carga que es capaz de soportar el sistema de suspensión y la fuerza que este aplica sobre el órgano residual, se propone el siguiente experimento de pruebas de carga para obtener dicha relación, la prueba se realizará en vacío, es decir, no se colocará el sistema de suspensión en el paciente para realizar las mediciones, sino que se colocará sobre una superficie rígida, esto con el fin de no introducir variables que pudieran afectar el funcionamiento de los instrumentos de medición.

Basándose en el estudio anatómico del brazo, como ya se mencionó los puntos más fuertes que se tendrían en el órgano residual están situados en el área correspondiente al bíceps y al tríceps.

Se colocarán sensores en los puntos ya antes mencionados donde se tiene la parte más firme del brazo humano, en el área del bíceps y del tríceps. Los sensores se distribuirán cuatro en la parte que corresponde al bíceps y cuatro en la parte que corresponde al tríceps, así como uno en la cara externa y uno más en la cara interna, en la figura 6.17 se muestra de manera esquemática la localización de los sensores en el sistema de suspensión.



Figura 6.17 Puntos de sensado cara frontal y cara externa

Se aplicarán cargas al sistema de suspensión con pesos controlados para obtener la medición por medio de los sensores de fuerza, las cargas aplicadas se incrementarán de manera ascendente partiendo desde 1[Kg] e incrementando la carga en 1[Kg] hasta llegar a un peso aproximado de 30 [Kg].

Para obtener las mediciones de la fuerza aplicada por el sistema de suspensión en el experimento se tienen diferentes opciones para poder medir la fuerza aplicada, por lo que se realizó una selección de las diferentes opciones para la instrumentación del sistema de suspensión.

6.3.1 Selección de sensores

Para poder seleccionar de manera adecuada el sensor a utilizar para medir la fuerza que ejerce el sistema de suspensión sobre el muñón, es necesario conocer todos los tipos de instrumentos para medir presión, como lo son:

- Silicio difundido
- Galga extensiométrica de diafragma
- Piezoelectrico
- Tubo de Bourdon y hélice
- Espiral
- Fuelle intermedio
- Fuelle y muelle absoluto
- Fuelle de baja
- Cápsula de diafragma
- Termopar
- Pirani
- Bimetal
- Filamento caliente
- Cátodo frio

El campo de aplicación que se tiene para cada uno de los diferentes tipos de sensores se muestran en la figura 6.18, de esta forma de se pueden descartar los instrumentos que no son viables para las pruebas propuestas.

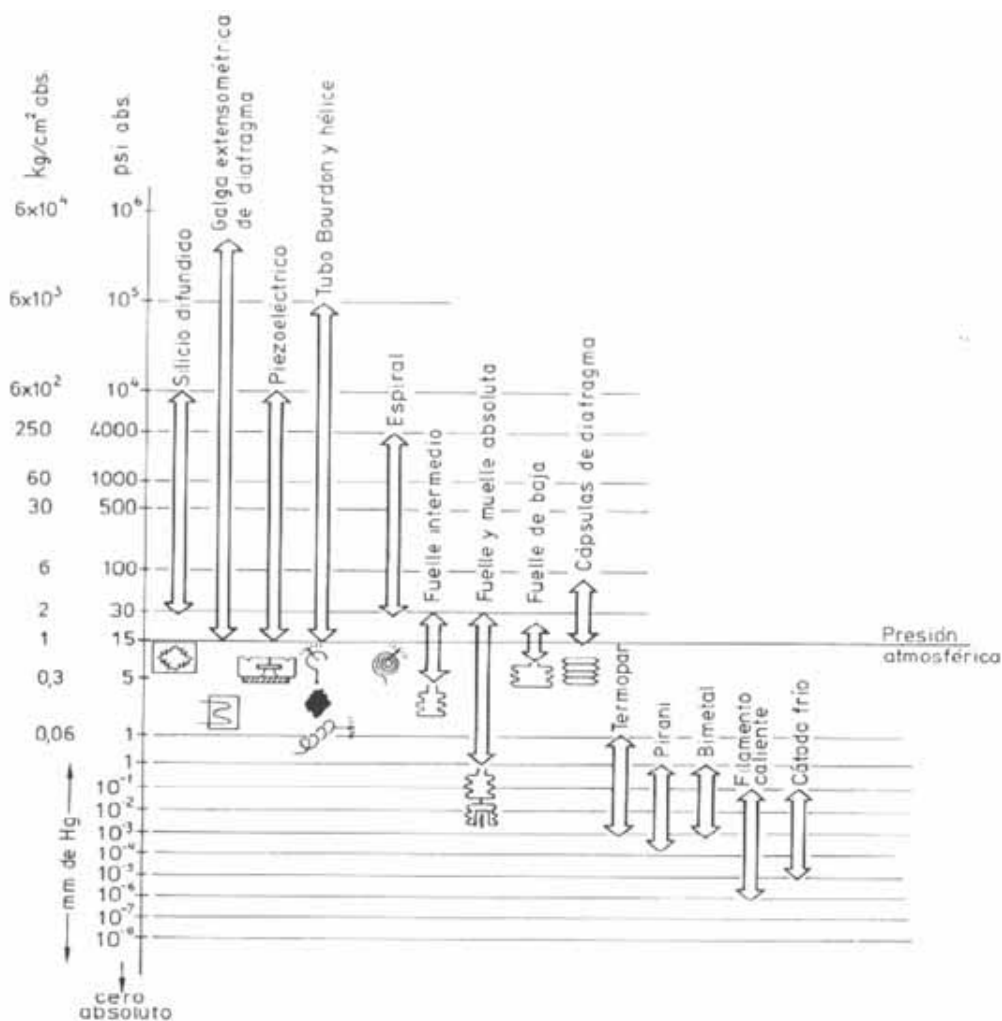


Figura 6.18 Tipos de sensores

Como se puede apreciar en la figura 6.18 se tiene el área de aplicación de los diferentes instrumentos de presión con ello se pueden descartar algunos, debido a la facilidad de manipulación de los sensores y a la viabilidad de la instalación de los mismos, las opciones de sensores a utilizar se reduce a:

- Galga extensométrica de diafragma
- Piezoeléctrico
- Tubo de Bourdon y hélice

6.3.1.1 Galga extensométrica

Una galga extensométrica o strain-gage consiste de un alambre muy fino. O más comúnmente un papel metálico arreglado en forma de rejilla como se muestra en la figura 6.19. La rejilla se encuentra pegada a un apoyo delgado, el cual se encuentra unido a la superficie del objeto sometido a tensión, fuerza o presión. Por lo tanto la tensión experimentada por el objeto es transmitida directamente a la galga extensiométrica, la cual responde con cambio lineal en su resistencia eléctrica.

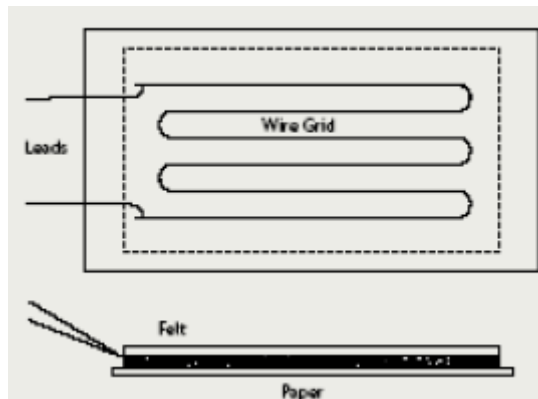


Figura 6.19 Strain Gage

El parámetro que define la sensibilidad de una galga extensiométrica se le conoce como factor de galga GF, y es definido como el cociente entre el cambio fraccional de la resistencia eléctrica y la deformación unitaria GF.

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = \frac{\Delta R}{R \epsilon}$$

Donde:

GF=2 para la mayoría de las galgas
 $\Delta R/R = 0.7\%$

Los strain gages existen de dos tipos: cementadas como muestra la figura 6.20a y sin cementar como muestra la figura 6.20b. Las galgas cementadas están formadas por varios bucles de hilo fino que están pegados a una hoja de cerámica, papel o plástico. Las galgas sin cementar son hilos de resistencia que descansan entre un armazón fijo y otro móvil bajo una ligera tensión inicial.

En ambos, la galga forma parte de un puente de Wheastone. La cual es colocada en una de las ramas del puente, la resistencia en la rama inferior de la figura 6.21 se selecciona de manera que sea igual a la resistencia de la galga cuando no está siendo sometida a tensión $R_G=R_3$. Las dos resistencias restantes del puente se escogen iguales $R_2=R_1$.

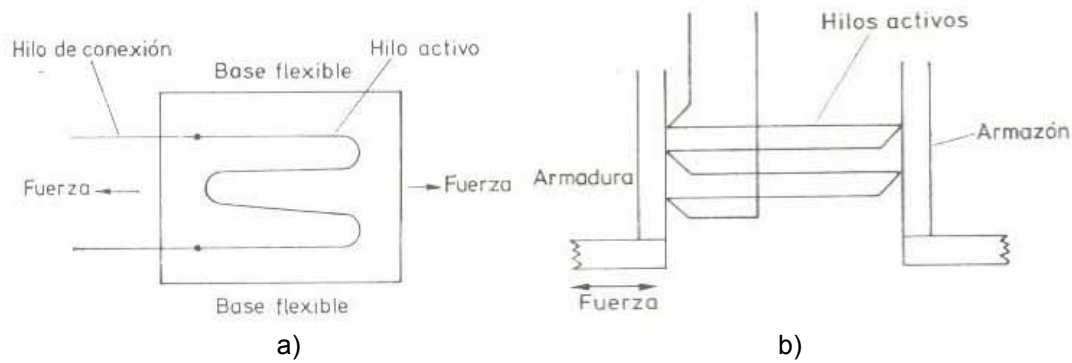


Figura 6.20 Strain Gage

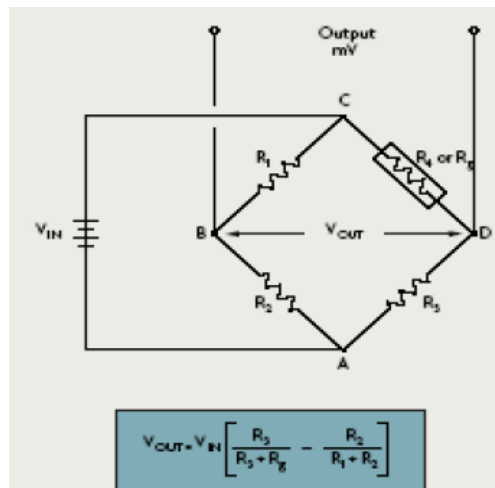


Figura 6.21 Puento de Wheastone

6.3.1.2 Piezoeléctrico

Se denomina piezoelectricidad a la propiedad de algunos materiales, con estructura cristalina asimétrica, de generar una carga eléctrica al ser sometidos a un esfuerzo mecánico. Se pueden utilizar para la transducción mecánica-eléctrica. Para ello se disponen dos superficies metálicas entre las que se coloca el material piezoeléctrico (cuarzo, titanio de bario, polímero, etc.), de modo que permitan aplicar la tensión p recoger las cargas generadas.

Una de las principales ventajas de estos transductores es su alta sensibilidad, además presentan sensibilidad direccional, lo que permite aplicarlos a la medida de movimientos complejos y son empleados, en general, siempre que se tengan que medir fuerza en deformación momentáneas y de pequeña amplitud.

Los sensores piezoeléctricos como se muestra en la figura 6.22 producen un cambio en la carga eléctrica cuando una fuerza o presión es aplicada en la cara de un cristal, cerámico o película piezoeléctrica.

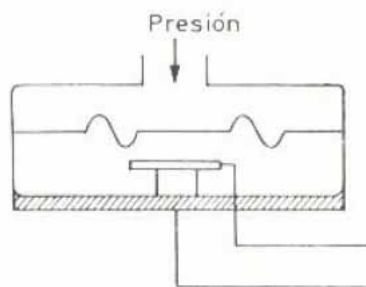


Figura 6.22 sensor piezoeléctrico

Son sensores ligeros, pequeños y robustos, además de ser adecuados para medidas dinámicas y sensibles a los cambios de temperatura. La señal de salida es relativamente débil, por lo que precisan amplificadores y acondicionamientos de señal.

6.3.1.3 Tubo de Bourdon

El tubo de sección elíptica que forma un anillo casi completo, cerrado por un extremo. Al aumentar la presión en el interior del tubo, éste tiende a enderezarse y el movimiento es transmitido a la aguja indicadora, por medio de un sistema de piñón y cremallera.

El material del tubo suele ser de acero inoxidable, aleación de cobre o aleaciones especiales de Hastelloy y monel.

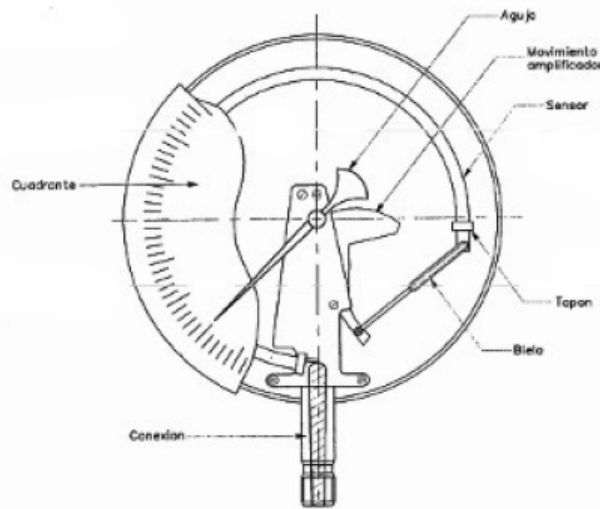


Figura 6.23 Tubo de Bourdon

Este instrumento mecánico de medición de presiones que emplea como elemento sensible un tubo metálico curvado o torcido, de sección transversal aplanada como se muestra en la figura 6.23. Un extremo del tubo está cerrado, y la presión que se va a medir se aplica por el otro extremo. A medida que la presión aumenta, el tubo tiende a adquirir una sección circular y enderezarse. El movimiento del extremo libre (cerrado) mide la presión interior y provoca el movimiento de la aguja.

6.3.1.4 Sensor FSR Interlink Electronics

Los resistores medidores de fuerza (FSR, Force Sensing Resistors) tienen tres capas, que proporcionan una disminución en la resistencia, al incrementar la fuerza aplicada a la superficie del área activa (figura 6.24).

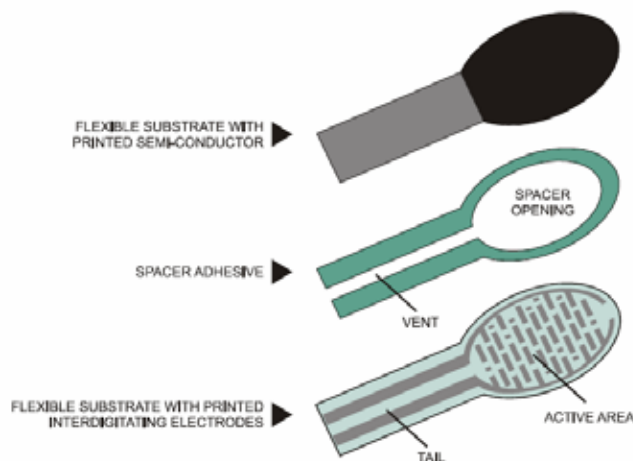


Figura 6.24 Composición del sensor FSR

Este sensor está compuesto por una película flexible con semiconductor seguido de un espaciador adhesivo, una película flexible con electrodos digitales con un área activa y finalmente las terminales donde se conectara el cableado. El comportamiento de la fuerza contra la resistencia para estos dispositivos se muestra en la figura 6.25 la cual es proporcionada por el fabricante.

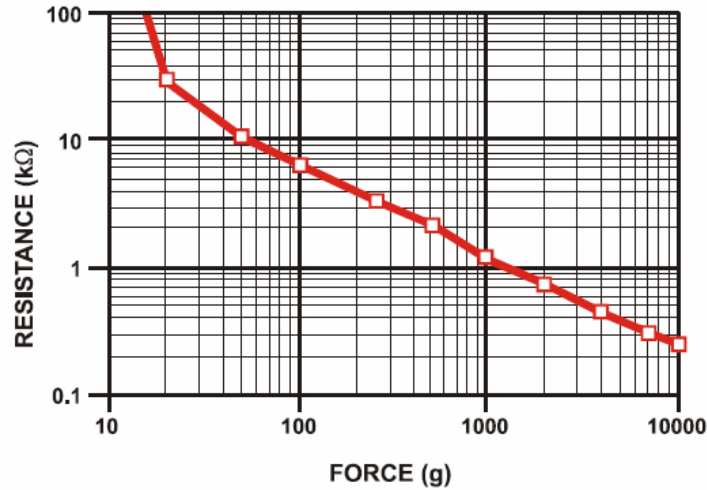


Figura 6.25 Comportamiento del sensor FSR

El punto de saturación de carga para este tipo de sensores es de alrededor de 10 g Fuerza y el rango de la presión es de 0 a 5 [Mpa] aproximadamente.

