



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DISEÑO DE UN SOCKET AUTOAJUSTABLE PARA
PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR**

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

MAESTRA EN INGENIERÍA

INGENIERÍA MECÁNICA – MECATRÓNICA

P R E S E N T A :

HANNA LESLYE GARCÍA GUERRA

TUTOR:

DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ



2009

JURADO ASIGNADO:

Presidente: DR. VICENTE BORJA RAMÍREZ

Secretario: DR. LEOPOLDO ADRIÁN GONZÁLEZ GONZÁLEZ

Vocal: DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ

1er. Suplente: DR. ADRIÁN ESPINOSA BAUTISTA

2do. Suplente: M. I. MARÍA DEL PILAR CORONA LIRA

TUTOR DE TESIS:

Dr. Jesús Manuel Dorador González

ÍNDICE

OBJETIVO.....	i
ALCANCES.....	i
INTRODUCCIÓN.....	ii
ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO.....	iii
Capítulo 1. ANTECEDENTES	1
1.1. Introducción.....	1
1.2. Prótesis para amputación femoral.....	3
1.2.1. Problemas más frecuentes en amputados femorales.....	5
1.2.2. Fabricación de una prótesis femoral.....	7
1.2.2.1. Medidas del muñón.....	7
1.2.3. Problemas por los cuales es necesario el cambio del socket.....	9
1.3. Sockets que se utilizan en la amputación transfemoral.....	10
1.3.1. Ventajas y desventajas de los tipos de sockets.....	10
1.4. Actualidad en sockets para prótesis.....	11
1.5. Diseño del socket ajustable para prótesis.....	16
1.5.1. Introducción.....	16
Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL	18
2.1. Introducción.....	18
2.2. Requerimientos.....	21
2.3. Diagramas de función.....	22
2.4. Propuestas conceptuales del sistema de autoajuste.....	24
2.4.1. Presión arterial.....	24
2.4.2. Presión hidrostática médica.....	26
2.4.3. Determinación y métodos para medir la presión arterial.....	27
2.4.4. Método oscilométrico.....	27
2.5. Conceptos para sensado.....	29
2.5.1. Sensor de presión capacitivo.....	29
2.5.2. Sensor de presión resistivo.....	29
2.6. Conceptos de distribución del fluido en el sistema de sujetadores.....	31
2.7. Conceptos para sujeción.....	33
2.8. Carta morfológica.....	36
2.9. Matriz de decisión.....	39
Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN	40
3.1. Introducción.....	40
3.2. Componentes del socket ajustable.....	41
3.2.1. Sistema de estructura.....	42
3.2.2. Sistema de ajuste.....	42
3.2.3. Sistema base.....	43
3.3. Diseño de configuración del sistema de autoajuste.....	45

3.3.1. Componentes del socket autoajustable.....	45
3.3.1.1. Componentes del socket autoajustable.....	45
3.4. Relación entre el sistema de autoajuste y el socket.....	47
3.5. Diagrama de bloques del sistema de autoajuste.....	48
3.5.1. Diagrama de funcionamiento del sistema de autoajuste sin depósito de aire	48
3.5.2. Diagrama de funcionamiento del sistema de autoajuste con depósito de aire	49
3.6. Ensamble y diseño final.....	50
Capítulo 4. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO DE DETALLE	52
4.1. Introducción.....	52
4.2. Características de los componentes del socket.....	53
4.3. Unión de los componentes del socket.....	55
4.4. Ensamble del socket.....	56
4.5. Diseño de detalle del sistema de autoajuste.....	57
4.5.1. Especificaciones del socket.....	57
4.5.2. Selección del sensor.....	58
4.5.3. Selección del microcontrolador.....	59
4.6. Análisis de elemento finito de los componentes del socket.....	60
4.6.1. Sistema de ajuste.....	64
4.6.1.1. Análisis de los sujetadores lateral y medial.....	65
4.6.1.2. Análisis del sujetador anterior.....	71
4.6.1.3. Análisis del sujetador posterior.....	75
4.6.1.4. Análisis del sujetador superior.....	81
4.6.1.5. Análisis de la malla.....	87
4.6.2. Sistema de estructura y base.....	94
4.6.2.1. Análisis de la estructura de apoyo con la base.....	94
Capítulo 5. CONCLUSIONES	100
5.2. Trabajo a futuro.....	103
APÉNDICE	104
Apéndice A1. Tabla de ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas en la carta morfológica	105
Apéndice A2. Patente: “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior”.....	116
Apéndice A3. Sensor de presión MPX5100/MPXV5100 SERIES.....	141
Apéndice A4. Sensor de fuerza FSR.....	150
Apéndice A5. Microcontrolador PIC16F87XA.....	160
REFERENCIAS	170

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 1. ANTECEDENTES

Figura 1.1.	Tipos de discapacidad.....	1
Figura 1.2.	Causas de la discapacidad.....	1
Figura 1.3.	Partes de una prótesis femoral.....	3
Figura 1.4.	Transtornos vasculares distales en un muñón femoral por defecto de succión...	6
Figura 1.5.	Problemas cutáneos en el muñón.....	6
Figura 1.6.	Obtención de medidas del muñón.....	8
Figura 1.7.	Obtención del molde negativo.....	8
Figura 1.8.	Diseño final del socket.....	17

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL

Figura 2.1.	Diagrama funcional del socket autoajustable.....	22
Figura 2.2.	Diagrama funcional de la operación “autoajustar”.....	23
Figura 2.3.	Quando el corazón se contrae, la sangre es impulsada hacia las arterias y da origen a la presión sistólica.....	24
Figura 2.4.	Quando el corazón se relaja, entra a las cuatro cavidades y origina la presión diastólica.....	24
Figura 2.5.	Efectos de la gravedad sobre las presiones venosa y arterial.....	26
Figura 2.6.	Curva de presión oscilatoria.....	28
Figura 2.7.	Arreglo de válvulas del sistema de autoajuste.....	32

Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

Figura 3.1.	Componentes del socket ajustable.....	41
Figura 3.2.	Estructura de apoyo.....	42
Figura 3.3.	Abrazadera.....	42
Figura 3.4.	Sujetador lateral y medial.....	43
Figura 3.5.	Sujetador posterior.....	43
Figura 3.6.	Sujetador anterior.....	43
Figura 3.7.	Sujetador superior.....	43
Figura 3.8.	Base roscada.....	44
Figura 3.9.	Base	44
Figura 3.10.	Malla	44
Figura 3.11.	Adaptador piramidal.....	44
Figura 3.12.	Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste sin depósito de aire.....	48
Figura 3.13.	Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste con depósito de aire.....	49
Figura 3.14.	Ensamble y diseño final del socket.....	50
Figura 3.15.	Base con válvulas en el interior.....	50
Figura 3.16.	Socket con caña y rodilla protésica.....	51

Capítulo 4. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO DE DETALLE

Figura 4.1.	Abrazadera.....	52
Figura 4.2.	Sistema de ajuste.....	52
Figura 4.3.	Estructura de apoyo.....	52
Figura 4.4.	Base roscada.....	54
Figura 4.5.	Malla.....	54
Figura 4.6.	Base.....	54
Figura 4.7.	Válvulas.....	54
Figura 4.8.	Adaptador piramidal.....	54
Figura 4.9.	Ubicación de los pernos y los pivotes del socket.....	55
Figura 4.10.	Ensamble del socket.....	56
Figura 4.11.	Fuerzas aplicadas en la interfase muñón-socket.....	61
Figura 4.12.	Componentes de las fuerzas aplicadas en la interfase muñón-socket.....	62
Figura 4.13.	Fuerzas aplicadas en los sujetadores.....	64
Figura 4.14.	Vista superior de las fuerzas aplicadas al sistema de ajuste.....	64
Figura 4.15.	Esfuerzo de los sujetadores lateral y medial (F=1000 N).....	66
Figura 4.16.	Desplazamiento de los sujetadores lateral y medial.....	67
Figura 4.17.	Esfuerzo de los sujetadores lateral y medial ($F_{YS}=684.6$ N).....	68
Figura 4.18.	Desplazamiento de los sujetadores lateral y medial ($F_{YS}=684.6$ N).....	69
Figura 4.19.	Esfuerzo del sujetador anterior (F=50 N).....	71
Figura 4.20.	Desplazamiento del sujetador anterior (F=50 N).....	72
Figura 4.21.	Esfuerzo del sujetador anterior (F=1000 N).....	72
Figura 4.22.	Desplazamiento del sujetador anterior (F=1000 N).....	72
Figura 4.23.	Esfuerzo del sujetador anterior ($F_{YS}=684.6$ N).....	73
Figura 4.24.	Desplazamiento del sujetador anterior ($F_{YS}=684.6$ N).....	73
Figura 4.25.	Esfuerzo del sujetador posterior (F=50N).....	76
Figura 4.26.	Desplazamiento del sujetador posterior (F=50N).....	77
Figura 4.27.	Esfuerzo del sujetador posterior ($F_{YS}=684.6$ N).....	78
Figura 4.28.	Desplazamiento del sujetador posterior ($F_{YS}=684.6$ N).....	79
Figura 4.29.	Esfuerzo del sujetador superior (F=1000 N).....	82
Figura 4.30.	Desplazamiento del sujetador superior (F=1000 N).....	83
Figura 4.31.	Esfuerzo del sujetador superior ($F_{YS}=684.6$ N).....	84
Figura 4.32.	Desplazamiento del sujetador superior ($F_{YS}=684.6$ N).....	85
Figura 4.33.	Fuerzas aplicadas en la malla.....	87
Figura 4.34.	Esfuerzo en la malla (F=1000 N).....	88
Figura 4.35.	Desplazamiento en la malla con F=1000 N y E=600 MPa.....	89
Figura 4.36.	Desplazamiento en la malla con F=1000 N y E=2000 MPa.....	90
Figura 4.37.	Esfuerzo en la malla con F=5500 N y E=2000 MPa.....	91
Figura 4.38.	Desplazamiento de la malla con F=5500 N y E=2000 MPa.....	92
Figura 4.39.	Vista superior de las fuerzas aplicadas en el sistema de estructura y la base.....	94
Figura 4.40.	Esfuerzo del sistema de estructura y la base (E=50 GPa y $P_i=250$ mmHg).....	95
Figura 4.41.	Desplazamiento del sistema de estructura y la base (E=50 GPa y $P_i=250$ mmHg)	96
Figura 4.42.	Esfuerzo del sistema de estructura y la base (E=200 GPa y $P_i=250$ mmHg).....	97
Figura 4.43.	Desplazamiento del sistema de estructura y la base (E=200 GPa y $P_i=250$ mmHg)	98

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 1. ANTECEDENTES

Tabla 1.1.	Ventajas y desventajas de los tipos de sockets.....	10
Tabla 1.2.	Patentes que presentan soluciones con bolsas inflables.....	12, 13
Tabla 1.3.	Tipos de sockets existentes en el mercado.....	14, 15

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL

Tabla 2.1.	Alternativas de solución para la distribución del fluido.....	31
Tabla 2.2.	Alternativas de solución para la sujeción del socket.....	34
Tabla 2.3.	Ventajas y desventajas de las alternativas de solución para la sujeción del socket.....	35
Tabla 2.4.	Carta morfológica del sistema de autoajuste.....	36
Tabla 2.5.	Ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica.....	37, 38
Tabla 2.6.	Matriz de decisión de las soluciones obtenidas de la carta morfológica...	39

Capítulo 4. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO DE DETALLE

Tabla 4.1.	Especificaciones del socket.....	57
Tabla 4.2.	Fuerzas de contacto de la cadera y rodilla medidas <i>in vivo</i> en pacientes con implantes instrumentados.....	60
Tabla 4.3.	Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F=50 N y F=1000 N).....	65
Tabla 4.4.	Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F _{YS} =684.6N).....	65
Tabla 4.5.	Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial.....	70
Tabla 4.6.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F=1000 N).....	70
Tabla 4.7.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F _{YS} =684.6N).....	70
Tabla 4.8.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior (F=50 N y F=1000 N).....	71
Tabla 4.9.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior (F _{YS} =684.6N).....	71
Tabla 4.10.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior.....	74
Tabla 4.11.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador anterior (F=1000 N).....	74
Tabla 4.12.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador anterior (F _{YS} =684.6N).....	74
Tabla 4.13.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior (F=50 N y F=1000 N).....	75

Tabla 4.14.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior ($F_{YS}=684.6N$).....	75
Tabla 4.15.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior.....	80
Tabla 4.16.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador posterior ($F=1000 N$).....	80
Tabla 4.17.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador posterior ($F=684.6 N$).....	80
Tabla 4.18.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior ($F=50 N$ y $F=1000 N$).....	81
Tabla 4.19.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior ($F_{YS}=684.6 N$).....	81
Tabla 4.20.	Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior.....	86
Tabla 4.21.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador superior ($F=1000 N$).....	86
Tabla 4.22.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador posterior ($F_{YS}=684.6 N$).....	86
Tabla 4.23.	Resultados del análisis de elemento finito de la malla ($F=1000 N$).....	87
Tabla 4.24.	Resultados del análisis de elemento finito de la malla ($F_{YS}=684.6 N$).....	87
Tabla 4.25.	Resultados del análisis de elemento finito de la malla.....	93
Tabla 4.26.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de la malla ($F=1000 N$).....	93
Tabla 4.27.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de la malla ($F=5500 N$).....	93
Tabla 4.28.	Resultados del análisis de elemento finito del sistema de estructura con la base.....	94
Tabla 4.29.	Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sistema de estructura con la base.....	99

OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es diseñar un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral que se ajuste automáticamente a los cambios de volumen del muñón.