Basándose en la información anterior y tomando en cuenta el tipo de ambiente donde se colocarán los sensores, se opta por utilizar los sensores FSR, debido a que básicamente son los más delgados y son los que se pueden colocar de mejor manera en el mallado sin obstaculizar el desempeño de esta última, adicionalmente la respuesta obtenida de los sensores puede ser manipulada para obtener una relación entre fuerza y resistencia eléctrica.

6.3.2 Procesamiento de la información

Para procesar la información que se obtenga de los sensores de fuerza seleccionados se utilizará el paquete LabView, en los sistemas de instrumentación de dispositivos es indispensable el uso de una interfaz entre los sensores y el software que procesa la información, esta parte de la obtención de datos es la parte crucial del experimento, ya que en este paso es donde se obtienen señales de ruido que pueden ser confundidas con las señales provenientes de los sensores, por lo que se debe de realizar un filtrado de estas señales con la finalidad de obtener una medición real de la variable física, en este caso la fuerza que aplica el sistema de suspensión.

El filtrado de las señales de ruido se puede realizar mediante dispositivos electrónicos como los filtros construidos mediante amplificadores operacionales, o bien, mediante filtros digitales que se pueden programar en un micro controlador que sirva de interfaz con la computadora.

El incremento en las señales de ruido se debe inclusive al tipo y largo del cable empleado para conectar los sensores, lo que es llamado el "efecto antena", ya que se generan señales electrostáticas, debido a la corriente que circula por los cables, es por eso que se empleó cable blindado para disminuir el efecto de interferencia por señales estáticas para mejorar la calidad de las señales obtenidas de los sensores.

Adicionalmente al filtrado de las señales de ruido se debe de realizar una amplificación de la señal de los sensores, debido a que su valor es muy bajo como para que pueda ser procesada

por el software empleado, una vez más se puede realizar mediante el uso de dispositivos electrónicos como lo son los amplificadores de instrumentación.

Para el diseño de un circuito amplificador de instrumentación se debe de tomar en cuenta la supresión de señales de ruido y la amplificación que se dará a la señal, en este caso se propone un circuito de amplificación, el cual se puede apreciar en la figura 6.26.

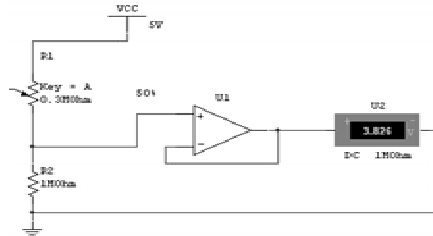


Figura 6.26 Circuito del amplificador de instrumentación

Con la finalidad de simplificar la realización del experimento se utilizó como interfaz entre los amplificadores y la computadora, una tarjeta de adquisición de datos de la compañía National Instruments, modelo 4502.

Finalmente con la ayuda del software LabView, se realizará el procesamiento de la información obtenida de la tarjeta de adquisición de datos.

Para obtener el procesamiento de la señal de los sensores se utilizará el modulo de medición de LabView le cual permite de una manera muy sencilla programar de manera gráfica el número de señales de entrada que se quiere medir, así como el tipo de señal y el manejo que se quiere hacer de estas señales.

En este caso se tiene que la señal obtenida de los sensores FSR, se puede medir de dos formas diferentes, la primera es como una variación de resistencia eléctrica, y la segunda es como una variación de voltaje, se optará por medir la señal como una variación de voltaje, debido a que en la caracterización de los sensores empleados se obtendrá una relación de variación de voltaje y la fuerza aplicada sobre el sensor.

Conclusiones

Los objetivos del trabajo, citados al principio del mismo, se cumplieron satisfactoriamente. Se produjeron los diseños, de un nuevo tipo de suspensión y de un nuevo socket funcionales que permitirán la producción en serie de los diferentes elementos que componen al socket, lo que tendrá como consecuencia un decremento en el costo de esta parte tan importante en los distintos tipos de prótesis de miembro superior que existen en el mercado, tanto nacional como internacional.

Los resultados obtenidos en el capítulo de pruebas demuestran que el diseño propuesto es superior a los que existen actualmente en el mercado por las siguientes características propias del diseño:

- El sistema de suspensión es capaz de ajustarse a las diferentes cargas aplicadas, por lo que resultará más cómodo para el usuario.
- La capacidad de ajuste del sistema de suspensión, proporcionará una retroalimentación al usuario sobre el peso que se está levantando, ya que entre más elevada es la carga, mayor es la fuerza que ejerce la malla sobre el órgano residual, lo que permitirá al usuario no perder la dimensión del peso que puede soportar.
- Se podrá realizar la producción en serie bajando los costos de producción y el costo final del usuario.
- Se mantendrá la estrecha colaboración de los protesistas para realizar los ajustes necesarios al socket.
- Al ser necesario un cambio de socket, éste no presentará un gasto tan grande como lo es en la actualidad, ya que se podrán reutilizar piezas para el nuevo socket.
- Éste diseño puede ser utilizado con los diferentes tipos de prótesis existentes en el mercado, ya sean mecánicas, eléctricas, híbridas, etc.

En conjunto, los análisis de elemento finito realizados en el capítulo de pruebas, validan tanto el material seleccionado como las piezas propuestas en el diseño conceptual y de detalle para posteriormente, como trabajo futuro, construir estas piezas con los materiales propuestos y compararlo con las predicciones del programa, realizando pruebas destructivas para comprobar la eficacia del sistema y obtener un punto de referencia en condiciones extremas de funcionamiento.

El trabajo con el sujeto de prueba augura una buena aceptación de parte de las personas amputadas, comparando los diseños actuales con el presentado en este trabajo.

Como trabajo a futuro, los resultados obtenidos de la prueba de caracterización del sistema de suspensión proporcionarán una curva de comportamiento del sistema de suspensión, que permitirá comprobar si en efecto, el sistema de suspensión es capaz de soportar el peso de una persona y de que, en caso de que el usuario soporte la presión que la malla ejerce sobre su muñón. Podrán incluso colgarse de la prótesis sin mayor problema, que es el peso para el cual están diseñadas las partes del socket, lo que deja la puerta abierta para futuros desarrollos en lo que respecta a los sockets para actividades de alto impacto.

Dentro de esta misma línea se podrá desarrollar un sistema que pueda sensar en tiempo real la presión que ejerce la malla sobre el muñón y provocar que falle, como medida de seguridad.

Anexo A

Propiedades de los materiales

Alclad Aluminum 6061-O

Categories: Metal; Nonferrous Metal; Aluminum Alloy; 6000 Series Aluminum Alloy

Key Words: al6061, Alclad 6061-O; Alclad 6061-O

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	2.70 g/cc	0.0975 lb/in ³	For AA6061 (Not Alclad)
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Ultimate Tensile Strength	117 MPa	17.0 ksi	AA; Typical
Tensile Yield Strength	48.3 MPa	7.00 ksi	AA; Typical
Elongation at Break	25.0 %	25.0 %	AA; Typical; 1/16 in. (1.6 mm) Thickness
Modulus of Elasticity	68.9 GPa	10000 ksi	AA; Typical; Average of tension and compression. Compression modulus is about 2% greater than tensile modulus.
Shear Strength	75.8 MPa	11000 psi	AA; Typical
Processing Properties	Metric	English	Comments
Solution Temperature	529 °C	985 °F	
Aging Temperature	160 °C	320 °F	Rolled or drawn products; hold at temperature for 18 hr
	177 °C	350 °F	Extrusions or forgings; hold at temperature for 8 hr
Material Components Properties	Metric	English	Comments
Aluminum, Al	95.8 - 98.6 %	95.8 - 98.6 %	As remainder
Chromium, Cr	0.0400 -	0.0400 -	

	0.350 %	0.350 %
Copper, Cu	0.150 -	0.150 -
	0.400 %	0.400 %
Iron, Fe	<= 0.700	<= 0.700
	%	%
Magnesium, Mg	0.800 -	0.800 -
	1.20 %	1.20 %
Manganese, Mn	<= 0.150	<= 0.150
	%	%
Other, each	<= 0.0500	<= 0.0500
	%	%
Other, total	<= 0.150	<= 0.150
	%	%
Silicon, Si	0.400 -	0.400 -
	0.800 %	0.800 %
Titanium, Ti	<= 0.150	<= 0.150
	%	%
Zinc, Zn	<= 0.250	<= 0.250
	%	%

Quadrant EPP Nylatron® GS Nylon, Type 66, MoS2 filled, extruded

Categories: Polymer; Thermoplastic; Nylon; Nylon 66; Nylon 66, MoS2 Filled; Filled/Reinforced Thermoplastic

Material Notes: Nylatron GS Nylon is a nylon and molybdenum disulphide (MoS2) composition designed to improve the mechanical, thermal and bearing properties of type 6/6 nylon while maintaining its basic electrical and chemical characteristics. Through compounding, finely divided particles impart extra lubricity to this nylon, permitting Nylatron GS parts to operate with little or no lubrication. The added lubricity also contributes dramatically to component service life, making Nylatron GS a very cost-efficient choice. Nylatron GS nylon offers greater wear resistance, lower surface friction, higher strength and greater rigidity than unfilled 6/6 with improved dimensional stability.

Data provided by Quadrant Engineering Plastic Products.

Key Words: Polyamide 66; PA66; PA 66; Polyamide 6/6; Polyamide 6,6; Nylon 6/6; Nylon 6,6

Vendors: [Click here](#) to view all available suppliers for this material.

Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Specific Gravity	1.16 g/cc	0.0419 lb/in ³	ASTM D792
Water Absorption	0.300 %	0.300 %	Immersion, 24hr; ASTM D570(2)
Water Absorption at Saturation	7.00 %	7.00 %	Immersion; ASTM D570(2)
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Rockwell M	85.0	85.0	ASTM D785
Hardness, Rockwell R	115	115	ASTM D785
Hardness, Shore D	85.0	85.0	ASTM D2240
Tensile Strength, Ultimate	86.2 MPa	12500 psi	ASTM D638
Elongation at Break	25.0 %	25.0 %	ASTM D638
Tensile Modulus	3.31 GPa	480 ksi	ASTM D638
Flexural Modulus	3.17 GPa	460 ksi	ASTM D790
Flexural Yield Strength	117 MPa	17000 psi	ASTM D790
Compressive Strength	110 MPa	16000 psi	10% Def.; ASTM D695
Compressive Modulus	2.90 GPa	420 ksi	ASTM D695
Shear Strength	72.4 MPa	10500 psi	ASTM D732
Coefficient of Friction	0.200	0.200	Dry vs. Steel; QTM55007
K (wear) Factor	181 x 10 ⁻⁸ mm ³ /N-M	90.0 x 10 ⁻¹⁰ in ³ -min/ft-lb-hr	QTM 55010
Limiting Pressure Velocity	0.105 MPa-m/sec	3000 psi-ft/min	4:1 safety factor; QTM 55007
Izod Impact, Notched	0.267 J/cm	0.500 ft-lb/in	ASTM D256 Type A
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Surface Resistivity per Square	>= 1.00e+13 ohm	>= 1.00e+13 ohm	EOS/ESD S11.11
Dielectric Strength	13.8 kV/mm	350 kV/in	Short Term; ASTM D149
Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 20°C	72.0 μm/m-°C @Temperature - 40.0 - 149 °C	40.0 μin/in-°F @Temperature - 40.0 - 300 °F	ASTM E831
Thermal Conductivity	0.245 W/m-K	1.70 BTU-in/hr-ft ² -°F	ASTM F433
Melting Point	260 °C	500 °F	Crystalline, Peak; ASTM D3418
Maximum Service Temperature, Air	104 °C	220 °F	Long Term

Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	93.3 °C	200 °F	ASTM D648
Flammability, UL94	V-2	V-2	1/8 inch (Estimated Rating)

Descriptive Properties

Compliance - FDA	Not Compliant		
Machinability	1	1-10, 1=Easier to Machine	
Service in Alcohols	Limited		
Service in Aliphatic Hydrocarbons	Acceptable		
Service in Aromatic Hydrocarbons	Acceptable		
Service in Chlorinated Solvents	Limited		
Service in Ethers	Acceptable		
Service in Ketones	Acceptable		
Service in Strong Acids	Unacceptable		
Service in Strong Alkalies	Unacceptable		
Service in Sunlight	Limited		
Service in Weak Acids	Limited		
Service in Weak Alkalies	Limited		

MRC Polymers NAXALOY™ 793 PC/PET Blend, High Impact Strength and Chemical Resistance

Categories: Polymer; Thermoplastic; Polyester, TP; Polycarbonate; ABS Polymer; Polyethylene Terephthalate (PET); Polycarbonate/ABS Alloy, NCG Fiber Filled; Polycarbonate/ABS Alloy, NCG Fiber Filled (Polycarbonate)

Material PC/PET Blend, Weatherable, High Impact Strength and Chemical

Notes: Resistance, Dimensional Stability

Mechanical properties measured on 1/8 in. (3.2 mm) samples.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.21 g/cc	0.0437 lb/in ³	ASTM D792
Water Absorption	0.140 %	0.140 %	24 hrs; ASTM D570
Linear Mold Shrinkage	0.00500 - 0.00800 cm/cm	0.00500 - 0.00800 in/in	Flow; 1/8" (3.2 mm); ASTM D955
Linear Mold Shrinkage, Transverse	0.00700 - 0.00900 cm/cm	0.00700 - 0.00900 in/in	ASTM D955
Melt Flow	18.0 g/10 min	18.0 g/10 min	275°C/2.16 kg nominal; ASTM D1238

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Tensile Strength, Yield	56.0 MPa	8120 psi	ASTM D638
Elongation at Break	50.0 %	50.0 %	ASTM D638
Flexural Modulus	2.136 GPa	309.8 ksi	ASTM D790
Flexural Yield Strength	83.0 MPa	12000 psi	ASTM D790
Impact Test	44.0 J	32.5 ft-lb	44 J Instrumented Impact Total Energy. Room Temperature. 0.125 " (3.2 mm) sample; 7.5 MPH (12.23 km/h).; ASTM D3763
	46.0 J	33.9 ft-lb	46 J Instrumented Impact Total Energy at -22°F (-30°C); 0.125 " (3.2 mm) sample; 7.5 MPH (12.23 km/h).; ASTM D3763
Izod Impact, Notched	6.41 J/cm	12.0 ft-lb/in	ASTM D256

Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 20°C	61.2 μm/m-°C @Temperature - 40.0 - 35.0 °C	34.0 μin/in-°F @Temperature - 40.0 - 95.0 °F	ASTM D696
Deflection Temperature at 0.46 MPa (66 psi)	132 °C	270 °F	Unannealed; ASTM D648
Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	115 °C	239 °F	Unannealed; ASTM D648

Flammability, UL94 HB HB 1.47 mm; UL File Number E92442

Processing Properties	Metric	English	Comments
Processing Temperature	<u>260</u> - <u>282</u> °C	<u>500</u> - <u>540</u> °F	
Rear Barrel Temperature	<u>255</u> - <u>270</u> °C	<u>491</u> - <u>518</u> °F	
Middle Barrel Temperature	<u>260</u> - <u>277</u> °C	<u>500</u> - <u>531</u> °F	
Front Barrel Temperature	<u>266</u> - <u>282</u> °C	<u>511</u> - <u>540</u> °F	
Nozzle Temperature	<u>257</u> - <u>265</u> °C	<u>495</u> - <u>509</u> °F	
Mold Temperature	<u>38.0</u> - <u>82.0</u> °C	<u>100</u> - <u>180</u> °F	
Drying Temperature	<u>116</u> - <u>127</u> °C	<u>241</u> - <u>261</u> °F	
Dry Time	<u>6.00</u> - <u>8.00</u> hour	<u>6.00</u> - <u>8.00</u> hour	
Moisture Content	<= 0.0150 %	<= 0.0150 %	
Dew Point	<= <u>-17.8</u> °C	<= <u>0.000</u> °F	
Drying Air Flow Rate	<u>22.7</u> - <u>28.3</u> l/min	<u>0.800</u> - <u>1.00</u> ft ³ /min (CFM)	per lb/hour resin processed
Injection Pressure	<u>68.9</u> - <u>138</u> MPa	<u>10000</u> - <u>20000</u> psi	
Back Pressure	<u>0.000</u> - <u>0.517</u> MPa	<u>0.000</u> - <u>75.0</u> psi	
Cushion	<u>0.635</u> cm	<u>0.250</u> in	
Screw Speed	<u>20.0</u> - <u>50.0</u> rpm	<u>20.0</u> - <u>50.0</u> rpm	

Descriptive Properties

Fill Rate Moderate - Fast
 Hold Pressure 40 - 60% of injection pressure
 Packing Pressure 50 - 75% of injection pressure

Overview of materials for Silicone Polyurethane, Ether Based

Categories: Polymer; Thermoplastic; Polyurethane, TP; Silicone Polyurethane, Ether Based