ALCANCES

El diseño de un sistema mecatrónico que permita una mejor relación entre el usuario y su prótesis implica varias etapas de desarrollo, en la tesis de licenciatura “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1] se presentó el diseño del socket ajustable, el cual resultó adecuado para cumplir con las necesidades de los usuarios. Este trabajo presenta una nueva etapa en el proceso de diseño de este producto, en la cual se incorporan sistemas mecatrónicos que mejoran la relación entre el usuario y su prótesis.

Las etapas del proceso que se incluyen en este trabajo son:

- Propuesta del sistema de autoajuste para el socket.
- Diseño conceptual del sistema de autoajuste.
- Diseño de configuración del sistema de autoajuste.
- Consideraciones para el diseño de detalle del sistema de autoajuste.
- Análisis estático y bajo condiciones dinámicas por medio del método del elemento finito del diseño del socket ajustable para prótesis de miembro inferior.

La construcción de un prototipo y las pruebas en pacientes quedan fuera del alcance de esta tesis, así como el análisis de costos y el estudio de factibilidad financiera necesarios para el licenciamiento del producto.

INTRODUCCIÓN

La función principal del miembro inferior es realizar el apoyo estático (bipedestación) y dinámico (marcha, carrera, etc.), también tiene la tarea de lograr la amortiguación de los impactos y las fuerzas del peso corporal, lograr la estabilidad del miembro durante el apoyo y conseguir la progresión del centro de gravedad corporal durante la marcha así como tener una buena alineación de los miembros inferiores. De este modo podrán tener lugar las actividades funcionales como son la bipedestación, la deambulación, la sedestación, las transferencias, los cambios de posición y otras actividades de la vida diaria.

Cuando se produce una amputación del miembro inferior, salvo que sea una amputación menor, se pierden todas estas funciones. Se pierde la capacidad de apoyo, tanto en bipedestación como durante la marcha; se pierde la capacidad de amortiguación de impactos y de adaptación funcional de la longitud del miembro inferior (acortamiento y alargamiento) en las diversas fases del ciclo de marcha; así mismo se pierde la información sensitiva procedente del pie y del resto del segmento amputado. En estas circunstancias, para recuperar la capacidad de bipedestación, de marcha y de transferencias, es necesario llevar a cabo un proceso de rehabilitación y protetización adecuados, así como mantener una buena apariencia estética.

Entre los objetivos estéticos estará el restituir el aspecto corporal externo que se pierde con la amputación, lo que conlleva al restablecimiento de la imagen corporal. Para conseguir el desarrollo de los objetivos funcionales, es recomendable que la prótesis reúna unas condiciones de comodidad, poco peso, estética, resistencia a los impactos (para no romperse con facilidad), etc.

Existe una enorme gama de técnicas, estilos y formas para fabricar un socket, los materiales empleados para su construcción han variado a través del tiempo, los más usados actualmente son: las resinas poliéster, el silicón, la fibra de vidrio y la fibra de carbono. El empleo de una mejor tecnología o los elementos más caros en la fabricación de la prótesis, no implica que se mejoren los resultados protésicos, ya que un molde exacto del muñón no es mecánicamente un buen socket.

ORGANIZACIÓN DEL TRABAJO

En esta tesis se presenta el diseño de un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior en la zona transfemoral que se ajuste automáticamente a las variaciones volumétricas del muñón.

En el capítulo 1 se muestran los antecedentes sobre amputaciones y prótesis, así como el trabajo realizado anteriormente acerca del diseño del socket ajustable para prótesis de miembro inferior.

En el capítulo 2 se propone el diseño conceptual del socket autoajustable, en el cual el paciente va a poder meter con facilidad el muñón dentro del socket y después de colocarlo en una posición adecuada va a poder inflar los sujetadores, teniendo dos opciones, la primera es ajustarlos manualmente con una bomba de baumanómetro, ajustándolos hasta donde lo considere conveniente y se sienta cómodo. Una vez alcanzada la presión adecuada, se retira la bomba. Para quitarse el socket, el paciente podrá desinflar los sujetadores. La segunda opción es utilizarlo de manera automática, en donde el sistema de autoajuste inflará los sujetadores hasta llegar a una presión adecuada. El sistema de autoajuste va a funcionar en el momento que sea requerido, durante el tiempo de uso de la prótesis.

En el capítulo 3 sobre el diseño de configuración se presentan los componentes que utiliza el socket ajustable y el sistema de autoajuste propuesto en esta tesis.

El capítulo 4 muestra los resultados obtenidos del análisis por el método del elemento finito y el diseño de detalle del socket autoajustable.

En las conclusiones del trabajo se presentan los resultados obtenidos y se hace la propuesta de trabajo a futuro para continuar con el desarrollo de este socket hasta llevarlo a la etapa de licenciamiento de tecnología.

Capítulo 1. ANTECEDENTES

1.1. INTRODUCCIÓN

Según estadísticas del Censo General de Población y Vivienda 2000, del INEGI, existen en México 1 795 300 personas con algún tipo de discapacidad, de las cuales 943 717 son hombres y 851 583 son mujeres; 50.9% cuentan con un rango de edad de 14 a 64 años. Dentro de los tipos de discapacidad, los que se presentan con mayor frecuencia en México son dos: la discapacidad motriz (45.3%) y la discapacidad visual (26%), mostrado en la figura 1.1.

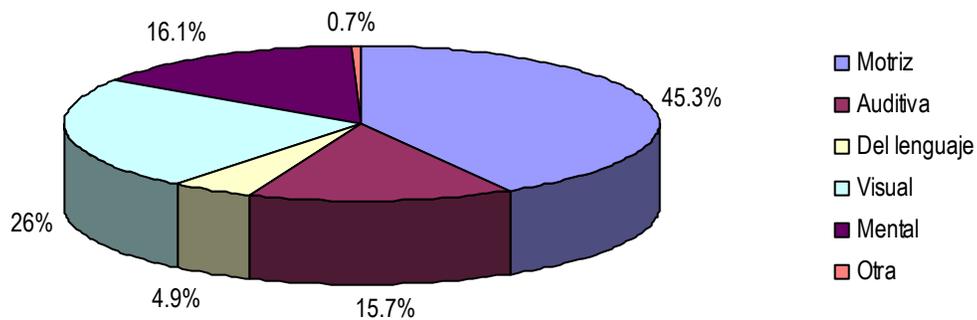


Figura 1.1. Tipos de discapacidad.
(INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000")

El INEGI establece como causas de la discapacidad diferentes factores, clasificados como se muestra en la figura 1.2.

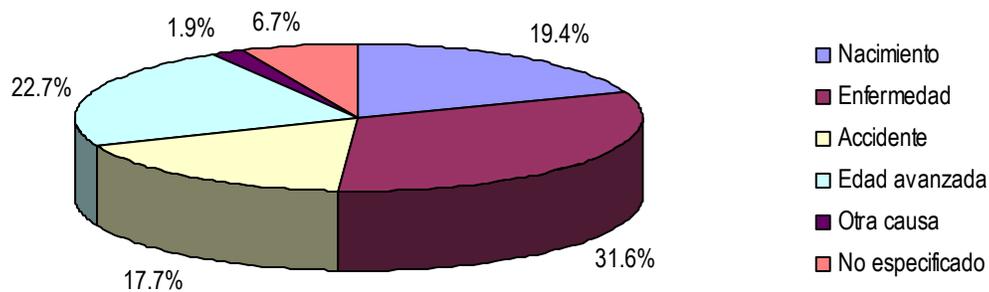


Figura 1.2. Causas de la discapacidad.
(INEGI "XII CENSO GENERAL DE POBLACIÓN Y VIVIENDA 2000")

En la actualidad, la principal causa de la amputación es por Diabetes Mellitus, se estima que en México más del 8 por ciento de la población entre 14 y 69 años padece diabetes y cerca del 30% de los afectados desconoce que la tiene, lo que significa que existen más de 4 millones de personas enfermas, de las cuales más de 1 millón no está diagnosticado debido a que se trata de una enfermedad asintomática en sus primeras etapas. Se calcula que sólo 200 000 diabéticos están bien controlados de los millones de diabéticos en México. La diabetes mal controlada ocasiona la aparición temprana de graves complicaciones vasculares tales como nefropatía, retinopatía y gangrena que ocasiona la frecuente amputación de miembros inferiores.

Según reportes de la Secretaría de Salud, en el año 2000 se amputaron 75 000 piernas en México. Se calcula que dichas cifras son aún mayores tomando en cuenta las amputaciones realizadas por la práctica privada y todos aquellos casos no reportados.

Las personas con miembros amputados sufren una disminución severa en su calidad de vida y en su productividad laboral además de las secuelas emocionales causadas por la pérdida de un pie o una pierna. Se calcula que sólo 1 de cada 10 personas con miembros amputados se rehabilita y únicamente el 30% de los rehabilitados sabe usar adecuadamente sus aparatos y prótesis [26].

Las prótesis son costosas y pueden llegar a precios de hasta \$ 90 000 pesos, según la Sociedad Mexicana de Ortesistas y Protesistas, A.C. Por lo anterior, el costo económico que sufren los afectados así como los Sistemas de Salud a raíz de una amputación, son considerablemente elevados.

1.2. PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN FEMORAL

Una prótesis para amputación femoral está formada por los siguientes elementos:

- *Socket*: Tipo de *socket* y método de suspensión.
- Rodilla protésica.
- Segmento intermedio: tubo de muslo y de pierna y adaptadores.
- Segmento distal: articulación protésica de tobillo-pie.

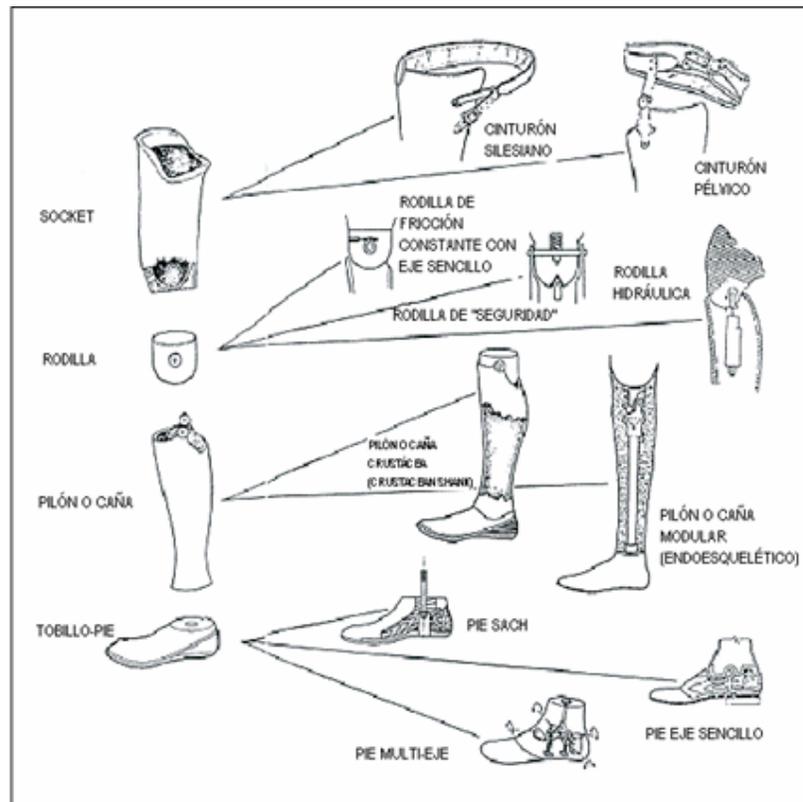


Figura 1.3. Partes de una prótesis femoral.

Las funciones que deben de ofrecer las prótesis de miembro inferior son [2]:

- Capacidad de apoyo estático (en la bipedestación) y dinámico (durante la marcha, carrera y otras actividades cotidianas). Esto implica una correcta transferencia del peso corporal, desde el muñón hacia el socket de la prótesis, de manera que se logre un apoyo cómodo. También implica una estabilidad y seguridad durante la fase de apoyo, para que no falle el mecanismo protésico y no el paciente no se caiga.
- Una flexión de la prótesis durante la fase de oscilación semejante a la fisiológica, para evitar el arrastre del pie protésico contra el suelo. El anclaje será necesario para que la prótesis no se descuelgue del muñón durante la fase de oscilación, así como también para que haya una buena estabilización en los tres planos del espacio durante la fase de apoyo.
- Suplir la función de las articulaciones perdidas con la amputación (pie, tobillo, rodilla o cadera, según el nivel).
- La capacidad de control del movimiento o interacción entre el paciente y la prótesis, para que el paciente pueda efectuar y controlar las funciones motoras encomendadas a la prótesis, permitiendo la contracción muscular del muñón.
- Capacidad de amortiguación de impactos durante las transferencias, la marcha, la carrera, etc.
- El restablecimiento del equilibrio/simetría de la masa corporal, que se había perdido con la amputación de la extremidad. De este modo, la prótesis consigue una mejor redistribución del centro de gravedad corporal; una optimización energética en los movimientos corporales, y un mejor control de la postura corporal.
- Y finalmente, como resultado de todos los anteriores, conseguir simular una marcha normal.

El mecanismo de acción o de funcionamiento, por el que las prótesis de miembro inferior consiguen obtener estas funciones, se basa en la aplicación de una serie de principios biomecánicos, tales como:

- El “punteado”/by-pass/transferencia de la carga, desde las zonas del muñón que toleran la presión hasta el suelo, dado que en la mayoría de amputaciones el muñón no tolera la carga distalmente. Para este fin, la construcción del socket emplea el principio del contacto total con un reparto selectivo de la carga, ya que busca evitar la excesiva concentración de cargas en zonas sensibles y concentrar el apoyo en zonas que toleran mejor la presión.
- El adecuado anclaje/suspensión entre el muñón y el socket. Esto es necesario para que haya una buena estabilidad en el apoyo de la prótesis, evitando los movimientos indeseados entre el muñón y la prótesis; así como para evitar que ésta se descuelgue durante la fase de oscilación.
- Cuanto más distal sea el nivel de amputación (siempre que sea un nivel “funcional”), cuanto mejor sea la prescripción, cuanto más precisa sea la alineación, más correcta la adaptación, mejor sea la estética y mejor simulen los componentes protésicos las funciones de las partes anatómicas perdidas, mejor será la función obtenida.

Existen factores relacionados con la protetización que influirán en el resultado: factores que afectan la interfase muñón-prótesis, factores relativos al segmento intermedio y factores relacionados con la porción distal (mecanismo protésico terminal).

La adaptación de la prótesis, depende de dos aspectos fundamentales, el tipo de socket y el tipo de suspensión. La adaptación del socket es el elemento más difícil y el factor simple más importante que determina el éxito o fracaso de la prótesis [2].

- En la interfase muñón-prótesis es donde se establece la comunicación o interacción del sistema paciente-prótesis, que permitirá el establecimiento de un buen control/coordiación de los movimientos del miembro artificial. El socket debe permitir la acción de la musculatura del muñón y una buena propiocepción, para asegurar un buen control voluntario de la prótesis.
- A través del socket, también debe realizarse un apoyo y transmisión de las fuerzas estáticas (del peso corporal) y dinámicas (de la marcha). Generalmente se busca que ese contacto en la interfase sea lo más amplio posible, de manera que haya reparto de presiones equitativo, del tipo “contacto total” pero con un reparto selectivo y una localización de cargas en determinadas zonas conocidas.
- También se debe producir una buena suspensión/anclaje de la prótesis a nivel del socket.

1.2.1. Problemas más frecuentes en amputados femorales

- En el seguimiento [2]
 - Dolor en la zona distal del muñón.
 - Déficit de riego sanguíneo en el muñón: Claudicación.
 - Mala suspensión de la prótesis.
 - Dolor en la ingle.
 - Dolor en el abdomen bajo al sentarse.
 - Heridas o úlceras en la porción distal del muñón.
 - Edema distal del muñón.
 - Formación de granulomas o forúnculos en el borde interno del socket.
 - Marcha anormal (mala alineación de la prótesis, insuficiente adaptación entre el muñón y el socket, muñón doloroso).
 - Dolor en el isquion (adelgazamiento del muñón, meseta isquiática mal almohadillada, etc.)
 - Maceración de la piel distal del muñón.
 - El muñón no entra hasta el fondo del socket.
 - Fragilidad de la piel del muñón: aparición de heridas o úlceras con mucha frecuencia (diabetes, dermatosis).
 - Inseguridad al caminar.
 - Formación de ampollas en la piel del muñón.
 - Decoloraciones en la piel (la zona ha estado sometida durante periodos prolongados de tiempo a una excesiva presión).
 - Mal olor del socket.

- Claudicación hacia el lado de la prótesis.
 - Piel reseca y quebradiza.
 - Adelgazamiento del muñón.
 - Aumento del volumen del muñón.
- El peso del amputado ya no está entre los límites de la seguridad de los componentes.
 - Los componentes ya no funcionan según las especificaciones del fabricante.
 - El nivel de actividad del individuo ya no es compatible con los componentes utilizados, en el sentido de que los componentes están aumentando el costo de energía neta del individuo en vez de disminuirla.
 - Un componente tiene que ser cambiado, pero el reemplazo no es compatible con el resto de los componentes existentes.
 - Se han realizado ya tantos cambios/alteraciones de los materiales o componentes de la prótesis, que su integridad estructural ha sido comprometida.

El propósito del presente trabajo es disminuir estos problemas con el diseño de un *socket* que se adapte mejor al paciente y a los cambios que éste experimenta después de la cirugía de amputación. No hay que olvidar que una prótesis es un elemento extraño al cuerpo que, por muy confortable que sea, debe estar en contacto y apoyarse en una parte del cuerpo que no está diseñada para realizar esta tarea. Por ello, van a ser frecuentes los problemas cutáneos en el muñón debidos al simple contacto, o por un mal uso o inadecuada adaptación de la prótesis. En las figuras 1.4 y 1.5 se muestran algunos de los problemas cutáneos presentados en el muñón [8].



Figura 1.4. Trastornos vasculares distales en un muñón femoral por defecto de succión.



Figura 1.5. Problemas cutáneos en el muñón.

1.2.2. Fabricación de una prótesis femoral

Para la fabricación de una prótesis femoral el protesista sigue una serie de pasos establecidos. En primer lugar, el protesista medirá y anotará las características y las dimensiones del muñón, después tomará el molde con escayola y, una vez obtenido el molde positivo, se rectificará, para terminar con la confección del socket [8].

1.2.2.1. Medidas del muñón

A la hora de confeccionar el socket se toman unas medidas determinadas por el muñón que son muy importantes y que protesista anota en una hoja de medidas protésicas. Entre estas medidas tenemos:

- Distancia anteroposterior: medida entre el aductor largo y la tuberosidad isquiática y que es necesaria para la dimensión de la pared medial del socket.
- Medida de la circunferencia del muñón: se empieza horizontalmente a nivel isquiático y después cada 5 cm hasta llegar al extremo del muñón.
- Ángulo de flexión o abducción del muñón, si lo hubiera.
- Longitud del muñón óseo y del muñón blando a medida desde la tuberosidad isquiática hasta el extremo del fémur y del extremo de las partes blandas con el paciente de pie.
- Distancia entre el extremo del muñón y una línea imaginaria que correspondería a la articulación de la rodilla.
- Distancia rodilla-suelo que sirve para determinar la longitud del segmento de pantorrilla.
- Talla del pie y la altura del tacón del zapato que habitualmente usa el paciente.
- Otros puntos de interés: se comprueba la sensibilidad o no del área isquiática, la consistencia del tejido subcutáneo, la presencia de edema o de lesiones cutáneas, etc.

Se toma el molde con vendas de escayola y con el paciente de pie. Con el yeso húmedo y antes de que endurezca, se le aplica a continuación un dispositivo o conformador adaptable. Este dispositivo es de forma cuadrilateral y dispone tanto de elementos rígidos como elementos flexibles para poder adaptarlos a todo tipo de muñones, de forma que el molde tenga el contorno cuadrilateral característico de los sockets protésicos femorales.

El molde que ahora se extrae del muñón se llama molde negativo debe reproducir fielmente el contorno y el volumen del muñón con la forma cuadrilateral en su parte proximal, que se ha conseguido gracias a la aplicación del conformador.

A continuación se llena este molde negativo de escayola líquida y se deja secar durante unas horas [8].

En las figuras 1.6 y 1.7 se observa el procedimiento para la obtención de las medidas del muñón.



Figura 1.6. Obtención de medidas del muñón.

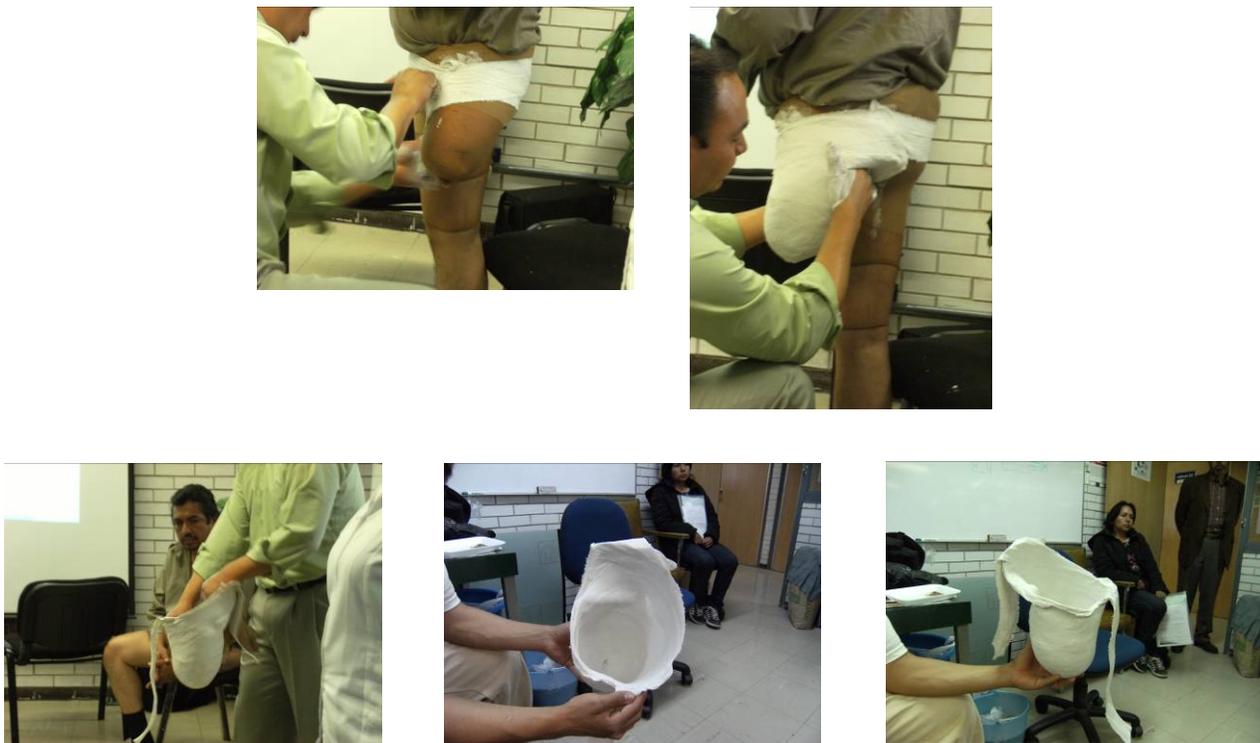


Figura 1.7. Obtención del molde negativo.

1.2.3. Problemas por los cuales es necesario el cambio de *socket*

A lo largo del tiempo el muñón puede cambiar su geometría y volumen, por lo que se desea lograr que el *socket* se ajuste a las necesidades de cada paciente, es decir, si el paciente sube de peso, el muñón aumenta su tamaño y por lo tanto el *socket* le aprieta causando además molestias y daños en la piel, por el contrario, si el paciente pierde peso, el muñón se hace más delgado, también se presentan molestias y daños en la piel, además de que existe la posibilidad de que el muñón se salga del *socket*.

Los factores mencionados anteriormente influyen en el uso del *socket*, viéndose el paciente en la necesidad de cambiarlo o utilizar accesorios (medias, calcetines, forros, calcetas protésicas, etc.) para sentirse más seguro y cómodo. Estar cambiando el *socket* continuamente es un gasto que no todas las personas tienen la posibilidad de hacer, por lo que también se pretende disminuir el costo de éste y alargar ese periodo en el que se tiene que sustituir por las alteraciones que sufre el muñón.

El *socket*, la parte más importante de una prótesis, que puede consistir en un *socket* flexible, una armazón rígida o una combinación de éstos, debe ser cambiado por las siguientes razones [2]:

- Es imposible aumentar o disminuir el tamaño del *socket* sin construir otra vez la prótesis total.
- El tamaño y/o forma no permite la distribución del peso en las áreas correctas de la geometría del muñón, esto puede ser el resultado de un *socket* demasiado grande, demasiado pequeño, o de forma incorrecta, y pueden causar dolor en el fin de la parte distal del muñón.
- Los materiales han sido manipulados, encogidos o estirados, hasta el punto de que la integridad estructural de los materiales ha sido comprometida más allá de sus niveles de seguridad.
- Los materiales están fracturados o rotos.
- Los materiales no son bastante resistentes para sostener el peso del individuo.
- La suspensión de succión no puede ser mantenida como resultado de un escape/avería en la integridad estructural.
- No puede mantener la higiene.

1.3. SOCKETS QUE SE UTILIZAN EN LA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL

Los tipos de sockets más utilizados son los conocidos como cuadrilaterales y los de contención isquiática. Los primeros permiten el apoyo directo del muñón sobre la prótesis y los segundos apoyan el isquion en el socket. El tipo de socket utilizado por los pacientes es seleccionado por los protesistas dependiendo del problema del paciente y de la forma del muñón. Las ventajas y desventajas de ambos tipos de sockets se enumeran en la tabla 1.1.

Un problema común a ambos tipos de socket es que no compensan la variación de masa muscular que hay en el muñón a lo largo del tiempo, además de que ambos deben ser hechos a la medida del amputado.