Material Notes: This property data is a summary of similar materials in the MatWeb database for the category "Silicone Polyurethane, Ether Based". Each property range of values reported is minimum and maximum values of appropriate MatWeb entries. The comments report the average value, and number of data points used to calculate the average. The values are not necessarily typical of any specific grade, especially less common values and those that can be most affected by additives or processing methods.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.06 - 1.11 g/cc	0.0383 - 0.0401 lb/in ³	Average value: 1.09 g/cc Grade Count:11
Linear Mold Shrinkage	0.0110 - 0.0360 cm/cm	0.0110 - 0.0360 in/in	Average value: 0.0218 cm/cm Grade Count:11
Linear Mold Shrinkage, Transverse	0.000 - 0.127 cm/cm	0.000 - 0.127 in/in	Average value: 0.0326 cm/cm Grade Count:5
Melt Flow	2.00 - 37.0 g/10 min @Temperature 224 - 224 °C	2.00 - 37.0 g/10 min @Temperature 435 - 435 °F	Average value: 25.3 g/10 min Grade Count:4

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Shore A	75.0 - 83.0	75.0 - 83.0	Average value: 79.2 Grade Count:11
Tensile Strength, Ultimate	24.8 - 40.1 MPa	3600 - 5820 psi	Average value: 33.1 MPa Grade Count:11
Tensile Strength, Yield	1.17 - 16.1 MPa	170 - 2330 psi	Average value: 6.38 MPa Grade Count:10
Elongation at Break	492 - 900 %	492 - 900 %	Average value: 655 % Grade Count:11
Flexural Modulus	0.0370 - 0.0433 GPa	5.37 - 6.28 ksi	Average value: 0.0395 GPa Grade Count:6
Flexural Yield Strength	1.40 - 1.90 MPa	203 - 276 psi	Average value: 1.60 MPa Grade Count:6
Tear Strength	20.2 - 68.4 kN/m	115 - 390 pli	Average value: 47.0 kN/m Grade Count:11
Taber Abrasion, mg/1000 Cycles	5.40 - 85.0	5.40 - 85.0	Average value: 27.7 Grade Count:11
Compression Set	15.0 - 29.0 %	15.0 - 29.0 %	Average value: 22.1 % Grade Count:11

Electrical Properties	Metric	English	Comments
Dielectric Constant	5.70 - 7.00	5.70 - 7.00	Average value: 6.25 Grade Count:11
Dielectric Constant, Low Frequency	5.70 - 7.00	5.70 - 7.00	Average value: 6.23 Grade Count:6
Dielectric Strength	11.8 - 16.5 kV/mm	300 - 420 kV/in	Average value: 13.5 kV/mm Grade Count:11

Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 20°C	187 - 200 µm/m-°C	104 - 111 µin/in-°F	Average value: 192 µm/m-°C Grade Count:11
Vicat Softening Point	67.0 - 82.0 °C	153 - 180 °F	Average value: 74.0 °C Grade Count:6
Glass Temperature	-86.0 - -68.0 °C	-123 - -90.4 °F	Average value: -76.0 °C Grade Count:6

Optical Properties	Metric	English	Comments
Transmission, Visible	80.0 %	80.0 %	Average value: 80.0 % Grade Count:6

Processing Properties	Metric	English	Comments
Processing Temperature	170 - 205 °C	338 - 401 °F	Average value: 191 °C Grade Count:11
Drying Temperature	82.0 - 104 °C	180 - 219 °F	Average value: 93.0 °C Grade Count:6
Dry Time	4.00 - 6.00 hour	4.00 - 6.00 hour	Average value: 5.00 hour Grade Count:6

Rubatex R4261 Neoprene/EPDM/SBR Rubber Sheet

Categories: Polymer; Thermoset; Elastomer, TS

Material Notes: Information provided by Rubatex.

Vendors: No vendors are listed for this material. Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	0.0801 - 0.112 g/cc	0.00289 - 0.00405 lb/in ³	ASTM D 1056
Water Absorption	<= 10.0 %	<= 10.0 %	0.1 lb/ft ² per ASTM D 1667; ASTM D 1056

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Shore OO	35.0 - 55.0	35.0 - 55.0	
Tensile Strength, Ultimate	>= 0.172 MPa	>= 25.0 psi	ASTM D 412
Elongation at Break	>= 90.0 %	>= 90.0 %	ASTM D 412
Resilience	20.0 - 45.0	20.0 - 45.0	% Bashore; 1/2* thickness @ 72F
Compression Set	<= 50.0 %	<= 50.0 %	Based on compressed height; ASTM D 1056

Thermal Properties	Metric	English	Comments
Maximum Service Temperature, Air	93.3 °C	200 °F	
Minimum Service Temperature, Air	-56.7 °C	-70.0 °F	Cold Crack; ASTM D 1056
Shrinkage	<= 10.0 %	<= 10.0 %	7 DAYS @ 158°F (Linear); ASTM C 534

Descriptive Properties

ASTM D 1056-00	2A1	
ASTM D 1056-67	SCE41	
Color	Black	
Compression Deflection (25%)	2-5 psi	ASTM D 1056
Compression Deflection Heat Aging	Max Change +/- 30%	ASTM D 1056
Expected Yield Thickness (In.)	2.25	After 2 level cuts
Flammability Rating	PASSES FMVSS302	
Ozone Resistance Rating	0	ASTM D 1171 (72 HOURS 50PPHM)
Sheet Size (In.)	42X72	Other sizes may be available
U.L. 94 Recognized	Yes	

Lanxess Durethan® BM 130 H2.0 Nylon 6, 30% Fiber, As Conditioned

Categories: Polymer; Thermoplastic; Nylon; Nylon 6; Nylon 6, 30% Mineral Filled; Filled/Reinforced Thermoplastic

Key Words: Polyamide 6; PA6

Vendors: No vendors are listed for this material. Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.38 g/cc	0.0499 lb/in ³	Dry As Molded

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Tensile Strength, Ultimate	40.0 MPa	5800 psi	
Elongation at Break	40.0 %	40.0 %	
Tensile Modulus	2.80 GPa	406 ksi	
Charpy Impact Unnotched	10.0 J/cm ²	47.6 ft-lb/in ²	
Charpy Impact, Unnotched Low Temp	1.00 J/cm ²	4.76 ft-lb/in ²	at -30°C
Charpy Impact, Notched	1.00 J/cm ²	4.76 ft-lb/in ²	

Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	1.00e+12 ohm-cm	1.00e+12 ohm-cm	
Surface Resistance	1.00e+13 ohm	1.00e+13 ohm	
Dielectric Constant	4.00	4.00	1 MHz
Dielectric Constant, Low Frequency	8.00	8.00	100 Hz
Dielectric Strength	30.0 kV/mm	762 kV/in	
Dissipation Factor	0.330	0.330	1 MHz
Dissipation Factor, Low Frequency	2.40	2.40	100 Hz

Thermal Properties	Metric	English	Comments
Flammability, UL94	HB	HB	1.6 mm

Hexion EP 8414 Epoxy Resin, High Arc Resistance, Improved Electrical Properties, Low Shrinkage

Categories: Polymer; Thermoset; Epoxy; Filled/Reinforced Thermoset; Epoxy Molding Compound

Material Notes: Epoxy molding compound, inorganically filled, glass fiber reinforced, highly heat resistant, good electrical even at higher temperatures, very slight post shrinkage, increased media resistance, UL listed molding compound 1.5 mm/HB (BK).

Application areas: Electrotechnical parts, thermally, chemically, and mechanically stressed parts, e.g. terminal boards, bobbins, car electronics, reflectors, spark plug connectors.

Information provided by Bakelite AG

Bakelite AG has become Hexion Specialty Chemicals GmbH in 2005. The status of this product is unknown.

Vendors: No vendors are listed for this material. Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.85 g/cc	0.0668 lb/in ³	At 23°C; ISO 1183
Apparent Bulk Density	0.800 g/cc	0.0289 lb/in ³	ISO 60
Linear Mold Shrinkage	0.00250 cm/cm	0.00250 in/in	Injection molding, longitudinal; ISO 2577

Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Ball Indentation Hardness	350 MPa	50800 psi	H 961/30; ISO 2039/P1
Tensile Strength at Break	70.0 MPa	10200 psi	5 mm/min; ISO 527 - 1/2
Tensile Modulus	14.0 GPa	2030 ksi	1 mm/min; ISO 527 - 1/2
Flexural Modulus	14.5 GPa	2100 ksi	ISO 178
Flexural Strength	120 MPa	17400 psi	2 mm/min; ISO 178
Compressive Strength	150 MPa	21800 psi	Test specimen flat tested; ISO 604
Charpy Impact Unnotched	0.800 J/cm ²	3.81 ft-lb/in ²	At 23°C; ISO 179-1/2 eU
Charpy Impact, Notched	0.220 J/cm ²	1.05 ft-lb/in ²	At 23°C; ISO 179-1/2 eA

Electrical Properties	Metric	English	Comments
Volume Resistivity	1.00e+13 ohm-cm	1.00e+13 ohm-cm	IEC 60093
Surface Resistance	1.00e+12 ohm	1.00e+12 ohm	IEC 60093
Dielectric Constant	6.00	6.00	At 100 Hz; IEC 60250
Dielectric Strength	25.0 kV/mm	635 kV/in	1 mm; IEC 60243-P1
Dissipation Factor	0.0200	0.0200	At 100 Hz; IEC 60250
Arc Resistance	190 - 195 sec	190 - 195 sec	ASTM D495
Hot Wire Ignition, HWI	>= 120 sec	>= 120 sec	1.5 mm (BK)
High Amp Arc Ignition, HAI	>= 120 arcs	>= 120 arcs	1..5 mm (BK)
High Voltage Arc-Tracking Rate, HVTR	0.000 - 10.0 mm/min	0.000 - 0.394 in/min	3 mm (BK)

Thermal Properties	Metric	English	Comments
Maximum Service Temperature, Air	170 °C	338 °F	<20000 hours; IEC 60216-P1
	210 °C	410 °F	< 50 hours; IEC 60216-P1
Deflection Temperature at 8.0 MPa	115 °C	239 °F	ISO 75-2
UL RTI, Electrical	130 °C	266 °F	1.5 mm (BK)
UL RTI, Mechanical with Impact	130 °C	266 °F	1.5 mm (BK)
UL RTI, Mechanical without Impact	130 °C	266 °F	1.5 mm (BK)
Flammability, UL94	HB	HB	1.5 mm (BK)
Shrinkage	0.000 %	0.000 %	Injection molding, 168 hours/110°C; ISO 2577

Processing Properties	Metric	English	Comments
Feed Temperature	60.0 - 75.0 °C	140 - 167 °F	Injection molding
Nozzle Temperature	70.0 - 100 °C	158 - 212 °F	Injection molding
Melt Temperature	90.0 - 100 °C	194 - 212 °F	Injection molding
Mold Temperature	160 - 190 °C	320 - 374 °F	Compression molding
	170 - 190 °C	338 - 374 °F	Injection molding
Injection Pressure	>= 10.0 MPa	>= 1450 psi	Compression and injection cavity mold pressure
Back Pressure	0.500 - 2.00 MPa	72.5 - 290 psi	Injection molding
Cure Time	0.250 - 0.417 min	0.00417 - 0.00694 hour	Per 1 mm of wall thickness, injection molding
	0.500 - 1.00 min	0.00833 - 0.0167 hour	Per 1 mm of wall thickness, compression molding

Descriptive Properties

Chromatic Spectrum	Subdued Colors		
Creep Rupture Strength	Very Good		
Holding Pressure	Approximately 40-60% of injection pressure		
Media Resistance	Very Good		
Moisture Absorption	10 mg	ISO 62, 24 hours at 23°C	
Reserves by Peak Temperature	Very High		
Thermal Expansion	Very Slight		

E-Glass Fiber, Generic

Categories: Ceramic; Glass; Other Engineering Material; Composite Fibers; Glass Fiber

Key Words: GRP composites, fiber glass composites, single fiber, FRP composites

Vendors: No vendors are listed for this material. Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	2.54 - 2.60 g/cc	0.0918 - 0.0939 lb/in ³	
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Tensile Strength, Ultimate	1725 MPa @Temperature 540 °C	250200 psi @Temperature 1000 °F	
	2620 MPa @Temperature 370 °C	380000 psi @Temperature 698 °F	
	3448 MPa	500100 psi	at 23°C (73°F); Virgin strength. 50-75% variation in finished product; 5310 MPa at -190°C (-310°F)
Elongation at Break	4.80 %	4.80 %	
Modulus of Elasticity	72.4 GPa	10500 ksi	at 23°C (73°F); 72.3 GPa at 540°C (1000°F)
Poissons Ratio	0.200	0.200	
Shear Modulus	30.0 GPa	4350 ksi	Calculated
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity	4.02e+12 ohm-cm	4.02e+12 ohm-cm	
Dielectric Constant	6.30 - 6.60	6.30 - 6.60	1MHz
Dielectric Strength	10.3 kV/mm	262 kV/in	
Dissipation Factor	0.00250	0.00250	1 MHz

	0.00340	0.00340	60 Hz
Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 20°C	5.00 μm/m-°C @Temperature 20.0 °C	2.78 μin/in-°F @Temperature 68.0 °F	
	5.40 μm/m-°C @Temperature - 30.0 - 250 °C	3.00 μin/in-°F @Temperature - 22.0 - 482 °F	
Specific Heat Capacity	0.810 J/g-°C	0.194 BTU/lb-°F	at 23°C (73°F); 1.03 J/g-°C (0.247 Btu/lbf-°F) at 200°C (390°F)
Thermal Conductivity	1.30 W/m-K	9.02 BTU-in/hr-ft ² -°F	
Melting Point	<= 1725 °C	<= 3137 °F	
Optical Properties	Metric	English	Comments
Refractive Index	1.558	1.558	
	1.562	1.562	bulk annealed
Material Components Properties	Metric	English	Comments
Al ₂ O ₃	15.2 %	15.2 %	
BaO	8.00 %	8.00 %	
CaO	17.2 %	17.2 %	
MgO	4.70 %	4.70 %	
NaO ₂	0.600 %	0.600 %	
SiO ₂	54.3 %	54.3 %	

Overview of materials for PVC, High Impact

Categories: Polymer; Thermoplastic; Vinyl; PVC, High Impact

Material Notes: This property data is a summary of similar materials in the MatWeb database for the category "PVC, High Impact". Each property range of values reported is minimum and maximum values of appropriate MatWeb entries. The comments report the average value, and number of data points used to calculate the average. The values are not necessarily typical of any specific grade, especially less common values and those that can be most affected by additives or processing methods.

Vendors: [Click here](#) to view all available suppliers for this material.

Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how

to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.29 - 1.42 g/cc	0.0466 - 0.0513 lb/in ³	Average value: 1.35 g/cc Grade Count:14
Water Absorption	0.200 - 3.00 %	0.200 - 3.00 %	Average value: 2.07 % Grade Count:3
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Tensile Strength, Ultimate	30.0 - 44.1 MPa	4350 - 6400 psi	Average value: 40.6 MPa Grade Count:9
Tensile Strength, Yield	45.0 - 49.0 MPa	6530 - 7110 psi	Average value: 46.3 MPa Grade Count:4
Elongation at Break	30.0 - 50.0 %	30.0 - 50.0 %	Average value: 43.3 % Grade Count:3
Elongation at Yield	5.00 - 10.0 %	5.00 - 10.0 %	Average value: 6.67 % Grade Count:3
Modulus of Elasticity	2.28 - 2.90 GPa	331 - 421 ksi	Average value: 2.64 GPa Grade Count:12
Flexural Modulus	2.28 - 2.72 GPa	331 - 395 ksi	Average value: 2.50 GPa Grade Count:9
Flexural Yield Strength	69.0 - 84.8 MPa	10000 - 12300 psi	Average value: 76.9 MPa Grade Count:10
Izod Impact, Notched	0.600 - 13.9 J/cm	1.12 - 26.0 ft- lb/in	Average value: 8.56 J/cm Grade Count:9
Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 20°C	50.0 - 80.0 µm/m-°C	27.8 - 44.4 µin/in-°F	Average value: 60.0 µm/m- °C Grade Count:3
Deflection Temperature at 1.8 MPa (264 psi)	68.0 - 70.1 °C	154 - 158 °F	Average value: 68.7 °C Grade Count:9
Vicat Softening Point	78.0 - 81.0 °C	172 - 178 °F	Average value: 80.0 °C Grade Count:3
Flammability, UL94	V-0	V-0	Grade Count:3
Oxygen Index	30.0 %	30.0 %	Average value: 30.0 % Grade Count:3

DuPont Kevlar® 49 Aramid Fiber

Categories: Polymer; Thermoset; Other Engineering Material; Composite Fibers; Aramid

Material 1140 Denier; 768 Filaments.

Notes:

General KEVLAR Information: DuPont Kevlar® poly-para-phenylene terephthalamide (aramid) has a unique combination of high strength, high modulus, toughness, and thermal stability. It was developed for demanding industrial and advanced-technology applications. It is chemically stable under a wide variety of exposure conditions; however, certain strong aqueous acids, bases, and sodium hypochlorite can cause degradation, particularly over long periods of time and at elevated temperatures.

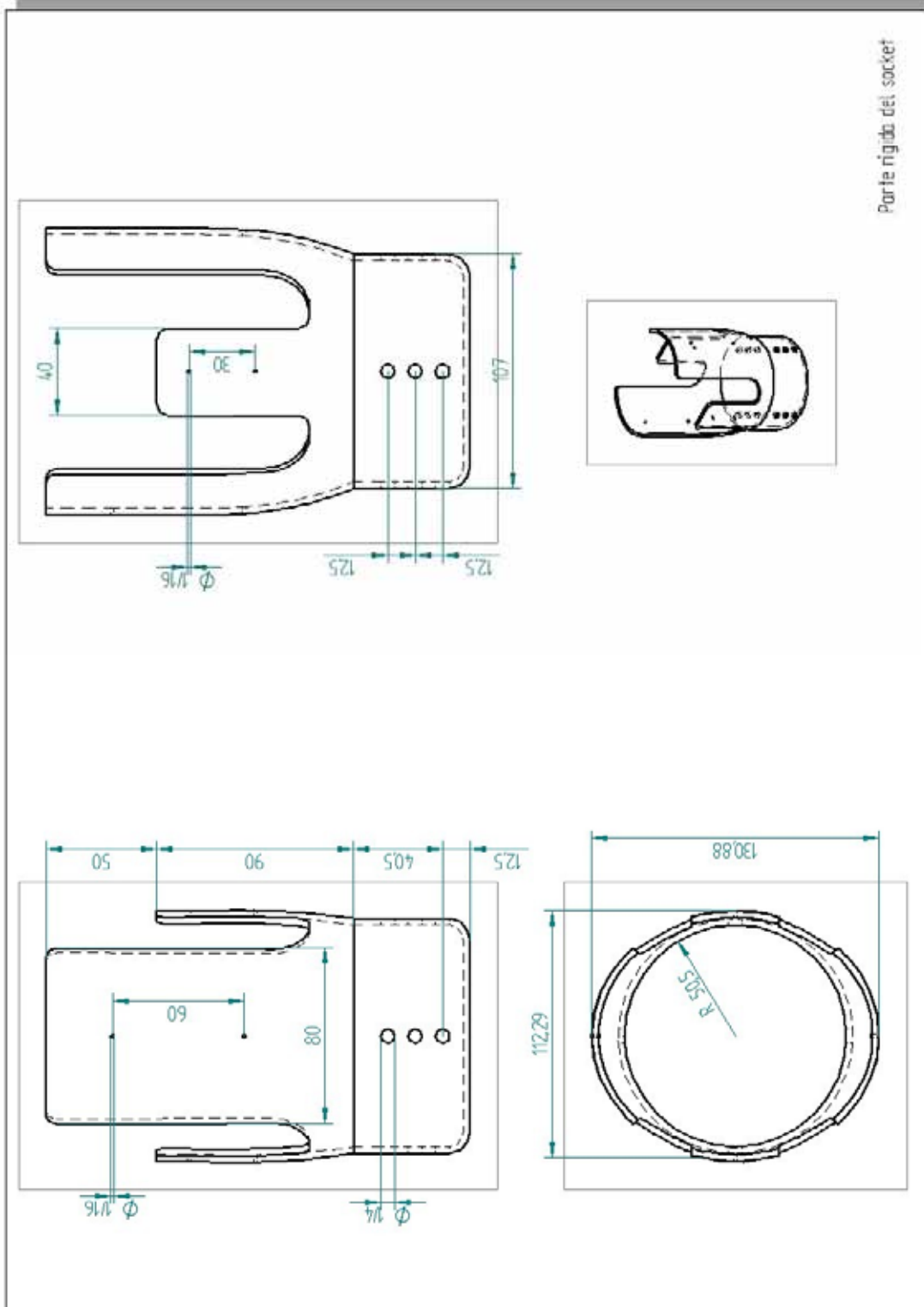
Information provided by DuPont.

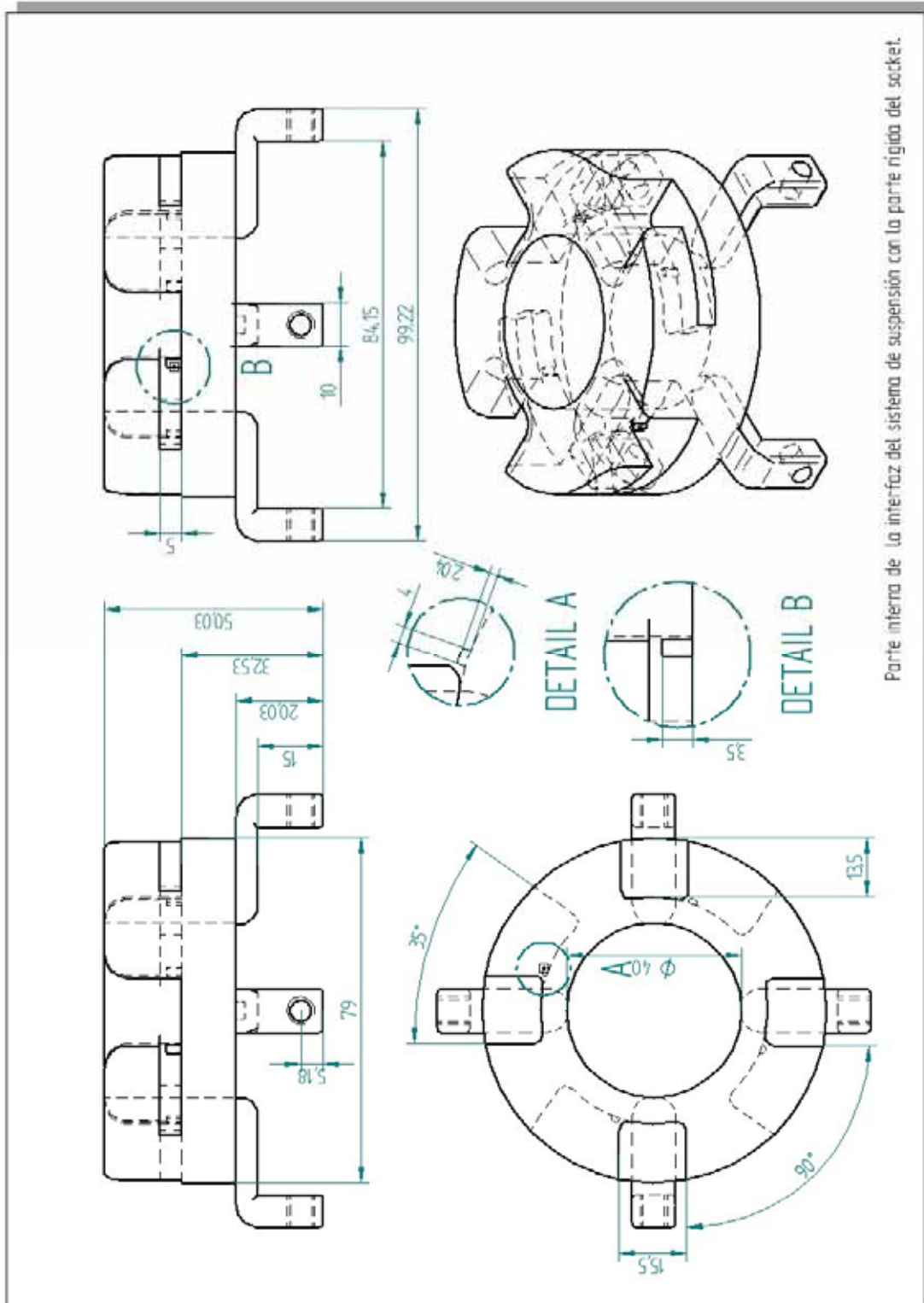
Vendors: No vendors are listed for this material. Please click here if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	1.44 g/cc	0.0520 lb/in ³	
Water Absorption	3.50 %	3.50 %	As shipped; Typical moisture levels on yarn as shipped; they reflect values reached at normal, moderate temperature and humidity levels following fiber production, which is a wet process.
Moisture Absorption at Equilibrium	3.50 %	3.50 %	Equilibrium from Bone-Dry Yarn; Equilibrium values are determined by bone drying the fiber and condition at 75°F (24°C), 55% RH.

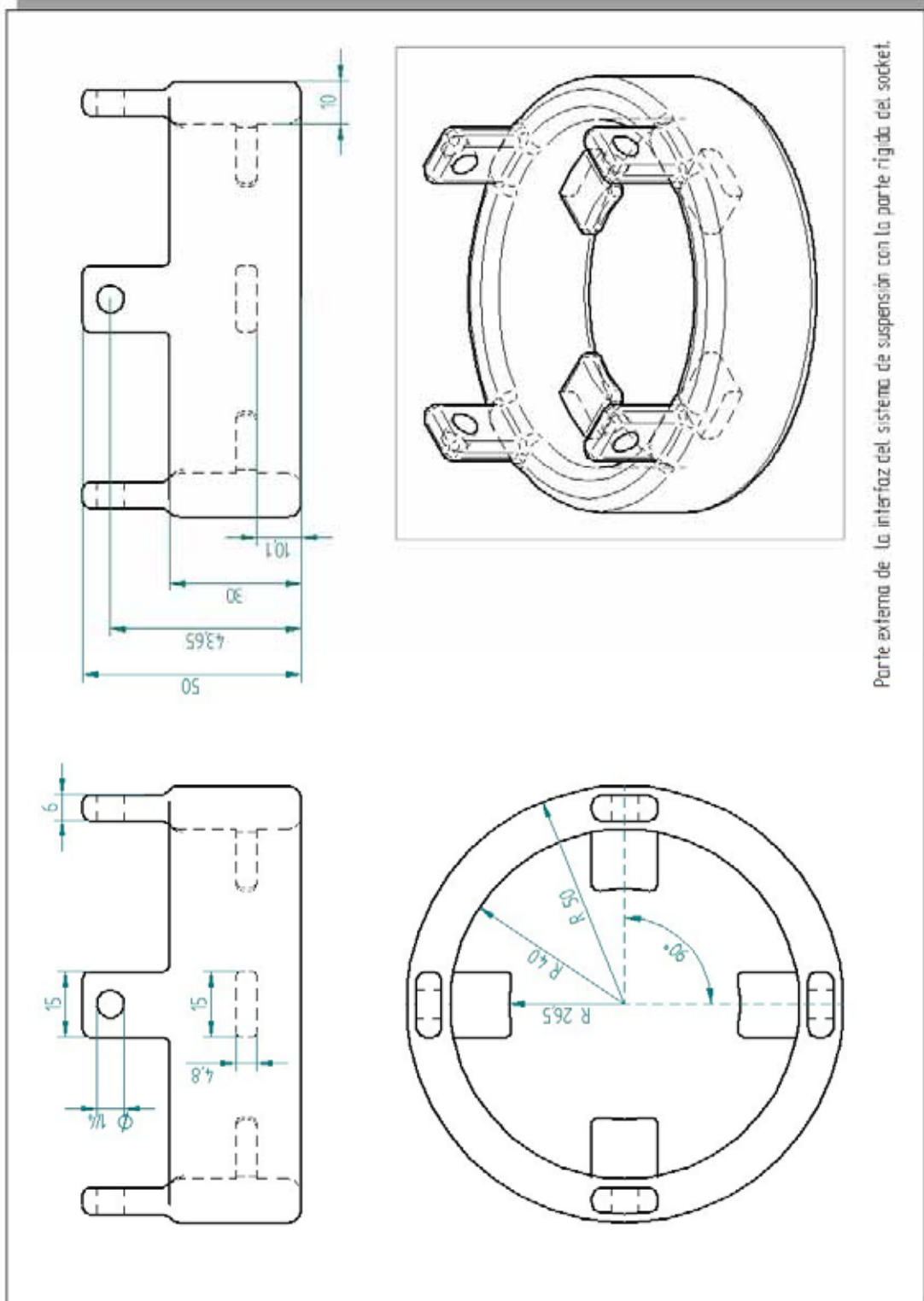
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Tensile Strength, Ultimate	3000 MPa	435000 psi	Breaking Tenacity
	3620 MPa	525000 psi	Epoxy-impregnated strands, ASTM D2343
Tenacity	2.08 N/tex	23.6 g/denier	
Elongation at Break	2.40 %	2.40 %	
Tensile Modulus	112 GPa	16300 ksi	
Poissons Ratio	0.360	0.360	

Thermal Properties	Metric	English	Comments
Specific Heat Capacity	0.340 J/g-°C	0.0813 BTU/lb-°F	at 77°F (25°C)
Thermal Conductivity	0.0400 W/m-K	0.278 BTU-in/hr-ft ² -°F	
Maximum Service Temperature, Air	149 - 177 °C	300 - 351 °F	For long-term use
Shrinkage	<= 0.100 %	<= 0.100 %	In water at 212°F (100°C) and in air at 351°F (177°C)

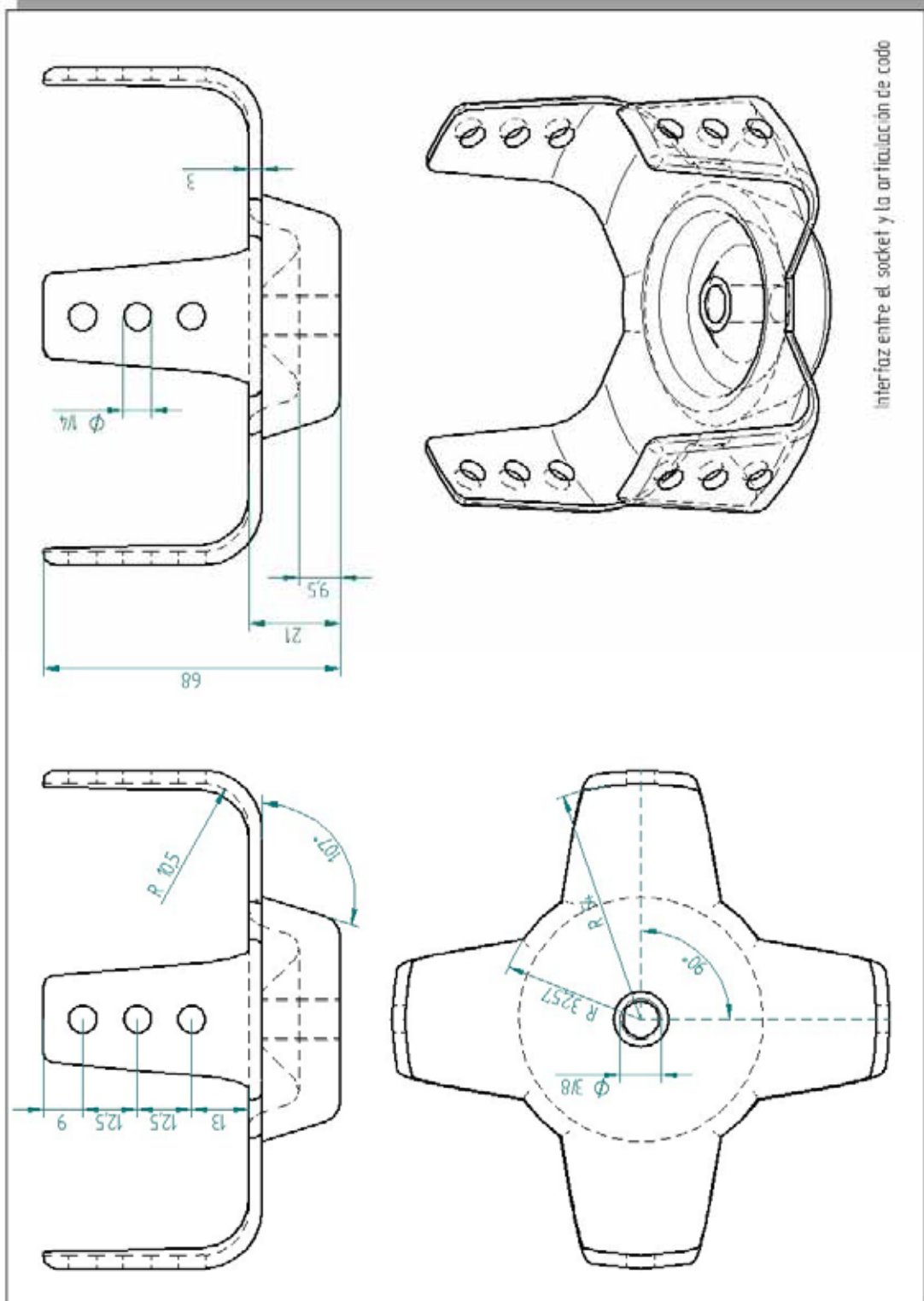




Parte interna de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket.