1.3.1. Ventajas y desventajas de los tipos de sockets

TIPO DE SOCKET	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Contención Isquiática</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Son más exitosos que los cuadrilaterales, para aquellos que tienen miembros residuales más cortos, carnosos e inestables. - Se recomienda para actividades dinámicas como el deporte. - Mayor suspensión. - Menor desplazamiento lateral. - Mayor distribución de peso en un área más grande. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Erosiones de la piel, si no se respetan las normas de uso o en caso de hipersensibilidad cutánea al material del socket. - Problemas alérgicos. - Lesiones cutáneas, por aumento de sudoración del muñón junto con una falta de transpiración. Por ello se puede producir maceración de la piel y predisposición de ésta a infecciones por bacterias y hongos, así como lesión por fuerzas externas.
<p>Cuadrilateral</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayudan al retorno venoso, evitando el edema y los problemas dermatológicos, siendo la más importante, ya que las presiones aplicadas por el socket evitan la acumulación de líquidos en los tejidos del muslo. - Aumentan el área de carga del peso del cuerpo. - Aumentan las reacciones sensoriales, lo que ayuda al amputado a controlar su prótesis. - Recomendado para personas activas. - Se recomienda para pacientes muy débiles o de geriatría. - Con su borde posterior situado en la tuberosidad isquial, puede permitir la gama más grande del movimiento en la flexión y la extensión. - Facilita la acción de sentarse. 	<ul style="list-style-type: none"> - El isquion, hueso que sobresale de la pelvis puede estar dolorido cuando se permanece sentado sobre una superficie dura por tiempo prolongado, permitiendo que el fémur se mueva fuera de sitio. Debido a esto el individuo cojea o camina de lado. - Problemas dermatológicos.

Tabla 1.1. Ventajas y desventajas de los tipos de sockets [1].

1.4. ACTUALIDAD EN SOCKET PARA PRÓTESIS

Las prótesis de miembro inferior se han utilizado a lo largo de la historia de la humanidad para suplir la pérdida de dicho miembro, las amputaciones se realizan en distintos niveles, siendo las más comunes las transfemorales, o por arriba de la rodilla, y las transtibiales o por debajo de la rodilla. Los elementos constitutivos de una prótesis incluyen el pie, el tobillo, la caña y el socket, y dependiendo del nivel, incluyen o no la rodilla protésica.

El socket es el elemento que permite la unión de la prótesis con el miembro residual del paciente (muñón).

Con el diseño de un socket autoajutable se pretende resolver el problema de adaptación del tamaño del socket a las variaciones de la masa muscular del muñón por medio de un sistema de sujetadores inflables que cuentan con una geometría diseñada de acuerdo a la anatomía de los músculos del miembro residual. Algunos diseños existentes presentan soluciones con bolsas inflables, la mayoría sirven para una amputación por debajo de la rodilla y se hacen a la medida del paciente.

Otro factor importante a considerar es el mantenimiento, éste no debe de ser complicado además de que debe permitir la transpiración de la piel y una higiene adecuada para prevenir irritaciones y el crecimiento de bacterias y gérmenes.

Actualmente los sockets se elaboran de manera artesanal (a la medida), la desventaja es que después de determinado tiempo, dependiendo de la salud y la actividad física del paciente, es muy común que ya no sea útil y necesiten uno nuevo. Por otro lado, la mayoría de las veces, el paciente tiene que utilizar elementos extra como vendas, calcetas, etc. para proteger la piel y/o para compensar la pérdida de masa muscular; cuando el muñón aumenta su volumen entra forzado al socket, les aprieta y se generan problemas como irritaciones en la piel, ampollas, rozaduras, formación de edemas, desajustes, etc.

Para la fabricación de un socket, lo primero que hace el protesista es tomar una serie de medidas y un molde de venda enyesada de la extremidad residual, después de que el molde es modificado, de acuerdo a las dimensiones del muñón, se elabora el socket y es unido a los demás componentes de la prótesis (caña, rodillas, pantorrillas, pies, etc.) y son realizados varios ajustes de alineamiento.

El material utilizado para la fabricación del socket, en la mayoría de los casos y dependiendo de la capacidad económica de los usuarios, es muy rígido y el uso del mismo resulta una experiencia incómoda y dolorosa que en lugar de ayudar por completo al paciente le puede generar otros problemas.

Por otro lado, existen algunas patentes presentan soluciones con bolsas inflables, la mayoría sirven para una amputación por debajo de la rodilla y se hacen a la medida del paciente. Dichas bolsas sirven para dar comodidad al paciente dándole un soporte suave al socket, pero no tienen como objetivo compensar las variaciones de masa muscular que hay en el muñón a lo largo del tiempo.

Las patentes y su descripción se pueden observar en la tabla 1.2.

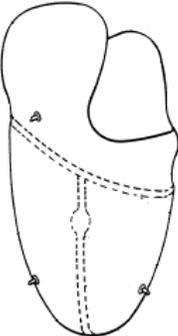
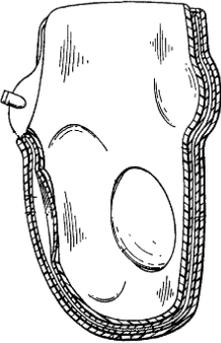
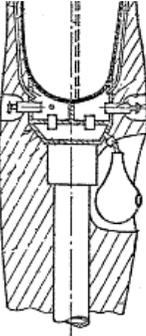
PATENTE	CARACTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
<p>US49234 75</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre: <i>Inflatable limb prosthesis with preformed inner surface.</i> - Inventor: Gosthnian, Barry M. - País: Estados Unidos - Año: 1990 	<p>Socket para amputación por debajo de la rodilla. Tiene un calcetín que se puede inflar en tres bolsas lisas independientes y que se introduce en la carcasa rígida del socket.</p>
<p>US5724714</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre: <i>Prosthetic socket containing inflatable means.</i> - Inventor: Love, Michel, G. - País: Estados Unidos - Año: 1998 	<p>Socket para amputación por debajo de la rodilla. Consta de un soporte rígido, una bolsa lisa inflable y un elemento rígido con huecos, el cual se coloca sobre el muñón de la persona y éste a su vez se introduce a la bolsa inflable. Los huecos permiten que la bolsa inflada ocupe éstos con la finalidad de que las partes sensibles del muñón tengan contacto con la bolsa y no con el elemento rígido para reducir la presión y fricción entre el muñón y el socket.</p>
<p>EP0019612</p> 	<ul style="list-style-type: none"> - Nombre: <i>Lower leg prosthesis.</i> - Inventor: Grossberger, Gerhard - País: Europa - Año: 1980 	<p>Socket para amputación por debajo de la rodilla. Contiene tres cámaras de aire inflables, una de ellas es un cojín para apoyar la parte distal del muñón, las otras dos cámaras sirven para evitar rozaduras entre el muñón y el socket rígido de la prótesis. Los cojines tienen la finalidad de dar comodidad al amputado. También presenta un socket rígido y el ajuste de presión en las cámaras se logra al dejar salir el aire en forma independiente de cada una.</p>

Tabla 1.2. Patentes que presentan soluciones con bolsas inflables.

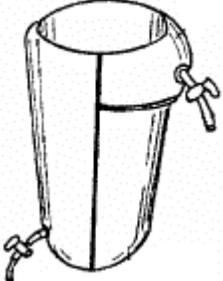
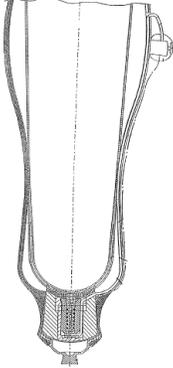
PATENTE	CARACTERÍSTICAS	DESCRIPCIÓN
<p data-bbox="323 296 443 321">GB2274994</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="607 354 1000 415">- Nombre: <i>Assessment prosthesis and prosthetic leg.</i> <li data-bbox="607 447 932 508">- Inventor: Ives-Brown Geoffrey William <li data-bbox="607 539 768 569">- País: Europa <li data-bbox="607 600 740 630">- Año: 1994 	<p data-bbox="1029 296 1427 682">Socket para amputación por debajo de la rodilla. Consta de dos bolsas inflables independientes, una de las cuales protege a la rodilla de los rozamientos y la otra recibe al muñón. El muñón se introduce en las bolsas inflables, y a su vez se introducen a la cuenca rígida del socket. El autor indica que este diseño no debe utilizarse en forma permanente como prótesis, y solamente es útil para las primeras etapas de uso de la prótesis por parte del amputado.</p>
<p data-bbox="313 695 453 720">ES2152353T3</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="607 793 935 823">- Nombre: <i>Lower leg prosthesis.</i> <li data-bbox="607 854 984 915">- Inventor: Becker, Karl y Krukenberg, Manfred <li data-bbox="607 947 773 976">- País: Europa <li data-bbox="607 1008 737 1037">- Año: 2001 	<p data-bbox="1029 806 1427 957">Tiene dos cámaras lisas que se inflan simultáneamente, una cámara rodea al muñón y la otra está en la parte inferior y sirve para unir la parte móvil con la fija.</p>

Tabla 1.2. Patentes que presentan soluciones con bolsas inflables.

También existen sockets comerciales cuya finalidad es brindar al usuario mayor movilidad, comodidad y facilidad de uso, modificando el diseño y los materiales utilizados. Dichos sockets siguen fabricándose a la medida del paciente. Algunos modelos comerciales existentes en el mercado son los mostrados a continuación (tabla 1.3):

TIPO DE SOCKET	CARACTERÍSTICAS
<p style="text-align: center;">Socket MAS</p>   	<ul style="list-style-type: none"> - Socket de contención isquiática. - Cosmético en el área glútea. - Menor altura en la pared posterior. - Proporciona mayor movilidad. - Fácil poner y fácil de quitar. - Buen acabado superficial. - Ligero. - Precio elevado
<p style="text-align: center;">Socket tipo ISNY</p>   	<ul style="list-style-type: none"> - Parte posterior flexible. - Apoyo <i>hidrostático</i>. - Permite mayor movilidad. - Proporciona seguridad al caminar. - Buen acabado superficial. - Estructura reforzada y/o socket en termoplástico. - Ligero. - Precio elevado.

Tabla 1.3. Tipos de sockets existentes en el mercado.

TIPO DE SOCKET	CARACTERÍSTICAS
<p data-bbox="318 291 667 317">Socket mediante fabricación manual</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="826 380 992 405">- Material rígido. <li data-bbox="826 438 1159 464">- Hecho a la medida del paciente. <li data-bbox="826 497 1135 522">- Acabado superficial deficiente.
<p data-bbox="358 676 626 701">Socket mediante CAD-CAM</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="826 800 1097 825">- Buen acabado superficial. <li data-bbox="826 858 1081 884">- Material rígido o flexible. <li data-bbox="826 917 1151 942">- Hecho a la medida del paciente. <li data-bbox="826 976 992 1001">- Precio elevado.
<p data-bbox="391 1222 594 1247">Socket OTTO BOCK</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="826 1211 1166 1236">- Estructura reforzada en carbono. <li data-bbox="826 1270 1162 1295">- Socket en material termoplástico. <li data-bbox="826 1329 1092 1354">- Permite mayor movilidad. <li data-bbox="826 1388 1179 1413">- Proporciona seguridad al caminar. <li data-bbox="826 1446 1097 1472">- Buen acabado superficial. <li data-bbox="826 1505 1151 1530">- Hecho a la medida del paciente. <li data-bbox="826 1564 914 1589">- Ligero. <li data-bbox="826 1623 1037 1648">- Precio muy elevado.

Tabla 1.3. Tipos de sockets existentes en el mercado.

1.5. DISEÑO DEL SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS

En la tesis de licenciatura “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1] se presentó el diseño del socket ajustable para prótesis, con el propósito de dar mayor claridad a este trabajo, se incluye a continuación un resumen de los aspectos más importantes del diseño de este socket ajustable.

1.5.1. Introducción

El muñón cambia de forma por el adelgazamiento y la deformación que sufre, por lo que la persona que lo utiliza sufre de molestias (como dolores, ampollas, etc.). Se vuelve una necesidad el cambio del *socket*, ya que en determinado momento el acoplamiento en la interfaz muñón/*socket* no es el adecuado, causando incomodidad al usuario de la prótesis.

En el muñón se deben identificar exactamente las zonas que pueden tolerar mejor la transferencia de fuerzas, así como aquellas que son menos tolerantes a la presión, por lo cual se debe atender cualquier queja por dolor o molestia que se presente en el muñón. El *socket* como interfaz piel-dispositivo, tiene que ser diseñado correctamente para alcanzar la transmisión satisfactoria de las fuerzas, la estabilidad, y el control eficiente para la movilidad. En su diseño se deben de modificar las áreas que tienen excedentes de carga, para distribuirlas más uniformemente sobre el muñón.

En el diseño del *socket* es importante lograr una interfaz óptima muñón/*socket*, donde se analizan tres puntos; el primero es la búsqueda del material adecuado para su fabricación; el segundo la interfase piel/dispositivo; y el tercero el diseño del *socket* dinámico o bajo carga, el análisis de estos tres puntos es con la finalidad de tener un funcionamiento semejante a un miembro inferior biológico, así como también una conjunción óptima de estos tres factores, lo que podría culminar en un sistema ideal en el diseño del *socket*.

La adaptación del *socket* es el elemento más difícil y más importante que determina el éxito o fracaso de la prótesis. El *socket* debe permitir la acción de la musculatura del muñón y una buena propiocepción, para asegurar un buen control voluntario de la prótesis. A través del *socket* debe realizarse un apoyo y transmisión de fuerzas estáticas (del peso corporal) y dinámicas (de la marcha). Generalmente se busca que ese contacto en la interfase sea lo más amplio posible, de manera que haya un reparto de presiones equitativo, del tipo “contacto total”, pero con un reparto selectivo y una localización de cargas en determinadas zonas conocidas. También debe producir una buena suspensión/anclaje de la prótesis a nivel del *socket*.

Durante los últimos años, se han realizado adelantos en el campo de las prótesis, con lo cual se pretende obtener un mejor diseño, como en la interfaz muñón/*socket* y en las técnicas sofisticadas para su fabricación [2].

Una vez definidas las funciones del socket, se realizaron las posibles opciones de solución y después de varios análisis, cartas morfológicas y matrices de decisión se determinó como el mejor diseño el que se muestra en la figura 1.8 [1].