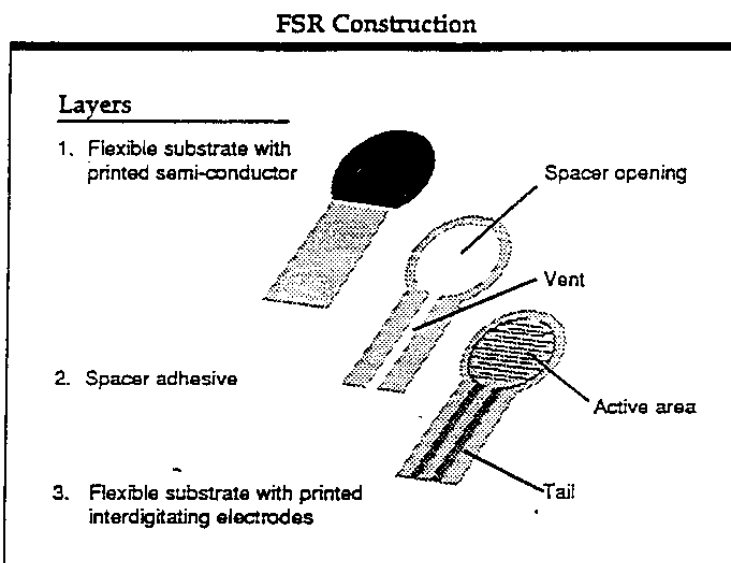


Parte externa de la interfaz del sistema de suspensión con la parte rígida del socket.



FSR an Overview of the technology

Force Sensing Resistors(FSR) are a polymer film device, which exhibits a decrease in resistance with an increase in the force applied to the active surface. Its force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices. FSRs are not a load cell or strain gauge, though they have similar properties. FSRs are not suitable for precision measurements.

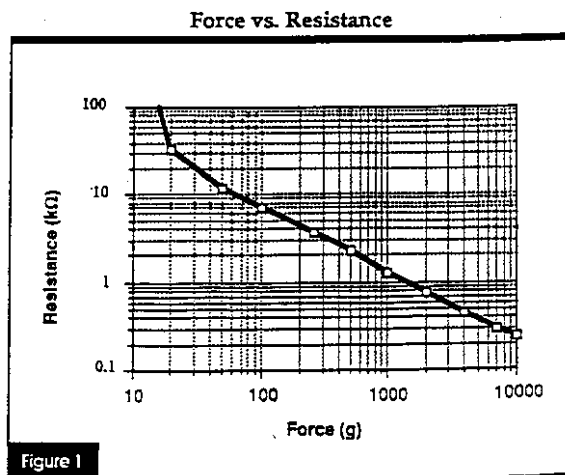


Force vs. Resistance

The force vs. resistance characteristic shown in Figure 1 provides an overview of FSR typical response behavior. For interpretational convenience, the force vs. resistance data are plotted on a log/log format. These data are representative of typical devices, with this particular

force-resistance characteristic being the response of evaluation a model (12.7mm diameter circular active area). A stainless steel actuator with a 10.0mm diameter hemispherical tip of 60 durometer polyurethane rubber was used to actuate the FSR device. In general, FSR response approximately follows an inverse power-law characteristic (roughly 1/R)

Referring to Figure 1, at the low force end of the end of the force-resistance characteristic, a switch-like response is evident. This turn-on threshold, or “break force”, that swings the resistance from greater than 100 kΩ to about 10 kΩ (the beginning of the dynamic range that follows a power-law) is determined by the substrate and overlay thickness and



flexibility, size and shape of the actuator, and spacer-adhesive thickness(the gap between the facing conductive elements.) Break force increases with increasing substrate and overlay rigidity, actuator size, and spacer-adhesive thickness. Eliminating the adhesive or keeping it well away force is being applied, such as the center of a large FSR device, will give it a lower rest resistance. Any pre-loading of a FSR will also yield the same result.

At the high force end of the dynamic range, the response deviates from the power-law behavior, and eventually saturates to a point where increases in force yield little or no decreases in resistance. Under the test conditions of Figure 1, this saturation force is beyond 10

kg. The saturation point is more a function of pressure than force. The saturation pressure of a typical FSR is on the order of 100 to 200psi. For the data shown in Figures 1, 2 and 3, the actual measured pressure range 0 to 175psi (0 to 22lbs applied over 0.125 in²). Forces higher than the saturation force can be measured by spreading the force over a greater area; the overall pressure is then kept below the saturation point, and dynamic response is maintained. However, the converse of this effect is also true, smaller actuators will saturate FSR's earlier in the dynamic range, since the saturation point is reached at a lower force.

Force vs. Conductance

In Figure 2, the force is plotted vs. conductance (the inverse of resistance : 1/R). This format allows interpretation on a linear scale. For reference, the corresponding

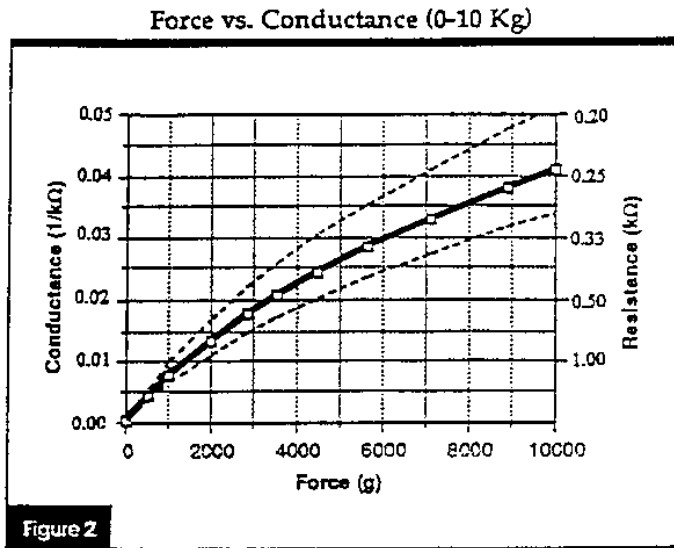


Figure 2

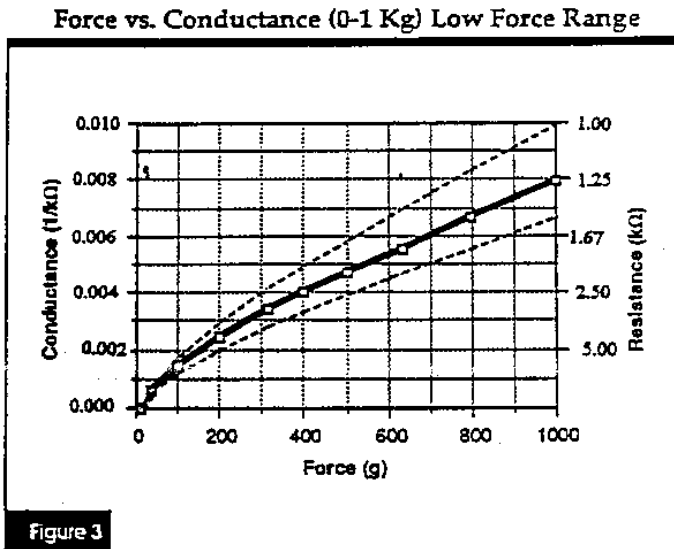


Figure 3

resistance values are also included on the right vertical axis. A simple circuit called a current-to-voltage converter give a voltage output directly proportional to FSR conductance and can be useful where response linearity is desired. Figure 2 also includes a typical part-to-part repeatability envelope. This error band determines the maximum accuracy of any general force measurement. The spread or width of the band is strongly dependent on the repeatability of any actuating and measuring system, as well as the repeatability tolerance held by TechStorm Inc. during FSR production. Typically, the part-to-part repeatability tolerance held during manufacturing range from $\pm 15\%$ to $\pm 25\%$ of an established nominal resistance.

Figure 3 highlights the 0-1 kg range of the force-conductance characteristic. As in Figure 2, the corresponding resistance values are included for reference. This range is common to human interface applications. Since the conductance response in this range is fairly linear, the resolution will be uniform and data interpretation simplified. The typical part-to-part error band is also shown for this touch range. In most human touch control applications this error is insignificant, since human touch is fairly inaccurate. Human factor studies have shown that in this force range repeatability error of less than $\pm 50\%$ are difficult to discern by touch alone.

FSR Integration notes

A step-by-step Guide to optimal Use

For best results, follow these seven steps when beginning any new product design, proof-of-concept, technology evaluation, or first prototype implementation:

1. Start with reasonable expectations (know your sensor).

The FSR sensor is not a strain gauge, load cell or pressure transducer. While it can be used for dynamic measurement, only qualitative results are generally obtainable. Force accuracy range from approximately $\pm 5\%$ to $\pm 25\%$ depending on the consistency of the measurement and actuation system, the repeatability tolerance held in manufacturing, and the use of part calibration.

Accuracy should not be confused with resolution. The force resolution of FSR devices is better than $\pm 0.5\%$ of full use force.

2. Choose the sensor that best fits the geometry of your application.

Usually sensor size and shape are the limiting parameters in FSR integration, so any evaluation part should be chosen to fit the desired mechanical actuation system. In general, standards FSR produce have a common semiconductor make-up and only varying actuation methods (e.g. overlays and actuator areas) or electrical interfaces achieve a different response characteristic.

3. Set-up a repeatable and reproducible mechanical actuation system.

When designing the actuation mechanics, follow these guidelines to achieve the best force repeatability.

- Provide a consistent force distribution. FSR response is very sensitive to the distribution of the applied force. In general, this precludes the use of dead weights for characterization since exact duplication of the weight distribution is rarely repeatable cycle-to-cycle. A consistent weight (force) distribution is more difficult to achieve than merely obtaining a consistent total applied weight (force). As long as the distribution is the same cycle-to-cycle, then repeatability will be maintained. The use of a thin elastomer between the applied force and the FSR can help absorb error from inconsistent force distributions.

- Keep the actuator area, shape, and compliance constant. Changes in these parameters significantly alter the response characteristic of a given sensor. Any test, mock-up, or evaluation conditions should be closely matched to the final use conditions. The greater the cycle-to-cycle consistency of these parameters, the greater the device repeatability. In human interface applications where a finger is the mode of actuation, perfect control of these parameters is not generally possible. However, human force sensing is somewhat inaccurate; it is rarely sensitive enough to detect differences of less than $\pm 50\%$.
- Control actuator placement. In cases where the actuator is to be smaller than the FSR active area, cycle-to-cycle consistency of actuator placement is necessary. (Caution : FSR layers are held together by an adhesive that surrounds the electrically active areas. If force is applied over an area which includes the adhesive, the resulting response characteristic will be drastically altered.) In an extreme case (e.g. a large, flat, hard actuator that bridges the bordering adhesive), the adhesive can prevent FSR actuation.
- Keep actuation cycle time consistent. Because of the time dependence of the FSR resistance to an applied force, it is important when characterizing the sensor system to assure that increasing loads (e.g. force ramps) are applied at consistent rates (cycle-to-cycle). Likewise, static force measurements must take into account FSR mechanical settling time. This time is dependent on the mechanics of actuation and the amount of force applied and is usually on the order of seconds.

4. Use the optimal electronic interface.

In most product designs, the critical characteristic is force vs. Output Voltage, which is controlled by the choice of interface electronics. A variety of interface solutions are detailed in the TechNote section of this guide. Summarized here are some suggested circuits for common FSR applications.

- For FSR pressure or force switches, use the simple interfaces detailed on other pages.
- For dynamic FSR measurements or variable controls, a current-to-voltage converter is recommended. This circuit produces an output voltage that is inversely proportional to FSR resistance. Since the FSR resistance is roughly inversely proportional to applied force, the end result is a direct proportionality between force and voltage; in other words, this circuit gives roughly linear increases in output voltage for increases in applied force. This linearization of the response optimizes the resolution and simplifies data interpretation.

5. Develop a nominal voltage curve and error spread.

When repeatable and reproducible system has been established, data from a group of FSR parts can be collected. Test several FSR parts in the system. Record the output voltage at various pre-selected force points throughout the range of interest. Once a family of curves is obtained, a nominal force vs. output voltage curve and the total force accuracy of the system can be determined.

6. Use part calibration if greater accuracy is required.

For applications requiring the highest obtainable force accuracy, part calibration will be necessary. Two methods can be utilized : gain and offset trimming and curve fitting.

- Gain and offset trimming can be used as a simple method of calibration. The reference voltage and feedback resistor of the current-to-voltage converter is adjusted for each FSR to pull their responses closer to the nominal curve.

- Curve fitting is the most complete calibration method A parametric curve fit is done for the nominal curve of a set of FSR devices, and the resultant equation is stored for future use. Fit parameters are then established for each individual FSR (or sensing element in an array) in the set These parameters, along with the measured sensor resistance (or voltage), are inserted into the equation to obtain the force reading. If needed, temperature compensation can also to include in the equation.

7. Refine the system.

Spurious results on normally to trace to sensor error or system error. If you have any questions, contact TechStorm Inc. Sales Engineers to discuss your system and final data.

The Do's and Don'ts

Do's

- Do, if possible use a firm, flat and smooth mounting surface.
- Do be careful if applying FSR devices to curved Surfaces. Pre-loading of the device can occur as the two opposed layers are forced into contact by the bending tension. The device will still function, but the dynamic range may be reduced and resistance drift could occur. The degree of curvature over which an FSR can be bent is a function of the size of the active area. The smaller the active area, the less effect given curvature will have on the FSR's response.
- Do avoid air bubbles and contamination when laminating the FSR to any surface. Use only thin, uniform adhesives, such as Scotch® brand double-sided laminating adhesives. Cover the entire surface of the sensor.
- Do be careful of kinks or dents in active areas. They can cause false triggering of the sensors.
- Do protect the device from sharp objects. Use an overlay, such as a polycarbonate film or an elastomer, to prevent gouging of the FSR device.
- Do use soft rubber or a spring as part of the actuator in designs requiring some travel.

Don'ts

- Do not kink or crease the tail of the FSR device if you are bending it this can cause breaks the printed silver traces. The smallest suggested bend radius for the tails of evaluation parts is about 2.5 mm. Also, be careful if bending the tail near the active area. This can cause stress on the active area and may result in pre-loading and false readings.
- Do not block the Tent FSR devices typically have an air vent that runs from the open active area down the length of the tail and out to the atmosphere. This vent assures pressure equilibrium with the environment, as well as allowing even loading and unloading of the device. Blocking this vent could cause FSR's to respond any actuation in a non-repeatable manner. Also note, that if the device is to be used in a pressure chamber, the vented end will need to be vented to the outside of the chamber. This allows for the measurement of the differential pressure.
- Do not solder directly to the exposed silver traces.
- Do not apply excessive shear force. This can cause delamination of the layers.
- Do not exceed 1mA of current per square centimeter of applied force (actuator area). This can irreversibly damage the device.

General FSR Characteristics

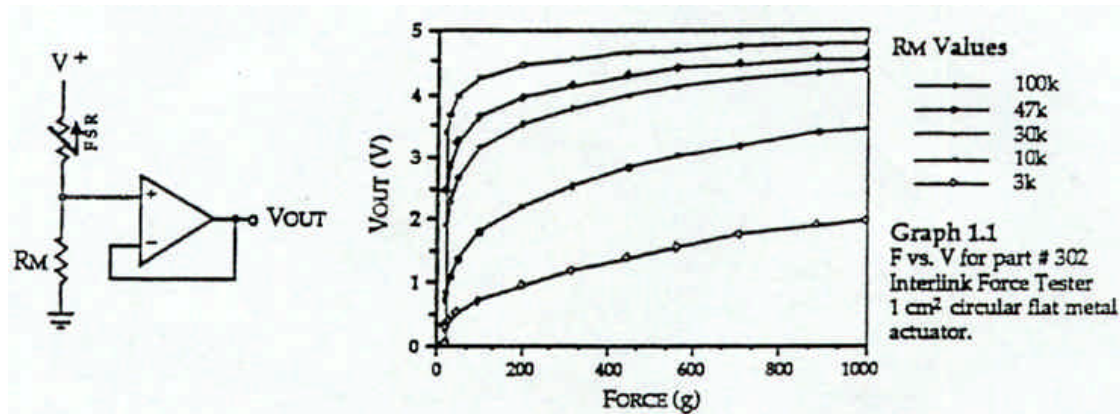
These are typical parameters. The FSR is a custom device and can be made for use outside these characteristics.