Las principales características que tiene este socket son:

- Fabricación no artesanal
- Ajuste a variaciones del muñón
- Piezas intercambiables
- Fácil mantenimiento, ensamble y desensamble

Los resultados obtenidos en la tesis “Socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1] fueron satisfactorios y se cumplieron las especificaciones dadas, sin embargo, se identificaron las siguientes áreas de oportunidad a partir de dicho diseño:

- El sistema de ajuste requiere atención continua del amputado para realizar el ajuste
- Es necesario revisar los esfuerzos y desplazamientos a los que está sometido el socket
- Se recomienda realizar un estudio de diseño industrial para determinar los mejores materiales y apariencia para el socket.

En la presente tesis se proponen soluciones a dichas áreas de oportunidad, como se explica en los siguientes capítulos.



Figura 1.8. Diseño final del socket.

Capítulo 2. DISEÑO CONCEPTUAL DEL SOCKET AUTOAJUSTABLE

2.1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad los *sockets* para prótesis carecen de comodidad, generan problemas en la piel e inseguridad al caminar, aspectos muy importantes para los usuarios y que tienen que ser considerados en el momento de fabricarlos.

La presente propuesta de diseño se refiere a un socket autoajustable para prótesis que cuente con un sistema de autoajuste que se adapte automáticamente a los cambios de volumen del muñón. Este socket no debe requerir hacerse a la medida del usuario y no las herramientas para su ensamble o desensamble no deben ser especializadas.

En el diseño del primer socket ajustable [1] se brindó seguridad al paciente por medio de un sistema de ajuste que al inflarse manualmente permite compensar la pérdida de masa muscular que se presenta en el muñón a lo largo del tiempo, esto provoca un contacto total del *socket* al muñón, impidiendo así que se salga del mismo.

También permitió que cada uno de los músculos del muñón realicen su movimiento tanto de extensión como de contracción, mediante los sujetadores que forman la parte interna del *socket*. Éstos presentaron geometrías distintas, que al inflarse generaron una distribución homogénea de presiones ejercidas directamente en la piel, que permitieron amoldarse a la forma específica del muñón.

El *socket* consta de dos partes: interna y externa, cada una de ellas tiene un objetivo determinado, por lo que se hizo un estudio de materiales para determinar cuáles eran los más adecuados y de esta manera, cada componente realizara su función. En la parte interna se tiene una geometría adecuada para el muñón, se compensa la pérdida de masa, se amortigua la marcha y da comodidad al paciente.

El socket autoajustable constará de los siguientes sistemas principalmente:

- Sistema de estructura
- Sistema de ajuste
- Sistema base
- Sistema de autoajuste

El socket se ajustará automáticamente pero también se tendrá la posibilidad de ajustarlo de manera manual.

Manual

- El usuario podrá inflar y desinflar los sujetadores hasta donde lo considere necesario utilizando una bomba comercial de baumanómetro.
- Los sujetadores podrán inflarse en conjunto o de manera independiente.

Automático

- El sistema de autoajuste se activará automáticamente según lo detecten los sensores y se detendrá hasta una presión adecuada.
- Se podrá monitorear continuamente la presión arterial.
- Se contará con un sistema de generación y almacenamiento de fluido para la adaptación a las variaciones volumétricas del muñón.

El sistema de autoajuste adaptará el socket al muñón de manera automática en el momento que sea requerido por el paciente.

Las funciones del socket autoajutable que se deben cumplir son:

- Apoyo
- Amortiguación
- Control
- Coordinación
- Interacción entre el paciente y la pierna artificial

Los problemas a resolver con el diseño propuesto son:

- Cambios de volumen
- Vida útil
- Costo
- Facilidad de uso
- Comodidad
- Estabilidad
- Seguridad

Cada componente debe de cumplir con los siguientes criterios:

- Que cumpla adecuadamente con la función para la cual fue diseñado.
- Que sea cómodo.
- Que sea reemplazable en caso de ser necesario.

Algunas de las ventajas que debe ofrecer este diseño son:

- El socket se ajusta a las variaciones del muñón (manual y automáticamente).
- No requiere ser hecho a la medida del paciente ni ser fabricado de manera artesanal.
- Las piezas son intercambiables.
- Se adapta a cualquier caña y rodilla protésica.
- Los componentes son de bajo costo.
- El mantenimiento del socket es más sencillo y su vida útil es más larga, ahorrando recursos al amputado.
- El amputado tendrá y sentirá una mayor seguridad y comodidad en el uso de la prótesis.
- Con la propuesta de un socket con piezas intercambiables, se genera la posibilidad de que se manejen por tamaños o tallas, lo cual permitirá reducir los costos de fabricación.
- Se podrá determinar si debe de seguir utilizando un método de fabricación artesanal o uno industrializado.
- Permite una mejor adaptación a actividades cotidianas.
- Ahorro de energía.

2.2. REQUERIMIENTOS

Manejable. Que el *socket* sea de tamaño adecuado para su manipulación, que su manera de sujeción con la prótesis sea a través de un movimiento, que se pueda introducir y retirar de la forma más sencilla posible.

Mayor movilidad. Que permita al paciente mover su prótesis con la mayor libertad posible.

Funcional. Que el *socket* sirva como punto de unión entre el muñón y la prótesis. Que cumpla con la función para la cual fue diseñado.

Ligero. Que el peso sea el adecuado, que al paciente no le cueste trabajo moverse y se sienta más ágil al caminar así como para no crear un daño posterior en alguna parte del cuerpo.

Ajustable. Que el *socket* se pueda adaptar (ajustar) al muñón conforme éste vaya cambiando su forma.

Durable. Que el tiempo de vida sea prolongado.

Seguro. Que el *socket* sea capaz de soportar el peso corporal, que esté bien alineado para lograr mayor estabilidad y que evite que la prótesis se mueva o se resbale brindando al paciente seguridad al caminar.

Presión adecuada. Abarcar mayor área de contacto entre el muñón y el *socket*, procurando una distribución uniforme de la presión de tal forma que no oprima al muñón de una manera que obstruya el paso de la sangre.

Ahorro de energía. Que el sistema de autoajuste gaste la menor energía posible para su funcionamiento y así asegurar la duración en el modo automático durante el tiempo que lo requiera el paciente, sin necesidad de “cargarlo” en el transcurso del día.

Rapidez de respuesta. Que el sistema de autoajuste “responda” en el momento que sea requerido por el usuario. Que el tiempo de espera no sea grande.

Cómodo. Que el *socket* sea lo más confortable posible y que el paciente no sienta molestias. Que no se lastime la parte distal del muñón.

Apariencia estética. Que el *socket* sea cosmético, es decir, que su tamaño sea el adecuado de tal manera que no se distinga de la otra pierna, que el contorno no sea visible, que no se detecte bajo la ropa cuando el paciente tenga puesta la prótesis, etc.

Mantenimiento. Que el *socket* sea fácil de limpiar (higiene), que se pueda conservar en buenas condiciones a medida que pasa el tiempo con un mantenimiento tanto preventivo como correctivo.

Fácil de usar. Que el sistema de autoajuste no sea complicado para el usuario, es decir, que la interfaz entre éste y el usuario sea lo más simple posible. Que la ubicación de los componentes y de los “controles” para su manipulación se encuentren a su alcance.

2.3. DIAGRAMAS DE FUNCIÓN

Los productos deben realizar una serie de operaciones para cumplir las funciones que se le han encomendado, y que van a dar la dimensión de su valor de uso. Es necesario visualizar estas funciones, ubicar la secuencia de éstas, las interacciones, las variables físicas que determinan el fenómeno de cada bloque funcional y su relación con las especificaciones del producto. El análisis funcional es un diagrama de bloques, donde las interacciones se dan por la secuencia de operaciones, cuyas relaciones entre las diferentes cajas se marcan con las variables principales que se van a controlar y la salida física del sistema.

Socket autoajustable

Las funciones del socket autoajustable son:

- **Alojar:** Cómo va a entrar el muñón al socket.
- **Sujetar:** Permitir que el muñón se mantenga estable dentro del socket.
- **Amoldar:** Cómo se va adquiriendo y ajustando la forma del muñón.
- **Apoyar:** Cómo va a descansar la parte distal del muñón dentro del socket.
- **Amortiguar:** Cómo va disminuir la sensación a los impactos y sentir cuando está dando un paso.
- **Autoajustar:** Cómo el socket se va ajustando automáticamente a las variaciones volumétricas del muñón.

El diagrama en donde se muestran las funciones realizadas por el socket autoajustable se muestra en la figura 2.1.

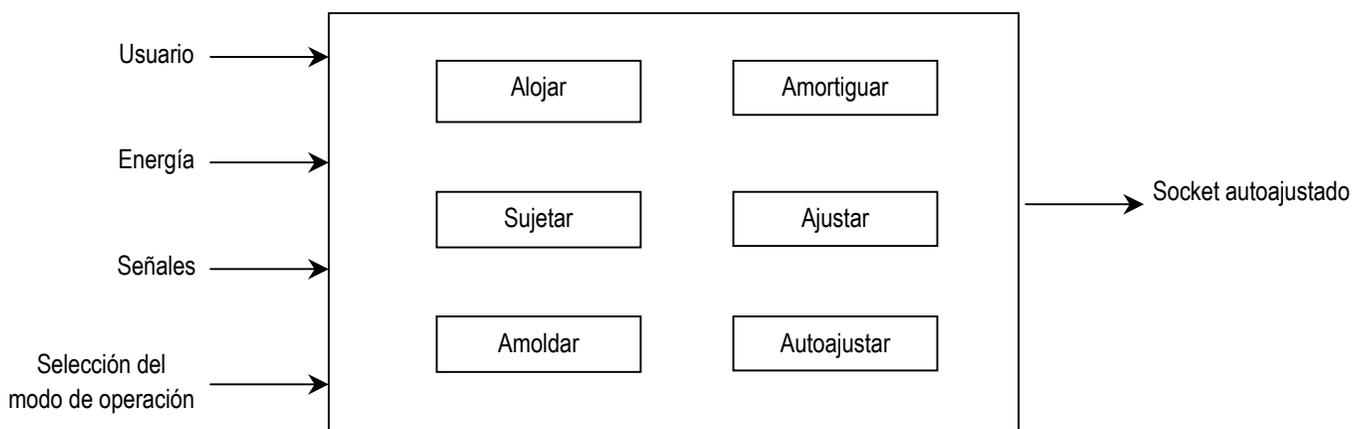


Figura 2.1. Diagrama funcional del socket autoajustable.

Autoajustar

Haciendo un análisis, se estableció que las principales funciones para la operación autoajustar, realizada por el sistema de autoajuste, son:

- **Sensar:** Que los sensores detecten la presión arterial del usuario, y dependiendo de ésta, se inflen o se desinflen los sujetadores.
- **Distribuir fluido:** Se refiere a la forma en la que las válvulas distribuirán el fluido en los sujetadores.
- **Sujetar:** Permitir que el muñón se mantenga estable dentro del socket.

El diagrama de las funciones realizadas en la operación autoajustar se observa en la figura 2.2.

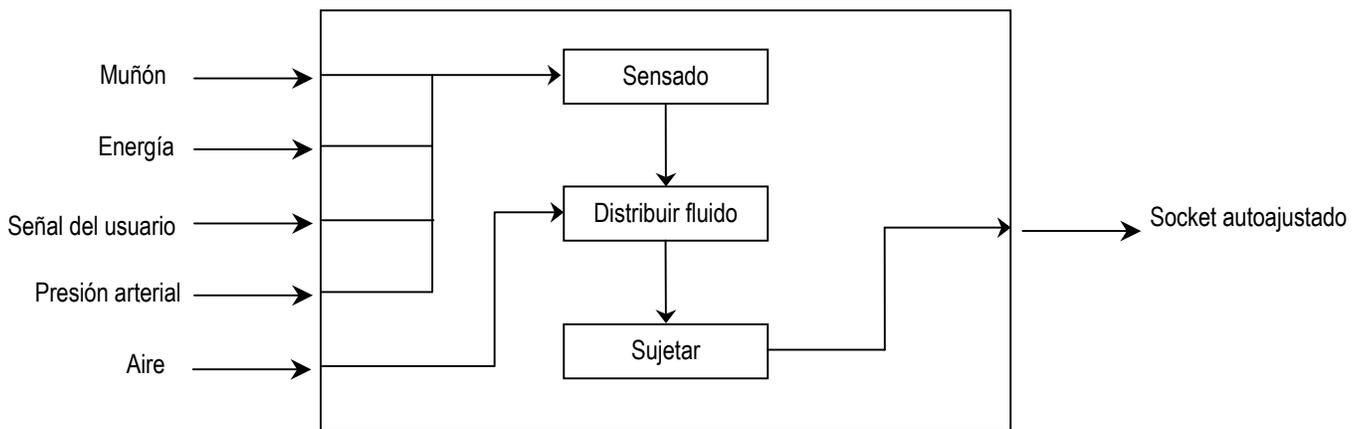


Figura 2.2. Diagrama funcional de la operación "autoajustar".

2.4. PROPUESTAS CONCEPTUALES DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

El sistema de autoajuste permite al socket adaptarse a las variaciones volumétricas que sufre el muñón del paciente a lo largo del día. La presión ejercida por el socket sobre el muñón no debe impedir el flujo de sangre, ya que podría causar serios problemas al paciente. Debido a esto se debe cuidar que la presión ejercida sea menor a la presión sistólica en el usuario del socket, por lo que se utilizarán sensores de presión para medir la presión arterial en el muñón.

2.4.1. Presión arterial

Es una medida de la fuerza que se aplica sobre las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a través del cuerpo. La presión está determinada por la fuerza y el volumen de sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias [M3]. Cuando se expresa su valor como de 120 mm Hg significa que la sangre ejerce sobre el área del vaso donde se realizó el registro una fuerza capaz de elevar una columna de mercurio en 120 mm. La presión arterial depende de la cantidad de sangre que expulsa el corazón en un minuto y de la resistencia que los vasos oponen al flujo.

La presión sistólica es la presión de la sangre producida por la contracción de los ventrículos dando lugar a la presión máxima.

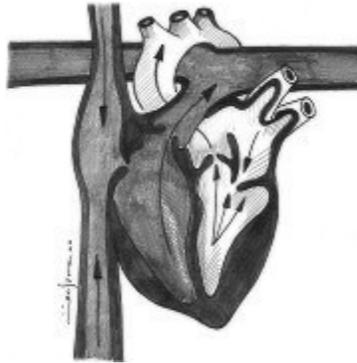


Figura 2.3. Cuando el corazón se contrae, la sangre es impulsada hacia las arterias y da origen a la presión sistólica [28].

La presión diastólica es la presión mínima que ejerce la sangre en los vasos sanguíneos durante la relajación de los ventrículos.

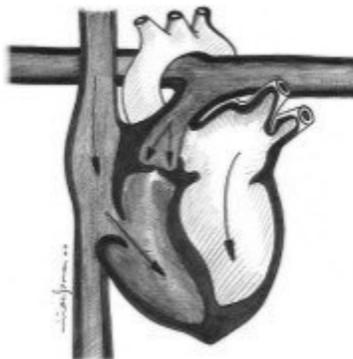


Figura 2.4. Cuando el corazón se relaja, entra a las cuatro cavidades y origina la presión diastólica [28].

El *volumen minuto* a su vez está determinado por el número de veces que se contrae el corazón en un minuto (frecuencia cardiaca) y por el volumen de sangre que expulsa el corazón en cada latido (volumen sistólico).

La presión arterial varía en las personas a lo largo de las 24 horas. Los factores que influyen son las emociones, el estado y la actividad física, la presencia de dolor, estimulantes como el café, tabaco, algunos medicamentos, el estado emocional, la temperatura, la postura, la dieta, etc.

Los cambios en la postura de una persona provocan modificaciones en los valores de su presión arterial. Al ponerse de pie una persona que estaba acostada aumenta en forma inmediata la presión arterial en los vasos de las extremidades inferiores, por la mayor altura de la columna hidrostática. Por la misma razón aumenta en igual proporción la presión en las venas de las extremidades inferiores, que se distienden y permiten que se acumule sangre en ellas. La consecuencia es que disminuye el retorno venoso y cae la presión arterial en las otras regiones del cuerpo. Normalmente actúan en forma inmediata al cambio de postura, mecanismos compensadores que tienden a mantener el retorno venoso. La compensación puede determinar que los valores de presión queden más altos que los que tenía la persona en posición acostada.

La realización de un ejercicio también produce cambios notorios en la presión arterial. Si el ejercicio es medianamente intenso el flujo sanguíneo muscular aumenta para satisfacer las necesidades metabólicas de los músculos esqueléticos que se contraen. El flujo sanguíneo muscular aumenta en parte porque se deriva la sangre de otros territorios (piel y vísceras) hacia los vasos que irrigan los músculos y en parte porque el ejercicio provoca un aumento en el volumen minuto (aumenta la frecuencia cardiaca y la descarga sistólica) y por consiguiente la presión arterial [29].

2.4.2. Presión hidrostática médica

En el sistema vascular humano, es necesario considerar que la presión hidrostática varía cuando la persona está de pie, acostada o sentada como el resultado del peso de la columna de sangre en los vasos.

A causa de los efectos de la gravedad sobre la sangre, la presión de las venas aumenta 1 mm Hg por cada 1.36 cm por debajo del nivel del corazón. El efecto de la gravedad por las arterias es similar. La presión media en todas las arterias grandes es 100 mm Hg cuando están al nivel del ventrículo izquierdo. La presión hidrostática en las arterias varía 1 mm Hg por cada 1.36 cm de distancia vertical arriba o abajo del corazón. 100 cm de sangre = 100 mm Hg debido a que la densidad del mercurio es aproximadamente 13 veces la de la sangre [11].

El incremento de las presiones venosa y arterial debido a los efectos de la gravedad son mostrados en la figura 2.5.

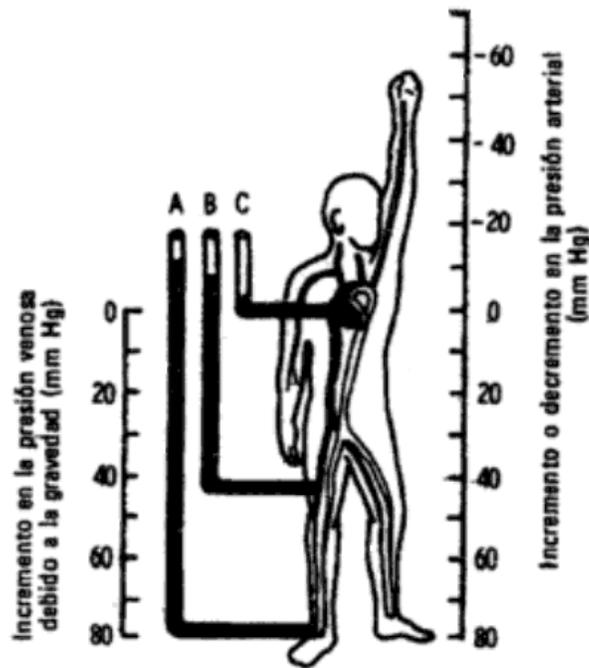


Figura 2.5. Efectos de la gravedad sobre las presiones venosa y arterial. Los manómetros de la izquierda indican las presiones de la vena del tobillo (A), vena femoral (B) y aurícula derecha (C) [11].

2.4.3. Determinación y métodos para medir la presión arterial

Los fenómenos que se originan en la arteria comprimida pueden ser apreciados por debajo de la compresión por medio de la palpación o la auscultación.

El *método palpatorio* se realiza con ayuda de dispositivos para medir la presión (manuales o automáticos) que nos dan una lectura de la misma. El manguito se insufla rápidamente hasta hacer desaparecer los latidos de la arteria radial. Luego se deja escapar lentamente el aire del manguito hasta la reaparición de las pulsaciones.

Con el *método auscultatorio* se pueden estimar las presiones sistólica y diastólica. En este método se utiliza el fenómeno de Korotkoff, el cual consiste en una graduación de ruidos que aparecen en las arterias en el curso de una descompresión, originadas con la súbita tensión de las paredes vasculares por la llegada de una onda de presión [18].

La OMS clasifica la presión arterial en la población adulta en [15]:

- Óptima. Sistólica < 120 mmHg; diastólica, inferior a 80 mmHg.
- Normal. Sistólica <130 mmHg; diastólica < 89 mmHg.
- Normal-alta. Sistólica, 130-139 mmHg; diastólica, 85-89 mmHg.
- Hipertensión de grado 1 (ligera). Sistólica, 140 a 159 mmHg; diastólica, 90-99 mmHg. Subgrupo límite: Sistólica, 140-149 mmHg; diastólica, 90-94 mmHg.
- Hipertensión de grado 2 (moderada). Sistólica, 160-179 mmHg; diastólica, 100-109 mmHg.
- Hipertensión de grado 3 (grave). Sistólica, \geq 180 mmHg; diastólica \geq 110 mmHg.
- Hipertensión sistólica aislada. Sistólica, \geq 140 mmHg; diastólica, < 90 mmHg. Subgrupo límite: Sistólica, 140-149 mmHg; diastólica, < 90 mmHg.

La *frecuencia cardiaca* en reposo es de 60 a 100 latidos por minuto, cuando la frecuencia cardiaca excede los 100 latidos por minuto se dice que hay taquicardia; al ser menor a los 60 latidos por minuto se denomina bradicardia. Las zonas que presentan una mayor facilidad para medir el pulso arterial son aquellas en las que la arteria se encuentra muy superficial, es decir, no está recubierta por gran cantidad de músculo [18].

2.4.4. Método oscilométrico

Método palpatorio, automático no invasivo. Este método basa su funcionamiento en monitorear las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo o de la muñeca, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media de los pacientes.

Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar u oscilar a medida que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida debido a la presión que ejerce el brazalete sobre la arteria, y estas vibraciones son captadas en el sensor de presión que monitorea la presión de la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una

amplitud máxima y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad.

Con el sensor de presión, ubicado en la banda inflable, se obtiene la señal de presión que está compuesta por la señal de las oscilaciones causadas por la expansión de la arteria y la señal de presión del brazalete. Para utilizar el método oscilométrico se debe separar estas dos señales y se logra este objetivo filtrando la señal obtenida en el sensor.

La presión en la banda en el punto de máxima oscilación normalmente corresponde a la presión arterial media. El punto por encima de la presión media en el cual las oscilaciones comienzan rápidamente a aumentar en amplitud corresponde a la presión sistólica. El punto en el que esta variación de las oscilaciones disminuye, corresponde a la presión diastólica (figura 2.6) [12].

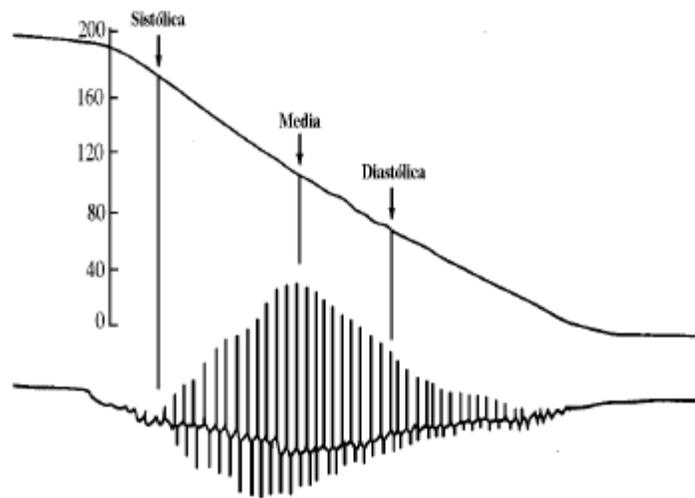


Figura 2.6. Curva de presión oscilatoria.

2.5. CONCEPTOS PARA SENSADO

Basándonos en las definiciones anteriores, se requiere utilizar sensores de presión para medir la presión arterial en el muñón.

Existe una gama muy amplia de sensores de presión, sin embargo, para medir la presión arterial, los más utilizados son los siguientes:

- Sensor de presión capacitivo
- Sensor de presión piezorresistivo
- Sensores de presión manométrica

2.5.1. Sensor de presión capacitivo

Detectan la variación de la capacidad entre dos o más conductores (entre los que se encuentra un dieléctrico) en respuesta a la variación de alguna magnitud física. En este sistema se utiliza el hecho de que un capacitor modifica su capacitancia en función de la distancia entre sus dos placas. Los sensores capacitivos no producen campos magnéticos o eléctricos grandes. Además, permiten la medida de cualquier magnitud que se pueda convertir en un desplazamiento (presión, fuerza o par o la aceleración) [20].

2.5.2. Sensor de presión resistivo

Basan su funcionamiento en la capacidad de algunos materiales, plásticos conductivos y cerámicas en modificar su resistencia eléctrica, al recibir una fuerza o presión que varíe su longitud o diámetro, es decir, hay un cambio en la resistividad del material semiconductor. Esto se produce cuando al ejercer una presión sobre ellos, se reduce su volumen, provocando una variación en su resistividad.

La flexión de la membrana como resultado de la presión externa produce un cambio en la presión del fluido hidráulico que rodea el sensor piezorresistivo [20].

Existen sensores que permiten una medición de presión absoluta, diferencial y manométrica.

- *Sensores de presión absoluta*: miden la diferencia entre la presión externa aplicada a un lado del diafragma, y a una presión de referencia cero (vacío), aplicada al otro lado.
- *Sensores de presión diferencial*: son parecidos a la bajada de presión a través de una válvula o filtro en un conducto de aire; están diseñados para aceptar simultáneamente dos fuentes de presión independientes. La salida es proporcional a la diferencia de presión a las dos fuentes.
- *Sensores de presión manométrica*: son como una medición de presión arterial, es un caso especial de presión diferencial, donde la presión atmosférica se utiliza como referencia, un lado del sensor está abierto a la atmósfera.

Como ya se dijo anteriormente, se utilizarán sensores para medir la presión arterial, la ubicación de éstos debe de ser en un punto en donde se pueda detectar fácilmente la presión arterial en el muñón. Los sensores pueden ser ubicados en uno o varios sujetadores.

Sensor de presión MPX

Una variación de presión sobre una membrana, hace actuar un único elemento piezorresistivo semiconductor. *Motorola* fabrica este tipo de sensores (familia MPX). Al aplicar presión al diafragma se produce un cambio de resistencia en la galga extensiométrica que causa a su vez un cambio en el voltaje de la salida en proporción directa a la presión aplicada. Los parámetros de salida de la galga extensiométrica dependen de la temperatura. Ofrecen excelente repetitividad y alta sensibilidad a largo plazo. Entregan una salida análoga. Entre los materiales más utilizados para la fabricación de este dispositivo se encuentra el silicio.