Simple FSR Devices and Arrays

Parameter	Value	Notes
Size range	Max = 20" × 24" (51×61cm) Min = 0.2" × 0.2" (0.5 × 0.5cm)	Any shape
Device Thickness	0.008" to 0.050" (0.2 to 1.25mm)	Dependent on materials
Force Sensitivity Range	< 100g to > 10kg	Dependent on mechanics
Pressure Sensitivity Range	< 1.5 psi to > 150 psi (< 0.1 kg/cm ² to > 10kg/cm ²)	Dependent on mechanics
Part-to-part Force Repeatability	±15% to ±25% of established nominal resistance	With a repeatable actuation system
Single Part Force Repeatability	±2% to ±5% of established nominal resistance	With a repeatable actuation system
Force Resolution	Better than 0.5% full scale	
Break Force (turn-on Force)	20g to 100g (0.7oz to 3.5oz)	Dependent on mechanics and FSR build
Stand-off Resistance	Typically 100K Ohms to > 1M Ohms	Unloaded, unbent
Switch Characteristic	Essentially zero travel	
Device Rise Time	1-2msec (Mechanical)	
Lifetime	> 10 million actuation	
Temperature Range	-30°C to + 170°C	Dependent on materials
Maximum Current	1 mA/cm ² of applied force	
Sensitivity to Noise / Vibration	Not significantly affected	
EMI/ESD	Passive device	
Lead Attachment	Standard flex circuit techniques	

The Product information contained in this document is designed to provide general information and guidelines only and must not be used as an implied contract with TechStorm Inc. Acknowledging our policy of continual product development, we reserve the right to change without notice any detail in this publication. We suggest that any potential user confirm their suitability before adopting them for commercial use.

Basic FSR's



FSR Voltage Divider

For a simple force-To-voltage conversion the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration. The output is described by the equation :

$$(V_{out} = V+) / [1 + R_{FSR}/R_M].$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If RFSR and RM are swapped, the output swing will decrease with increasing force. These two output forms are mirror images about the line $V_{out} = (V+)/2$.

The measuring resistor, RM, is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. The current through the FSR should be limited to less than 1 mA/square cm of applied force-Suggested op-amps for single sided supply designs is LM358 and LM324. FET input devices such as LF355 and TL082 are also good. The low bias currents of these op-amps source impedance of the voltage divider.

A family of FORCE vs. Vout curves is shown on Graph 1.1 for a standard FSR in a voltage divider configuration with various RM resistors. A (V+) of + 5V was used for these examples.

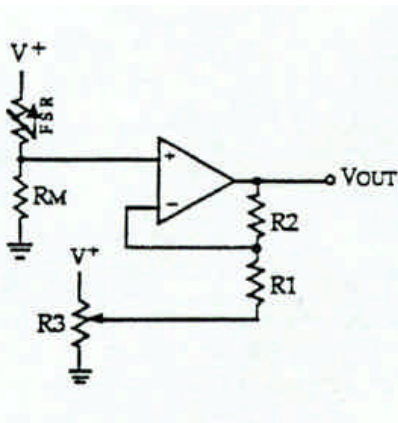


Figure 1.1

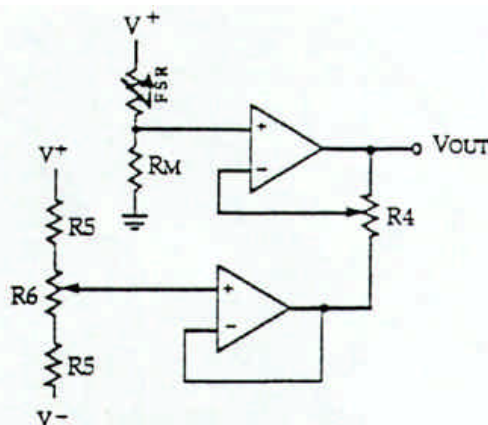


Figure 1.2

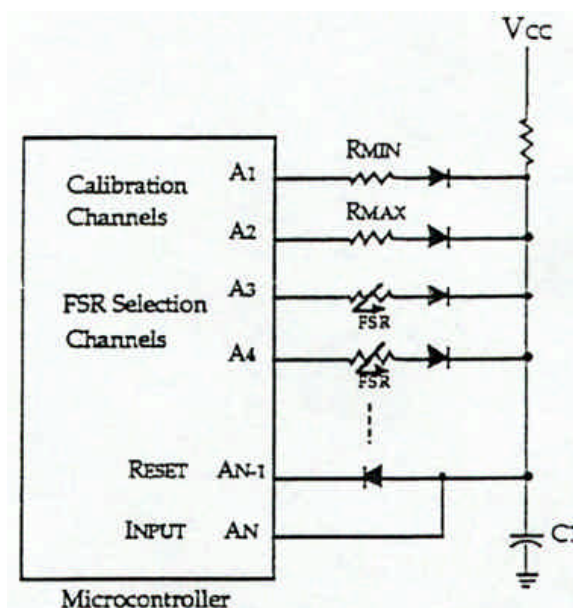
Adjustable Buffers

Similar to the FSR Voltage Divider, these interfaces isolate the output from the high source impedance of the Force Sensing Resistor. However, these alternatives allow adjustment of the output offset and gain.

In Figure 1.1, the ratio of resistors R2 and R1 sets the gain of the output. Offsets resulting from the non-infinite FSR resistance at zero force (or bias currents) can be trimmed out with the potentiometer, R3. For best results, R3 should be about one-twentieth of R1 or R2. Adding an additional pot R2 makes the gain easily adjustable.

Replacing R2 and R1 with a single pot can make broad range gain adjustment.

The circuit in Figure 1.2 yields similar results to the previous one, but the offset trim is isolated from the adjustable gain. With this separation, there is no constraint on values for the pot. Typical values for R5 and the pot are around 10k Ω .



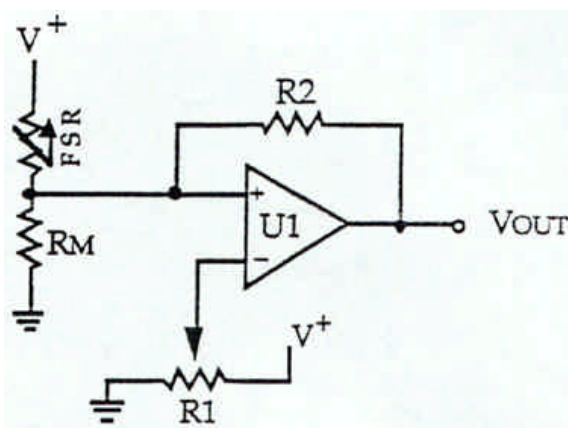
Multi-Channel FSR-to-Digital Interface

Sampling Cycle (any FSR channel):

The micro controller switches to a specific ESR channel, toggling it high, while all other FSR channels are toggled low. The RESET channel is toggled high, counter starts and the capacitor C1 charges, with its charging rate controlled by the resistance of the FSR ($t = RC$). When the capacitor reaches the high digital threshold of the INPUT channel, the counter shuts off, the RESET is toggled low, and the capacitor discharges.

The number of "counts" it takes from the toggling of the RESET high to the toggling of the INPUT high is proportional to the resistance of the FSR. The resistors RMIN and RMAX are used to set a minimum and maximum "counts" and therefore the range of the "counts". They are also used periodically to re-calibrate the reference. A sampling cycle for RMAX is run and the value is stored as the maximum of the range (after subtracting the RMIN value). Successive FSR samplings are normalized to the new zero. The full range is "zoned" by dividing the normalized maximum "count" by the number of desired zones. This will delineate the window size or with of each zone.

Continual sampling is done to record changes in FSR resistance due to changes in force. Each FSR is selected sequentially.



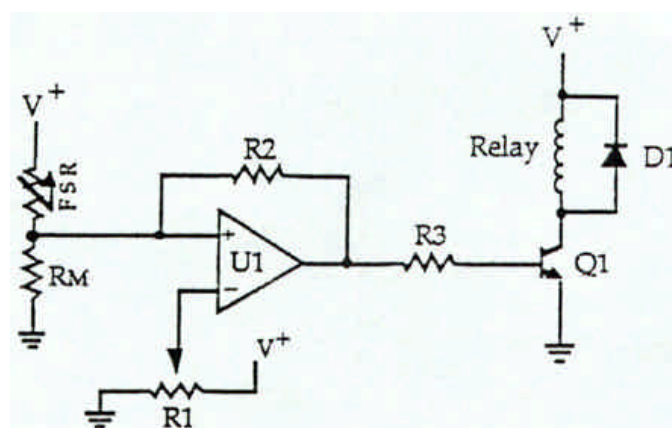
FSR Variable Force Threshold Switch

This simple circuit is ideal for applications that require on-off switching at a specified force, such as touch-sensitive membrane, cut-off, and limit switches. For a variation of this circuit that is designed to control relay switching, see the next page.

The FSR device is arranged in a voltage divider with R_M . An op-amp, U1, is used as a comparator. The output of U1 is either high or low. The non-inverting input of the op-amp is driven by the output of the divider, which is a voltage that increases with force. At zero force, the output of the op-amp will be low. When the voltage at the non-inverting input of the op-amp exceeds the voltage of the inverting input, the output of the op-amp would toggle high. The pot R1 sets the triggering voltage, and therefore the force threshold, at the inverting input. The hysteresis resistor, R2, acts as a "debouncer", eliminating any multiple triggerings of the output that might occur.

Suggested op-amps are LM358 and LM324. Comparators like LM393 and LM339 also work quite well. The parallel combination of R2 with R_M is chosen to limit current and to maximize the desired force sensitivity range. A typical value for this combination is about $47k\Omega$.

Two fixed value resistors in a voltage divider configuration can replace the threshold adjustment pot, R1.



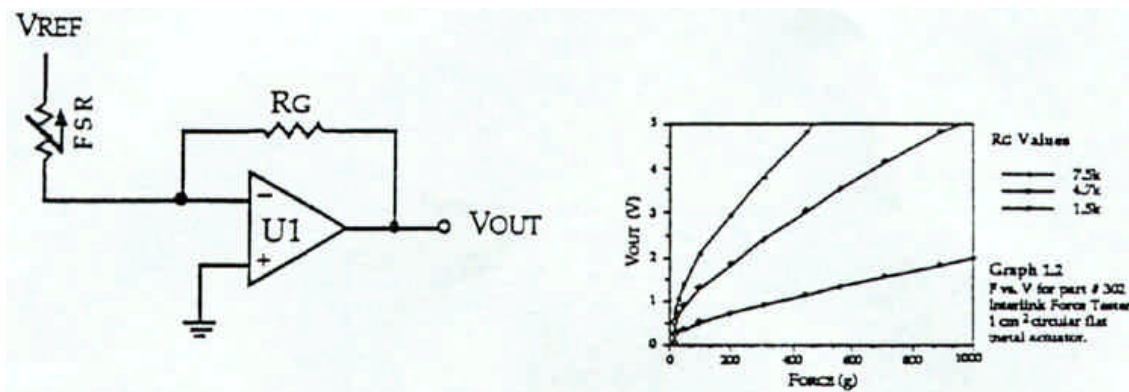
FSR Variable force Threshold Relay Switch

This circuit is a derivative of the simple FSR Variable Force Threshold switch on the previous page. It has used where the element to be switched requires higher current, like automotive and industrial control relays.

The FSR device is arranged in a voltage divider with R_M . An op-amp, U1, is used as a comparator. The output of U1 is either high or low. The non-inverting input of the op-amp sees the output of the divider, which is a voltage that increase with force. At zero force, the output of the op-amp will below. When the voltage at the non-inverting input of the op-amp exceeds the voltage of the inverting input, the output of the op-amp would toggle high. The triggering voltage, and therefore the force threshold, is set at the inverting input f the pot R1. The transistor Q1 is chosen to match the required current specification for the relay. Any medium power NPN transistor should suffice. For example, an NTE212 can sink 2amps, and anNTE291 on sink 4 amps. The resistor R3 limits the base current(a suggested value is $4.7K\Omega$). The hysteresis resistor, R2, acts as a "debouncer", eliminating any multiple triggerings of the output that might occur.

Suggested op-amps are LM358 and LM24. Comparators like LhD393 and LM339 also work quite well, but must be used in conjunction with a pull-up resistor. The parallel combination of R2 with R_M is chosen to limit current and to maximize the desired force sensitivity range. A typical value for this combination is about $47k\Omega$.

The threshold adjustment pot, R1, can to replace by two fixed value resistors in a voltage divider configuration. The diode D1 is included to prevent fly back, which could harm the relay and the circuitry.



FSR Current-to-Voltage Converter

In this circuit, the FSR device is the input of a current-to-voltage converter. The output of this amplifier is described by the equation :

$$V_{out} = V_{ref} \cdot [-R_G / R_{FSR}]$$

With a positive reference voltage, the output of the op-amp must be able to swing below ground, from 0V to -Vref, therefore dual sided supplies are necessary. A negative reference voltage will yield a positive output swing, from 0V to +Vref.

Since this is a simple inverse relation between Vout and RFSR, the output equation can be rearranged to :

$$V_{out} = (-R_G \cdot V_{ref}) / R_{FSR}$$

Vout is inversely proportional to RFSR. Changing RG and/or Vref changes the response slope. The following is an example of the sequence used for choosing the component values and output swing:

For a human-to-machine variable control device, like a joystick, the maximum force applied to the FSR is -5V, and an output swing of 0V to +5V is desired, then RG should be approximately equal to this minimum RFSR. RG is set at 4.7 KΩ. A full swing of 0V to +5V is thus achieved. A set of FORCE vs. Vout curves is shown on Graph 1.2 for a standard FSR using this interface with a variety of RG values.

The current through the FSR device should be limited to less than 1 mA/square cm of applied force. As with the voltage divider circuit, adding a resistor in parallel with RFSR will give a definite rest voltage, which is essentially a zero-force intercept value. This can be useful when resolution at low forces is desired.

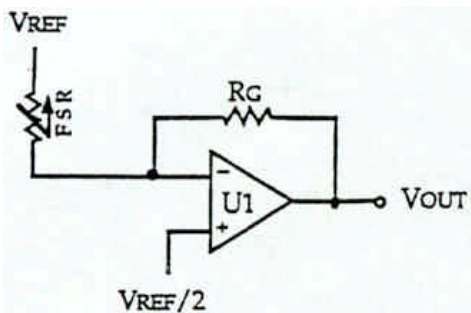


Figure 1.3

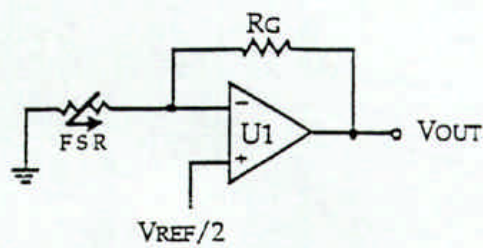


Figure 1.4

Additional FSR Current-to-Voltage Converters

These circuits are slightly modified versions of the current-to-voltage converter detailed on the previous page. Please refer to it for more detail

The output of Figure 1-3 is described by the equation:

$$V_{out} = [V_{ref}/2] * [1 - R_G/R_{FSR}]$$

The output swing of this circuit is from $(V_{ref}/2)$ to $0V$. In the case where R_G is greater than R_{FSR} , the output will go into negative saturation.

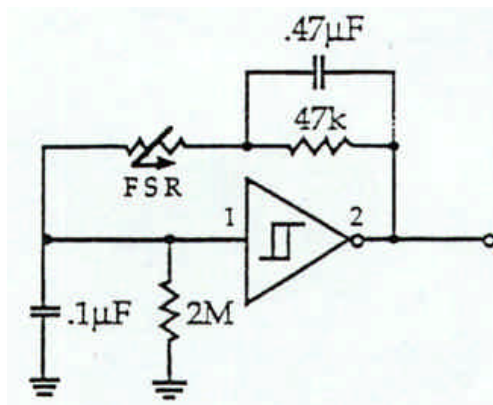
The output of figure 1.4 is described by the equation:

$$V_{out} = V_{ref}/2 * [1 + R_G/R_{FSR}].$$

The output swing of this circuit is from $(V_{ref}/2)$ to V_{ref} . In the case where R_G is greater than R_{FSR} , the output will go into positive saturation.

For either of these configurations, a zener diode placed in parallel with R_G will limit the voltage built up across R_G . These designs yield one-half the output swing of the previous circuit but only require single sided supplies and positive reference voltages. Like the preceding circuit, the current through the FSR should be limited to less than 1 mA/square cm of applied force.

Suggested op-amps are LMd358 and LM324.



FSR Schmitt Trigger Oscillator

In this circuit, an oscillator is made using the FSR device as the feedback element around a Schmitt Trigger. In this manner, a simple force-to-frequency converter is made. At zero force, the FSR is an open circuit. Depending on the last stage of the trigger, the output remains constant, either high or low. When the FSR is pressed, the oscillator starts, its frequency increasing with increasing force. The $2\text{M}\Omega$ resistor at the input of the trigger insures that the oscillator is off when FSR with non-infinite resistance at zero force are used. The $47\text{k}\Omega$ resistor and the $0.47\mu\text{F}$ capacitor control the force-to-frequency characteristic. Changes in the "feel" of this circuit a be made by adjusting these values. The $0.1\mu\text{F}$ capacitor controls the frequency range of the oscillator. By implementing this circuit with CMOS or TTL, counting can control digital process leading and/or trailing edges of the oscillator output. Suggested Schmitt Triggers are CD401D6, CD4584 or 74C14.

LOW NOISE QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- LOW VOLTAGE NOISE : $4.5\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
- HIGH GAIN BANDWIDTH PRODUCT : 15MHz
- HIGH SLEW RATE : $7\text{V}/\mu\text{s}$
- LOW DISTORTION : 0.002%
- LARGE OUTPUT VOLTAGE SWING : +14.3V/-14.6V
- EXCELLENT FREQUENCY STABILITY
- ESD INTERNAL PROTECTION

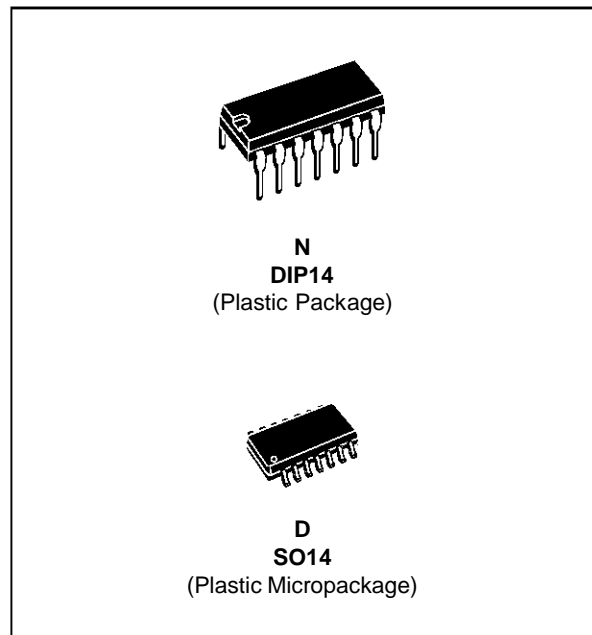
- MACROMODEL INCLUDED IN THIS SPECIFICATION

DESCRIPTION

The MC33079 is a monolithic quad operational amplifier particularly well suited for audio applications. It offers low voltage noise ($4.5\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$) and high frequency performances (15MHz Gain Bandwidth product, $7\text{V}/\mu\text{s}$ slew rate).

In addition the MC33079 has a very low distortion (0.002%) and excellent phase/gain margins.

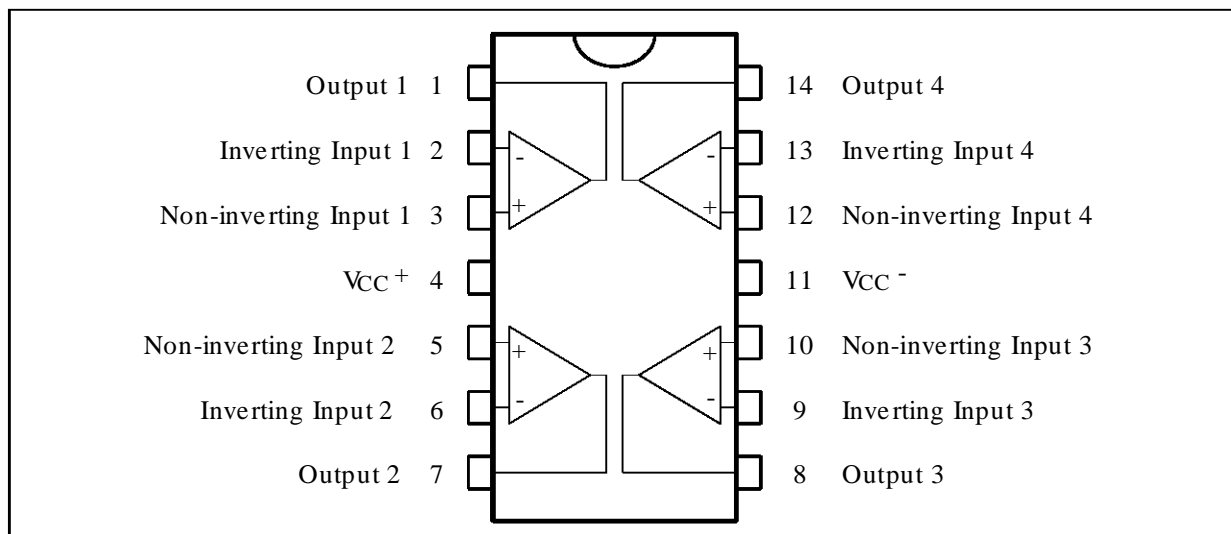
The output stage allows a large output voltage swing and symmetrical source and sink currents.



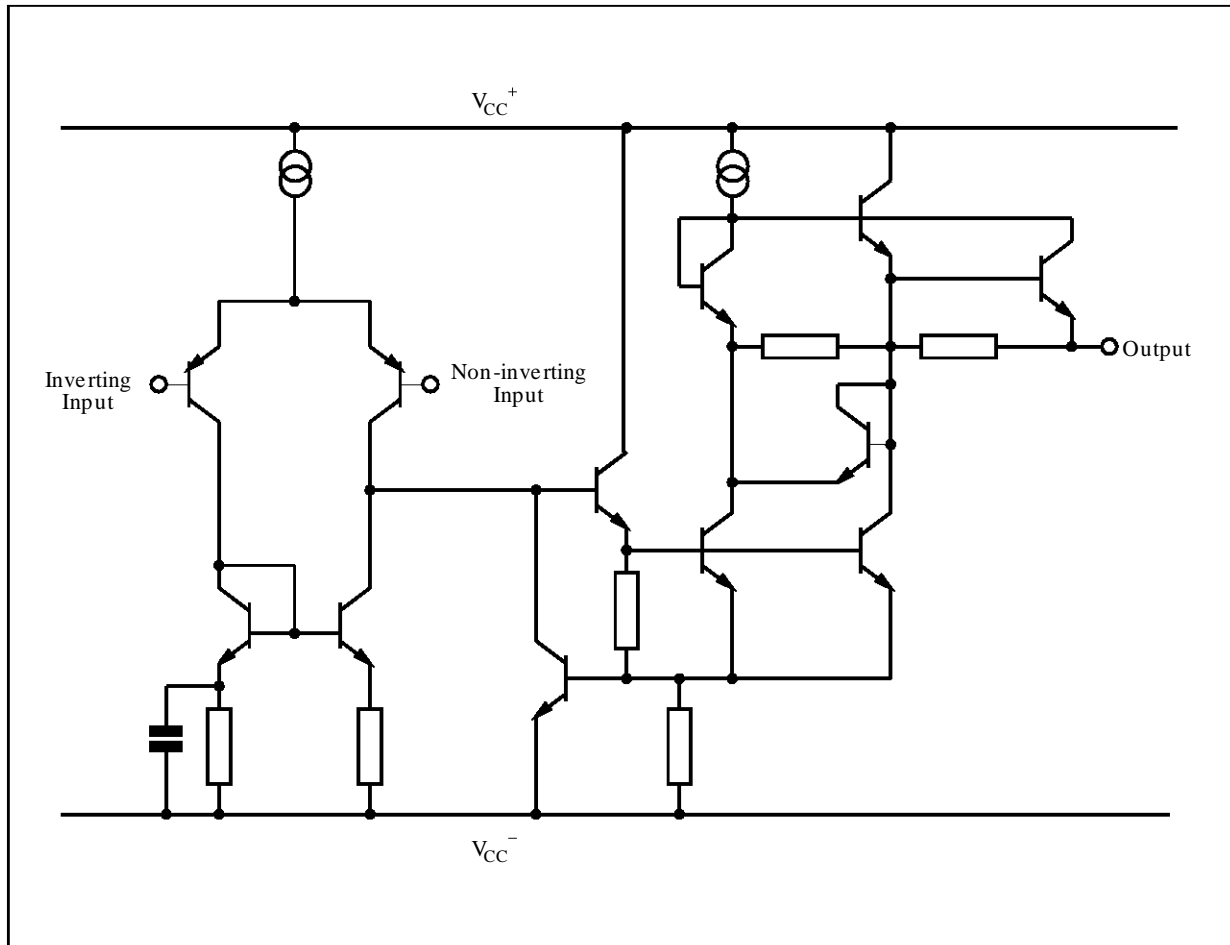
ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
MC33079	-40, +105°C	•	•

PIN CONNECTIONS (top view)



SCHEMATIC DIAGRAM (1/4 MC33079)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CC}	Supply Voltage	±18 or +36	V
V _{id}	Differential Input Voltage - (note 1)	±30	V
V _i	Input Voltage - (note 1)	±15	V
	Output Short-Circuit Duration - (note 2)	Infinite	
T _{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-40 to +105	°C
T _j	Maximum Junction Temperature	+150	°C
T _{stg}	Storage Temperature	-65 to +150	°C
P _{tot}	Maximum Power Dissipation - (note 2)	500	mW

- Notes :**
1. Either or both input voltages must not exceed the magnitude of V_{CC}⁺ or V_{CC}⁻
 2. Power dissipation must be considered to ensure maximum junction temperature (T_j) is not exceeded

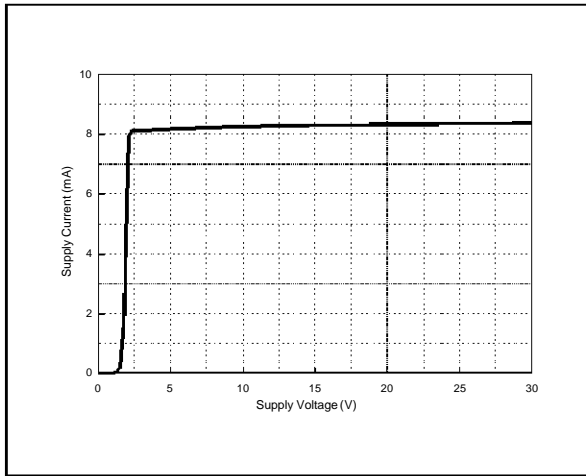
OPERATING CONDITIONS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V _{CC}	Supply Voltage	±2.5 to ±15	V

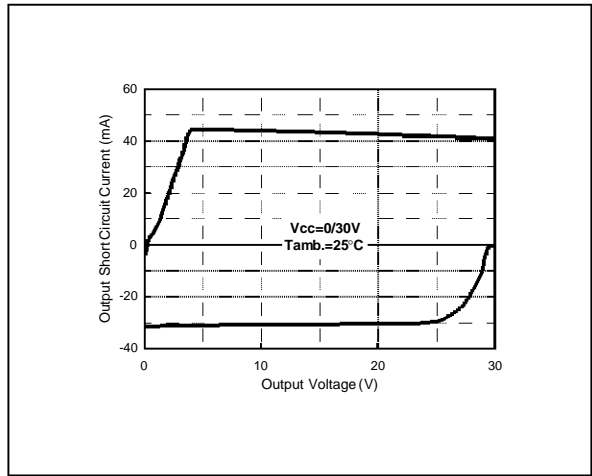
ELECTRICAL CHARACTERISTICS
 $V_{CC}^+ = +15V, V_{CC}^- = -15V, T_{amb} = 25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Unit	
V_{io}	Input Offset Voltage ($V_o = 0V, V_{ic} = 0V$) $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$			2.5 3.5	mV	
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift $V_{ic} = 0V, V_o = 0V, T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		2		$\mu V/^{\circ}C$	
I_{io}	Input Offset Current ($V_{ic} = 0V, V_o = 0V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		10	150 175	nA	
I_{ib}	Input Bias Current ($V_{ic} = 0V, V_o = 0V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		250	750 800	nA	
V_{icm}	Common Mode Input Voltage Range ($\Delta V_{IO} = 5mV, V_o = 0V$)	± 13	± 14		V	
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega, V_o = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$	90 85	100		dB	
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing ($V_{id} = \pm 1V$) $R_L = 600\Omega$ $R_L = 600\Omega$ $R_L = 2.0k\Omega$ $R_L = 2.0k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$		12.2 -12.7 14 -14.2 14.3 -14.6		-13.2 -14	V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($V_{ic} = \pm 13V$)	80	100		dB	
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio $V_{CC}^+ / V_{CC}^- = +15V / -15V$ to $+5V / -5V$	80	105		dB	
I_o	Output Short Circuit Current ($V_{id} = \pm 1V$, Output to Ground) Source Sink	15 20	29 37		mA	
I_{CC}	Supply current ($V_o = 0V$, All Amplifiers) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min.} \leq T_{amb} \leq T_{max.}$		8	10 12	mA	
SR	Slew Rate $V_i = -10V$ to $+10V, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF, A_V = +1$	5	7		V/ μs	
GBP	Gain Bandwidth Product ($f = 100kHz, R_L = 2k\Omega, C_L = 100pF$)	10	15		MHz	
B	Unity Gain Bandwidth (Open loop)		9		MHz	
A_m	Gain Margin ($R_L = 2k\Omega$) $C_L = 0pF$ $C_L = 100pF$		-11 -6		dB	
ϕ_m	Phase Margin ($R_L = 2k\Omega$) $C_L = 0pF$ $C_L = 100pF$		55 30		Degrees	
e_n	Equivalent Input Noise Voltage ($R_S = 100\Omega, f = 1kHz$)		4.5		$\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$	
i_n	Equivalent Input Noise current ($f = 1kHz$)		0.5		$\frac{pA}{\sqrt{Hz}}$	
THD	Total Harmonic Distortion $R_L = 2k\Omega, f = 20Hz$ to $20kHz, V_o = 3V_{rms}, A_V = +1$		0.002		%	
V_{O1}/V_{O2}	Channel Separation ($f = 20Hz$ to $20kHz$)		120		dB	
FPB	Full Power Bandwidth ($V_o = 27V_{pp}, R_L = 2k\Omega, THD \leq 1\%$)		120		kHz	
Z_o	Output Impedance ($V_o = 0V, f = 9MHz$)		37		Ω	
R_i	Input Resistance ($V_{ic} = 0V$)		175		k Ω	
C_i	Input Capacitance ($V_{ic} = 0V$)		12		pF	

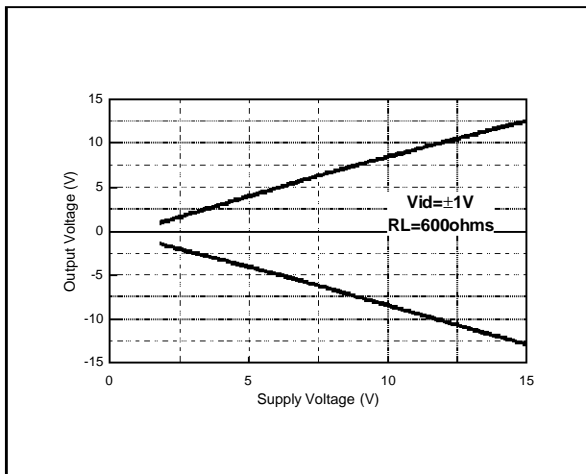
SUPPLY CURRENT vs SUPPLY VOLTAGE



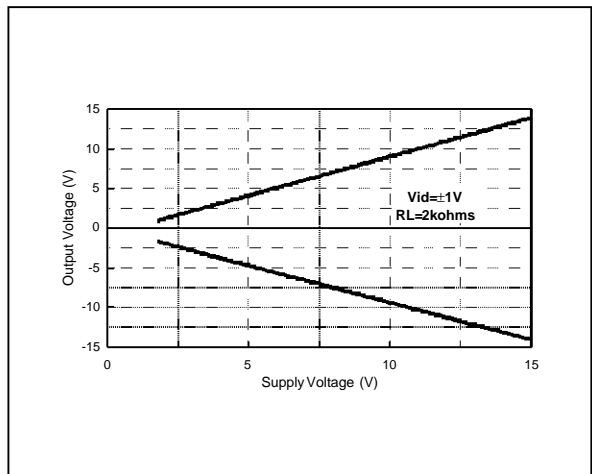
OUTPUT SHORT CIRCUIT CURRENT vs OUTPUT VOLTAGE