Las opciones que se tienen para la ubicación de los sujetadores son:

- a) Sensores en todos los sujetadores.
- b) Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial.
- c) Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores anterior y posterior.
- d) Sensores en los sujetadores lateral y medial.
- e) Sensores en los sujetadores anterior y posterior.
- f) Sensores en el sujetador superior.

Más adelante se analizarán las opciones propuestas.

2.6. CONCEPTOS PARA DISTRIBUCIÓN DEL FLUIDO EN EL SISTEMA DE SUJETADORES

El socket [1] cuenta con cinco sujetadores:

- Sujetador superior
- Sujetador lateral
- Sujetador medial
- Sujetador anterior
- Sujetador posterior

Los sujetadores podrán inflarse de manera manual o automática, en conjunto o por separado. Para sujetar y amoldar el socket a la geometría del muñón se tienen varias opciones de distribución del fluido:

Forma	Alternativa
Independiente.	<ul style="list-style-type: none"> - Sujetador superior. - Sujetador lateral. - Sujetador medial. - Sujetador anterior. - Sujetador posterior.
Por pares.	<ul style="list-style-type: none"> - Sujetador superior. - Sujetador lateral y medial. - Sujetador anterior y posterior.
Independiente y por pares.	El usuario podrá seleccionar la modalidad de inflado. (de manera independiente o por pares en la parte interna).

Tabla 2.1. Alternativas de solución para la distribución del fluido.

Al analizar las alternativas se concluyó que el paciente pueda seleccionar la modalidad de inflado (automática o manual) y lo hará presionando un interruptor (botón).

Con la finalidad de reducir el peso, el consumo de energía y el costo del sistema, se seleccionó la forma de inflado “por pares”, ya que esto representa el utilizar tres electroválvulas 5/3 en lugar de cinco. El análisis de presiones entre los sujetadores y el muñón del paciente mostró que las presiones por pares de bolsas serían adecuadas para el funcionamiento del socket, además de que aseguran una presión uniforme de contacto entre el socket y el muñón. El arreglo de las válvulas para inflar los sujetadores se observa en la figura 2.7.

Para la generación del aire que se utilizará para inflar los sujetadores se tienen varias opciones, una de ellas es incluir una bomba de aire manual que llenará un depósito, del cual se tomará el aire para alimentar los sujetadores. El depósito de aire se colocará sujeto a la caña de la prótesis. Un sensor indicará al usuario cuando el depósito no tenga la presión suficiente y requiera una recarga.

Para mayor comodidad del usuario, se puede colocar una bomba de aire sujeta a la caña de la prótesis que se activará automáticamente cuando el sensor se lo indique. La bomba será similar a la que utiliza en los baumanómetros digitales portátiles.

Para comprobar la funcionalidad del sistema de válvulas en el prototipo de pruebas se utilizarán válvulas 5/3 comerciales, en el diseño final del socket se utilizarán válvulas 5/3 especiales, que se fabricarán con materiales más ligeros, con lo que se espera una reducción considerable en el peso.

La válvula seleccionada para el prototipo de pruebas es la STC 4V130C-1/8-1-D, es una electroválvula de cinco vías y tres posiciones, con la posición central cerrada. El tener la posición central cerrada permite que una vez determinada la presión en los sujetadores, ésta no se pierda. Esta válvula no necesita estar siendo alimentada para mantener la posición, por lo cual el consumo de energía será solamente cuando se actúe para permitir el inflado o desinflado de los sujetadores.

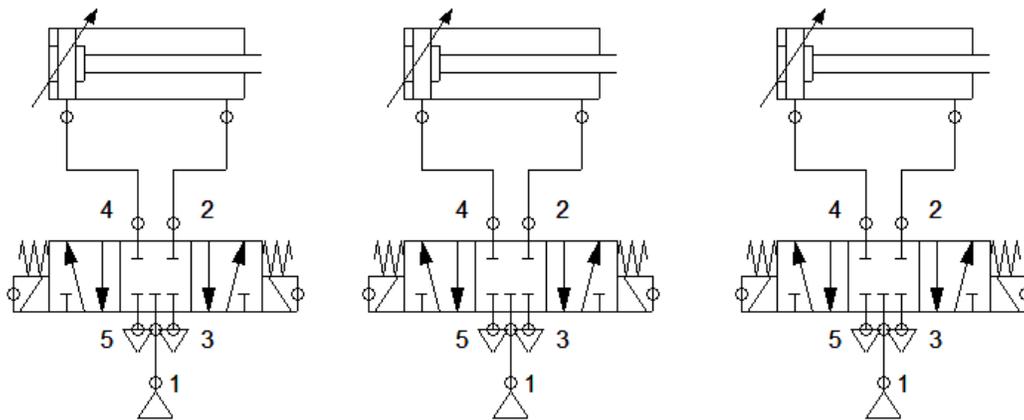


Figura 2.7. Arreglo de válvulas del sistema de autoajuste.

El sistema podrá ser actuado manualmente por el usuario del socket oprimiendo botones que le permitan seleccionar los sujetadores que se inflarán o desinflarán. Esta acción manual permitirá al usuario determinar la presión que desea en el socket para su confort.

La actuación automática del socket será utilizando sensores de presión que determinen el mejor ajuste de acuerdo a las presiones diastólica y sistólica del paciente. Los sensores monitorearán la presión entre el socket y el paciente durante el día en intervalos que el propio usuario podrá definir. Se estima que durante las primeras semanas de uso el paciente preferirá que el sistema monitoree las presiones en intervalos cortos de tiempo, conforme se acostumbre al uso de este socket, los intervalos serán mayores.

En el modo de operación manual los sensores verificarán que la presión máxima que pueda introducir el usuario a los sujetadores no esté por encima de su presión sistólica, para evitar que se interrumpa el flujo de sangre.

2.7. CONCEPTOS PARA SUJECIÓN

La sujeción se refiere a la forma en la que el muñón se mantiene dentro del socket, se debe formar una unidad funcional con el mismo, evitando los movimientos indeseados entre el muñón y la prótesis.

En el miembro inferior este anclaje será necesario para que la prótesis no se “descuelgue” del organismo, durante la marcha y también para que haya una buena estabilización en los tres planos del espacio durante la fase de apoyo. Cuando no se da esta unión se produce un “pistonaje” entre el muñón-*socket* y se modifica la relación espacial entre ambos, lo cual supone una descoordinación y problemas de intolerancia cutánea a las presiones así como mayor gasto energético en la marcha. Otras veces se recurre a medios específicos de suspensión/anclaje.

La forma en la que se sujete el muñón dentro del socket autoajustable será principalmente por medio del sujetador superior y será asegurado con la cinta de velcro. Los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior ayudarán a cumplir con esta función.

Para ofrecer mayor seguridad al caminar puede ser adaptado algún tipo de ayuda para la suspensión. Dicha adaptación y el tipo de la misma dependerá de las preferencias del usuario.

En la tabla 2.2 se muestran alternativas de solución para la sujeción del socket.

FUNCIÓN	ALTERNATIVA		
<p>Sujetar</p>	<p><u>Opción A</u></p> <p>Abrazadera con sujetador superior</p> 	<p><u>Opción B</u></p> <p>Abrazadera con sujetador superior</p>  <p>Cinta de velcro</p> 	<p><u>Opción C</u></p> <p>Abrazadera con sujetador superior</p>  <p>Cinta de velcro</p>  <p>Ayuda para suspensión</p> <p><i>Tipo bandolera</i> <i>Cinturón silesiano</i></p>   <p><i>Cinturón pélvico</i> <i>Cinturón TES</i></p>  

Tabla 2.2. Alternativas de solución para la sujeción del socket.

Opción	Ventajas	Desventajas
A	<ul style="list-style-type: none"> - Cómodo - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Disminuye la seguridad al caminar. - No permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior existiendo la posibilidad de generando una presión excesiva. - Puede producir lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
B	<ul style="list-style-type: none"> - Cómodo - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Brinda seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede causar inseguridad al caminar (depende de las preferencias del usuario). - Puede producir lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
C	<ul style="list-style-type: none"> - Cómodo - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Brinda seguridad al caminar. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede causar inseguridad al caminar (depende de las preferencias del usuario). - Disminuye la apariencia estética ya que está atado a algún tipo de ayuda para la suspensión. - Puede ser incómodo, debido a que, según el tipo de ayuda para la suspensión elegido, alguna parte del cuerpo estaría atada a un cinturón. - Sensación de estrangulamiento. - Aumento de peso. - Movimiento restringido al caminar y al sentarse (dependiendo del tipo de ayuda para la suspensión elegido). - Retención de calor y aumento de sudoración.

Tabla 2.3. Ventajas y desventajas de las alternativas de solución para la sujeción del socket.

Las opciones B y C son las mejores para la sujeción. La utilización de éstas depende de las preferencias, la comodidad y la seguridad del usuario.

2.8. CARTA MORFOLÓGICA

Las funciones del sistema de autoajuste son:

- **Sensar:** Que los sensores detecten la presión arterial del usuario, y dependiendo de ésta, se inflen o se desinflen los sujetadores.
- **Distribuir fluido:** Se refiere a la forma en la que las válvulas distribuirán el fluido en los sujetadores.
- **Sujetar:** Permitir que el muñón se mantenga estable dentro del socket.

Ya definidas las funciones del sistema de autoajuste, las posibles opciones de solución se muestran en la siguiente carta morfológica:

SUJETAR	DISTRIBUIR FLUIDO	SENSAR
Abrazadera con sujetador superior.	Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo.	Sensores en todos los sujetadores.
Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro.	Se distribuye el fluido de manera independiente.	Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior.
Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión.	Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos.	Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior.
	Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo.	Sensores en el sujetador superior.

Tabla 2.4. Carta morfológica del sistema de autoajuste.

Se hizo un análisis de las alternativas de solución, las cuales fueron obtenidas por medio de la carta morfológica, analizando sus ventajas y desventajas. Los resultados mostrados en la tabla 2.5 son algunas de las opciones de solución de las combinaciones resultantes de la carta morfológica (tabla 2.5). Todos los resultados obtenidos se encuentran en el apéndice A1:

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 11</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 12</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 23</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes.
<p>Opción 24</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 35</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón. - Retención de calor en el cuerpo. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior.
<p>Opción 36</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.

Tabla 2.5. Ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 47</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 48</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

Tabla 2.5. Ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica.

2.9. MATRIZ DE DECISIÓN

El resultado de esta tabla se obtiene dependiendo de la calificación asignada y el porcentaje considerado de acuerdo a su importancia. Esta vez se asignó un porcentaje de 60% a la función de ajustar, 20% a la función de distribuir fluido y 20% para la función de sensar.

En la función de sensar, se aplicará el mismo principio para todas las opciones, además, tendrán la misma calificación, razón por la cual se eliminó de la matriz, quedando entonces un porcentaje de 60% para la función ajustar y un 40% para la función de distribuir el fluido.

Se utilizó una escala de calificación del 0 al 5 en donde 0 es la calificación más baja y 5 es la calificación más alta.

Revisando las alternativas de solución mostradas en la tabla 2.6 se descartaron algunas opciones por no ser necesarios los componentes o por implicar problemas graves en el muñón e incomodidad para el usuario. Se eliminaron aquellas opciones en las cuales se tienen sensores en todos los sujetadores y los que como sujeción tienen solamente la abrazadera con el sujetador superior.

Funciones Alternativas	SUJETAR		DISTRIBUIR FLUIDO		TOTAL
	0.6		0.4		
	C	%C	C	%C	
Opción 11	3	1.8	2	0.8	2.6
Opción 12	4	2.4	2	0.8	3.2
Opción 23	3	1.8	3	1.2	3
Opción 24	4	2.4	3	1.2	3.6
Opción 35	3	1.8	4	1.6	3.4
Opción 36	4	2.4	4	1.6	4
Opción 47	3	1.8	2	0.8	2.6
Opción 48	4	2.4	2	0.8	3.2

Tabla 2.6. Matriz de decisión de las soluciones obtenidas de la carta morfológica.

Las alternativas con las calificaciones más altas son las opciones 24 con una calificación de 3.6 y la opción 36 con una calificación de 4. La alternativa con la calificación más alta es la opción 36.

Opción 36

- Sensores en el sujetador superior.
- Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos.
- Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión.

Capítulo 3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN

3.1. INTRODUCCIÓN

El diseño de configuración es la parte del proceso de diseño en la cual, una vez hecho el diseño conceptual, se desarrolla, de acuerdo a los criterios técnicos y económicos, nueva información donde se determina un marco general de diseño; es decir, la forma preliminar del diseño como las formas de los componentes y los materiales.

En este capítulo se presenta el diseño de configuración de los componentes del socket autoajutable, muchos de los cuales son similares a los del socket ajustable [1]. El sistema de estructura, de ajuste y sistema base se conservan, y se añade el sistema de autoajuste. A continuación se presentan los aspectos más relevantes para la configuración de dichos sistemas.

En la figura 3.1 se muestran los componentes del socket ajustable.