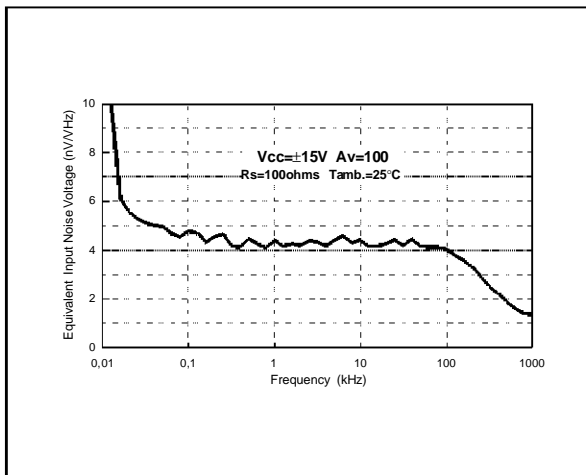
OUTPUT VOLTAGE vs SUPPLY VOLTAGE



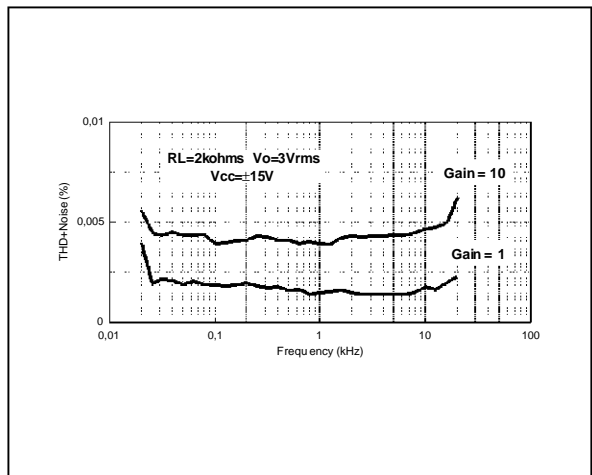
OUTPUT VOLTAGE vs SUPPLY VOLTAGE



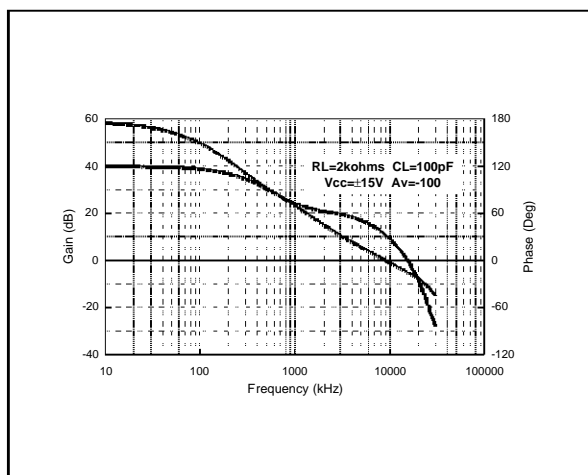
EQUIVALENT INPUT NOISE VOLTAGE vs FREQUENCY



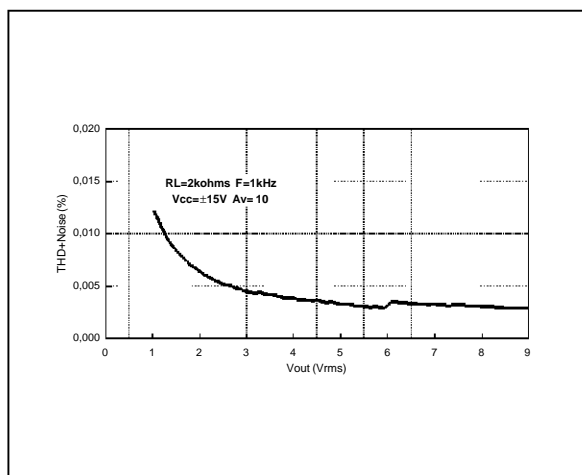
THD + NOISE vs FREQUENCY



VOLTAGE GAIN AND PHASE vs FREQUENCY



TOTAL HARMONIC DISTORTION vs OUTPUT VOLTAGE



MACROMODEL

- LOW VOLTAGE NOISE : $4.5nV/\sqrt{Hz}$
- HIGH GAIN BANDWIDTH PRODUCT : 15MHz
- HIGH SLEW RATE : $7V/\mu s$
- LOW DISTORTION : 0.002%

- LARGE OUTPUT VOLTAGE SWING : +14.3V/-14.6V
- EXCELLENT FREQUENCY STABILITY
- ESD INTERNAL PROTECTION

** Standard Linear Ics Macromodels, 1993.

** CONNECTIONS :

- * 1 INVERTING INPUT
- * 2 NON-INVERTING INPUT
- * 3 OUTPUT
- * 4 POSITIVE POWER SUPPLY
- * 5 NEGATIVE POWER SUPPLY

.SUBCKT MC33079 1 3 2 4 5 (analog)

**

.MODEL MDTH D IS=1E-8 KF=2.286238E-16 CJO=10F

* INPUT STAGE

CIP 2 5 1.200000E-11

CIN 1 5 1.200000E-11

EIP 10 5 2 5 1

EIN 16 5 1 5 1

RIP 10 11 2.363636E+00

RIN 15 16 2.363636E+00

RIS 11 15 1.224040E+01

DIP 11 12 MDTH 400E-12

DIN 15 14 MDTH 400E-12

VOFP 12 13 DC 0

VOFN 13 14 DC 0

IPOL 13 5 1.100000E-04

CPS 11 15 2.35E-09

DINN 17 13 MDTH 400E-12

VIN 17 5 1.000000E+00

DINR 15 18 MDTH 400E-12

VIP 4 18 1.000000E+00

FCP 4 5 VOFP 1.718182E+01

FCN 5 4 VOFN 1.718182E+01

FIBP 2 5 VOFN 4.545455E-03

FIBN 5 1 VOFP 4.545455E-03

* AMPLIFYING STAGE

FIP 5 19 VOFP 9.545455E+02

FIN 5 19 VOFN 9.545455E+02

CC 19 29 1.500000E-08

HZTP 30 29 VOFP 1.523529E+02

HZTN 5 30 VOFN 1.523529E+02

DOPM 51 22 MDTH 400E-12

DONM 21 52 MDTH 400E-12

HOPM 22 28 VOUT 5.172414E+03

VIPM 28 4 1.500000E+02

HONM 21 27 VOUT 4.054054E+03

VINM 5 27 1.500000E+02

DBIDON1 19 53 MDTH 400E-12

V1 51 53 0.68

DBIDON2 54 19 MDTH 400E-12

V2 54 52 0.68

RG11 51 5 3.04E+05

RG12 51 4 3.04E+05

RG21 52 5 0.6072E+05

RG22 52 4 0.6072E+05

E1 50 40 51 0 1 E2 40 39 52 0 1

EDEC1 38 39 4 0 0.5

EDEC2 0 38 5 0 0.5

DOP 51 25 MDTH 400E-12

VOP 4 25 1.474575E+00

DON 24 52 MDTH 400E-12

VON 24 5 1.474575E+00

RAJUS 50 5 1E12

GCOMP 5 4 4 5 8.1566068E-04

RPM1 5 80 1E+06

RPM2 4 80 1E+06

GAVPH 5 82 50 80 3.26E-03

RAVPHGH 82 4 613

RAVPHGB 82 5 613

RAVPHDH 82 83 1000

RAVPHDB 82 84 1000

CAVPHH 4 83 0.159E-09

CAVPHB 5 84 0.159E-09

EOUT 26 23 82 5 1

VOUT 23 5 0

ROUT 26 3 4.780354E+01

COUT 3 5 1.000000E-12

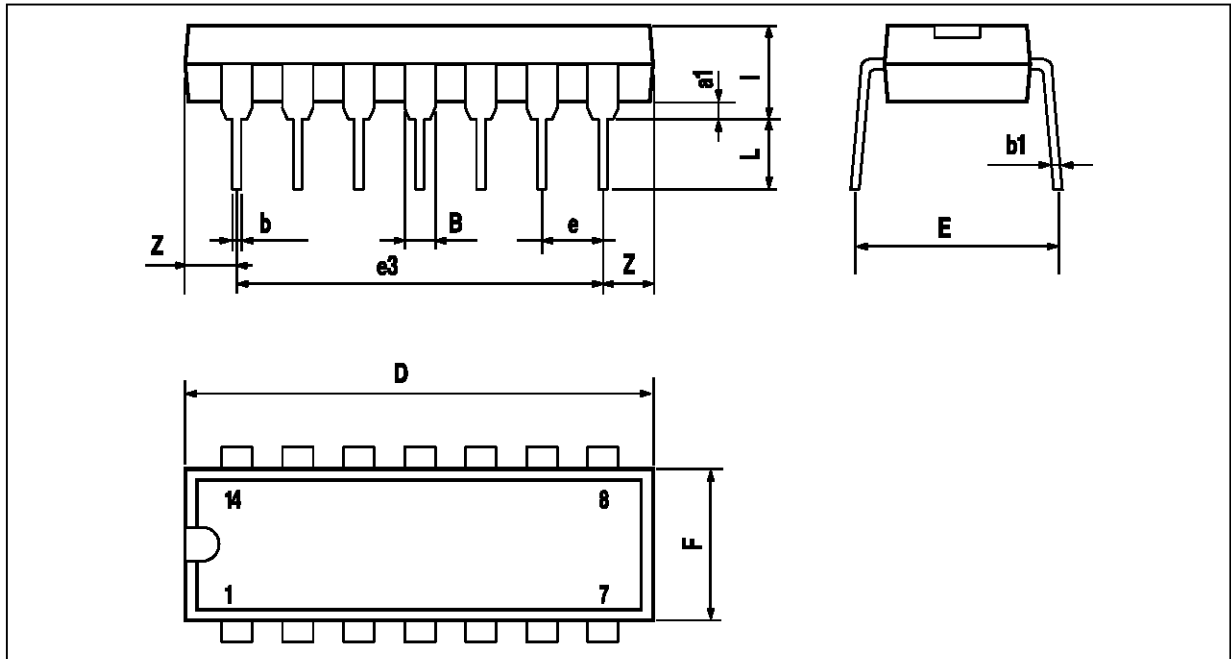
.ENDS

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC^+} = +15V$, $V_{CC^-} = -15V$, $T_{amb} = 25^{\circ}C$, (unless otherwise specified)

Symbol	Conditions	Value	Unit
V_{io}		0	mV
A_{vd}	$R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$	100	dB
I_{CC}	No load, per operator	2	mA
V_{icm}	$\Delta V_{io} = 5mV$, $V_o = 0V$	28	V
V_{opp}	$R_L = 2k\Omega$	28.2	V
I_{sink}	$V_o = 0V$	37	mA
I_{source}	$V_o = 0V$	29	mA
GBP	$R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$	15	MHz
SR	$R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $A_v = +1$	7	V/ μs
θ_m	$R_L = 2k\Omega$, $C_L = 0pF$	55	Degrees

PACKAGE MECHANICAL DATA
14 PINS - PLASTIC DIP



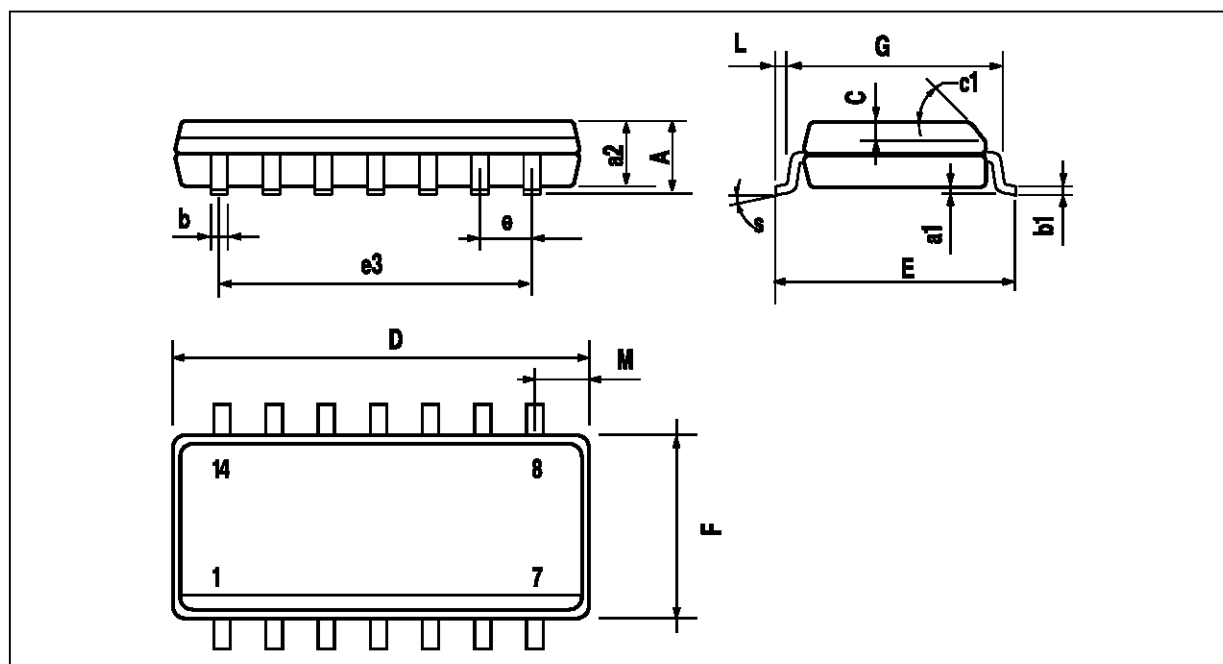
PM-DIP14LEPS

Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
a1	0.51			0.020		
B	1.39		1.65	0.055		0.065
b		0.5			0.020	
b1		0.25			0.010	
D			20			0.787
E		8.5			0.335	
e		2.54			0.100	
e3		15.24			0.600	
F			7.1			0.280
i			5.1			0.201
L		3.3			0.130	
Z	1.27		2.54	0.050		0.100

DIP14.TBL

PACKAGE MECHANICAL DATA

14 PINS - PLASTIC MICROPACKAGE (SO)



PW-SO14.EPS

Dimensions	Millimeters			Inches		
	Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.
A			1.75			0.069
a1	0.1		0.2	0.004		0.008
a2			1.6			0.063
b	0.35		0.46	0.014		0.018
b1	0.19		0.25	0.007		0.010
C		0.5			0.020	
c1	45° (typ.)					
D	8.55		8.75	0.336		0.334
E	5.8		6.2	0.228		0.244
e		1.27			0.050	
e3		7.62			0.300	
F	3.8		4.0	0.150		0.157
G	4.6		5.3	0.181		0.208
L	0.5		1.27	0.020		0.050
M			0.68			0.027
S	8° (max.)					

SO14.TBL

Information furnished is believed to be accurate and reliable. However, SGS-THOMSON Microelectronics assumes no responsibility for the consequences of use of such information nor for any infringement of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of SGS-THOMSON Microelectronics. Specification mentioned in this publication are subject to change without notice. This publication supersedes and replaces all information previously supplied. SGS-THOMSON Microelectronics products are not authorized for use as critical components in life support devices or systems without express written approval of SGS-THOMSON Microelectronics.

© 1997 SGS-THOMSON Microelectronics – Printed in Italy – All Rights Reserved

SGS-THOMSON Microelectronics GROUP OF COMPANIES
 Australia - Brazil - Canada - China - France - Germany - Italy - Japan - Korea - Malaysia - Malta - Morocco
 The Netherlands - Singapore - Spain - Sweden - Switzerland - Taiwan - Thailand - United Kingdom - U.S.A.

ORDER CODE :

This datasheet has been download from:

www.datasheetcatalog.com

Datasheets for electronics components.

Bibliografía

- [1] http://www.healthsystem.virginia.edu/UVAHealth/adult_pmr_sp/amput.cfm
- [2] Diseño de una prótesis mecatrónica de mano, UNAM 2005
- [3] <http://www.dif.gob.mx/sindiferencias/media/BOL14.pdf>
- [4] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/bv.fcgi?indexed=google&rid=physmedrehab.section.8475>
- [5] "Cairo toe earliest fake body bit", BBC News, 27 July 2007
<http://news.bbc.co.uk/2/hi/health/6918687.stm>
- [6] http://en.wikipedia.org/wiki/Image:MWP_Sowinski.JPG
- [7] "Artificial Limb", How Products are Made, 2007 <http://www.madehow.com/Volume-1/Artificial-Limb.html>
- [8] <http://www.oandplibrary.com/alp/chap12-04.asp>
- [9] <http://www.touchbionics.com/professionals.php>
- [10] Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior , Farah Simón, García Guerra, Rodríguez López, UNAM 2006
- [11] <http://www.amputee-coalition.org/index.html>
- [12] Alvarado, Luís "Nociones de anatomía humana". ED. IPN
- [13] imagenes
- [14] Pruebas Funcionales Musculares. Daniels – Worthingham. Editorial Panamericana.
- [15] www.efisioterapia.net/articulos
- [16] Anatomía Humana – Descriptiva, Topográfica y Funcional. Tomo III. H. Rouvière. A. Delmas. 10ma edición.
- [17] Manual de Anatomía Funcional del Aparato Locomotor. Raúl Alejandro Supital.
- [18] Apuntes de Anatomía. Miembro Superior. Tomo I. U.B.A.
- [19] Fisiología Articular. Tomo I. Miembro Superior. A. I. Kapandji.
- [20] <http://www.matweb.com>
- [21] Elbows, Hines and connectors Catalog, Hosmer Dorance Corporation
- [22] <http://magisnef.wordpress.com/2007/03/17/>
- [23] <http://www.venuzcomplex.com/2007/11/prtesis-en-brazos-dirigidas-por-el.html>
- [24] www.ottobock.com
- [25] www.prostheticphysiotherapy.com
- [26] www.amputee-coalition.org
- [27] "Das Richtige Muskel Training" Mark Vella Ed. Druck GmbH & Co. 2008 Alemania