3.2. COMPONENTES DEL SOCKET AJUSTABLE

Sistema de estructura

- Abrazadera
- Estructura de apoyo

Sistema de ajuste

- Sujetador lateral
- Sujetador medial
- Sujetador anterior
- Sujetador posterior

Sistema base

- Base roscada
- Malla elástica
- Base

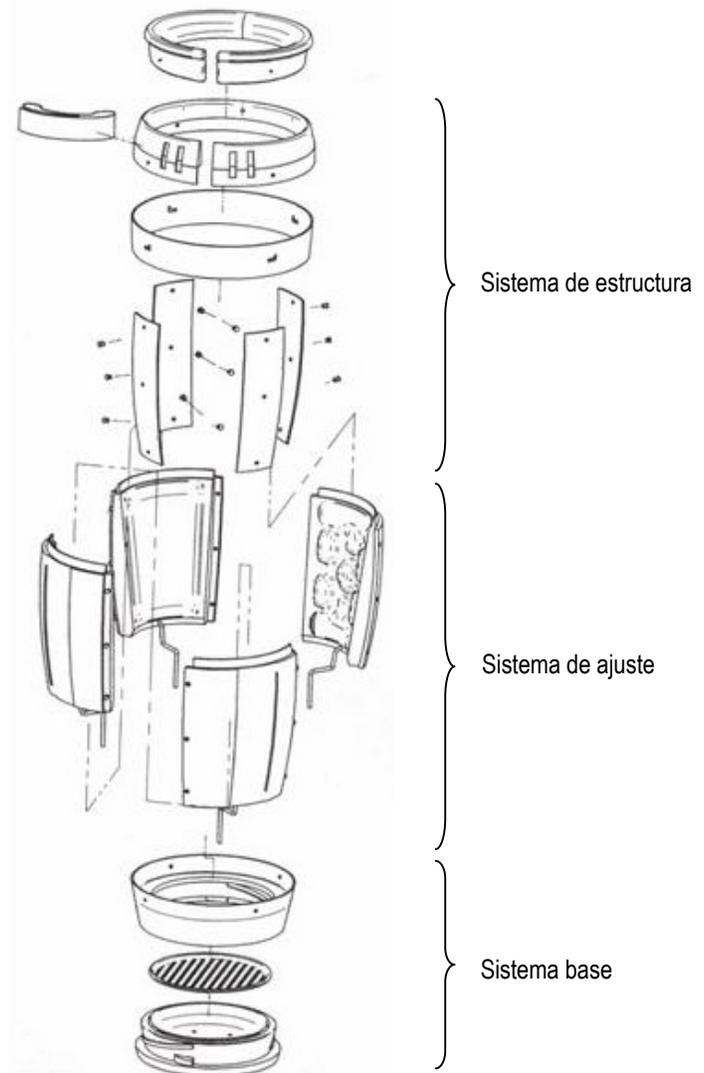
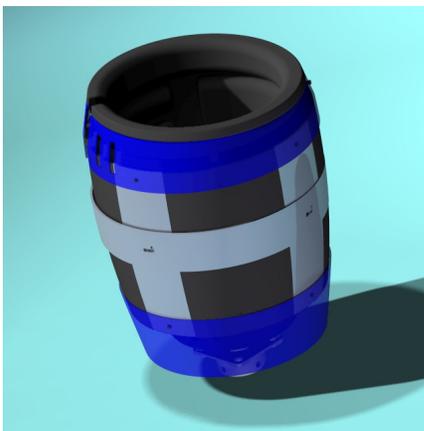


Figura 3.1. Componentes del socket ajustable.



3.2.1. Sistema de estructura

El *sistema de estructura* da soporte al *socket*, en ella fijan los sujetadores ligados a la parte medial, lateral, anterior y posterior del muñón siendo la interfase entre la abrazadera y el sistema base.

La abrazadera (figura 3.3) tiene la función de unir al muñón con el *socket*, sujetándolo y evitando que se salga de éste, brindando al paciente seguridad al caminar, siendo también el componente que sostiene a la estructura de apoyo (figura 3.2) y al sujetador superior (figura 3.7).

Las funciones principales de la estructura de apoyo (figura 3.2) son contener el muñón y dar soporte al *socket*.

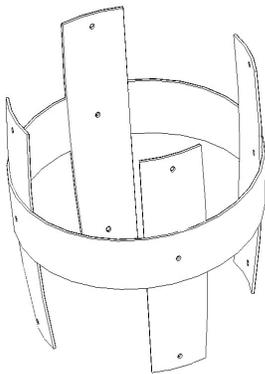


Figura 3.2. Estructura de apoyo.

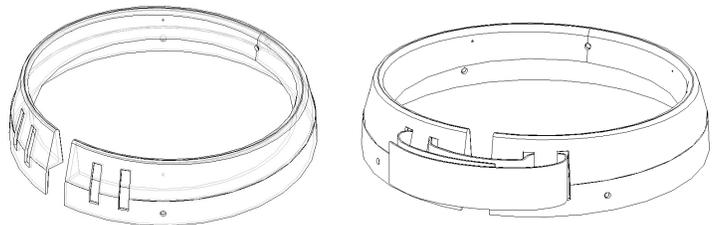


Figura 3.3. Abrazadera.

3.2.2. Sistema de ajuste

El *sistema de ajuste* se encargará de compensar la pérdida de masa muscular a través de los sujetadores a los cuales, con ayuda de un pivote, se inyectará aire, a cada uno de los componentes del sistema por medio de unas mangueras que se encuentran en la base del *socket* permitiendo inflar cada uno de ellos y conservar las características que debe cumplir el *socket*. En el diseño se cuidó la posición de los músculos que conforman el muñón, dando con ello mayor comodidad y seguridad al paciente en cada una de las actividades que éste realice. El sistema de ajuste está conformado por cinco sujetadores: superior, medial, lateral, anterior y posterior.

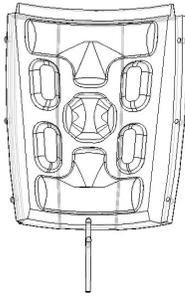


Figura 3.4.
Sujetador lateral y medial

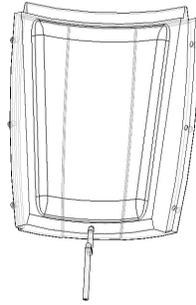


Figura 3.5.
Sujetador posterior

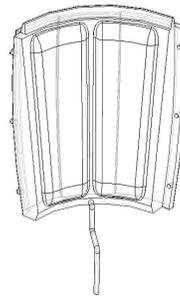


Figura 3.6.
Sujetador anterior

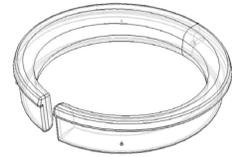


Figura 3.7.
Sujetador superior

- *Sujetador lateral y medial* (figura 3.4). Este componente tiene una distribución de “burbujas”, las cuales se diseñaron de acuerdo a las diferentes zonas donde se genera mayor presión del socket en el muñón y para tener mayor área de contacto; permitiendo así el movimiento natural de contracción y extensión del músculo. El socket consta de dos sujetadores con burbujas; uno en la parte medial y el otro en la parte lateral. El arreglo de las burbujas está distribuido de tal forma que compensará la pérdida de masa muscular, se adaptará a la geometría propia de cada paciente y soportará la transmisión de fuerzas y cargas ejercidas.
- *Sujetador anterior* (figura 3.5). Este componente consta de dos almohadillas verticales, las cuales permiten que los músculos, que se encuentran en la parte anterior del muñón, realicen su movimiento natural. Este componente permite además abarcar mayor área de contacto.
- *Sujetador posterior* (figura 3.6). Este componente es una almohadilla que se encuentra en la parte posterior del socket. Su forma se determinó de acuerdo a la geometría de los músculos isquiotibiales, por lo que consta de una almohadilla vertical, cumpliendo también con las características necesarias para el diseño de un socket.
- *Sujetador superior* (figura 3.7). Es un anillo formado por una almohadilla horizontal, ubicada a nivel isquiático. Su función es mantener el muñón dentro del socket, conservando así el perímetro del socket un poco más pequeño que el perímetro del muñón.

3.2.3. Sistema base

El *sistema base* está formado por: la base roscada (figura 3.8) que tiene la función de unir la base (figura 3.9) con los demás componentes del socket, tiene la forma de un anillo y conecta a la base con las barras verticales, la malla y los sujetadores; la base tiene una geometría circular y en su interior se aloja el mecanismo de inyección de aire (con el que se llenan los sujetadores); la base tiene la función de alinear, sostener y unir los componentes del socket con la prótesis y en la parte inferior del socket se encuentra la malla (figura 3.10) la cual

amortigua durante el apoyo la parte distal del muñón, brindando comodidad en la parte distal donde se encuentra la cicatriz causada por la cirugía. Además acompañará el movimiento del muñón al andar, dando también seguridad en los movimientos. Se encuentra entre la base roscada y la base.

El *sistema base* tiene la función de alinear, sostener y unir los componentes del socket con la prótesis.

El sistema de autoajuste se aloja en el sistema base.

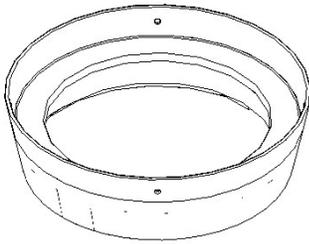


Figura 3.8. Base roscada.

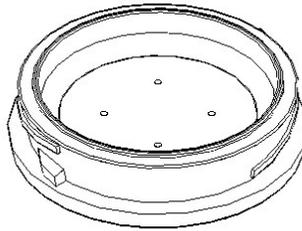


Figura 3.9. Base.

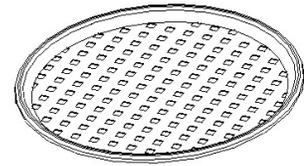


Figura 3.10. Malla.

El adaptador es un elemento cuya función es alinear, sostener, unir y adaptar el socket con cualquier caña protésica. El adaptador es conectado al socket con la ayuda de tornillos, debajo de la base. En la figura 3.11 se muestra un tipo de adaptador para el socket.

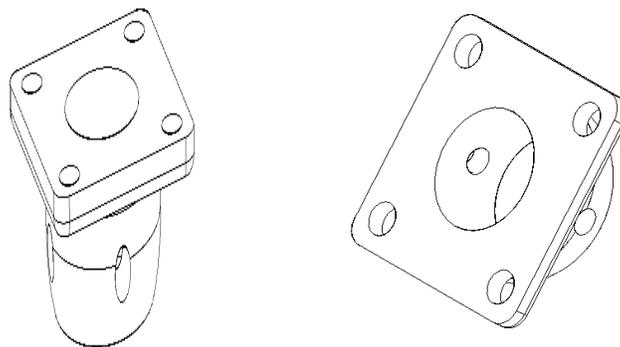


Figura 3.11. Adaptador piramidal.

3.3. DISEÑO DE CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

3.3.1. Componentes del socket autoajustable

Al socket ajustable se le agregará el sistema de autoajuste, el cual consta de los siguientes componentes:

- Válvulas
- Generación y almacenamiento de fluido (aire): bomba (manual y automática) y acumulador
- Sensor
- Microcontrolador
- Batería
- Etc.

3.3.1.1. Sistema de autoajuste

El sistema de autoajuste se encargará de ajustar, amoldar y adaptar el sistema de ajuste a la forma del muñón, dependiendo de las variaciones de volumen de éste, automáticamente, por medio de sensores y válvulas. El sistema de autoajuste se activará por medio del sistema de control y funcionará con baterías.

El sensor de presión se encargará de medir la presión arterial y dependiendo de ésta se activarán las válvulas para inflar o desinflar los sujetadores.

Otro sensor de presión se encargará de avisar al usuario (en el caso de operación manual) o de activar a la bomba (en el caso de operación automática) cuando el depósito de aire esté a punto de quedar vacío.

El sensor de fuerza se encargará de medir la presión ejercida por los sujetadores sobre el muñón, para no generar presiones que puedan obstruir el paso de la sangre y de esta manera evitar problemas de circulación de la sangre en el miembro residual.

Las válvulas se encargarán de distribuir el fluido a través de las mangueras que se encuentran en la base del socket permitiendo inflar los sujetadores dependiendo de la forma elegida.

Un microcontrolador será el encargado de activar y ordenar, tras la señal de los sensores, la tarea a realizar por las válvulas.

La bomba de aire, ya sea manual o automática, se encargará de generar el fluido necesario para inflar los sujetadores. En caso de ser manual, el usuario tendrá que recargar el depósito de aire. Si la bomba es automática se activará cuando los sensores lo indiquen.

El depósito de aire se encargará de almacenar el fluido para ser utilizado en el momento que sea requerido para inflar los sujetadores, permitiendo también el ahorro de energía por parte del sistema, ya que solo se generará el fluido cuando el depósito esté a punto de quedar vacío. Este depósito no se alojará en el sistema base, sino que se colocará rodeando la caña protésica.

La batería suministrará energía al sistema de autoajuste, será recargable, además se requiere que éstas trabajen durante el tiempo en el que el usuario esté usando su prótesis y que no sea pesada. La batería también se ubicará por debajo del sistema base, soportándose en la caña protésica.

3.4. RELACIÓN ENTRE EL SISTEMA DE AUTOAJUSTE Y EL SOCKET

El sistema de autoajuste permite ajustar el socket a los cambios de volumen del muñón de manera manual o automática. Dicho ajuste lo hará por medio de válvulas, que al activarse, tras recibir la orden del microcontrolador (que a su vez recibe la señal de los sensores, dependiendo de la presión arterial y de la presión sobre el muñón), inflarán o desinflarán los sujetadores según sea requerido.

El sensor de presión se encargará de medir la presión arterial y dependiendo de ésta se activarán las válvulas para inflar o desinflar los sujetadores. La señal del sensor será enviada al microcontrolador, que a su vez dará la orden para que las válvulas sean activadas, dependiendo de la señal recibida. En el modo de operación manual los sensores verificarán que la presión introducida por el usuario a los sujetadores no esté por encima de su presión sistólica, para no obstruir la circulación de la sangre y así evitar la formación de edemas y lesiones en la piel. El sensor de presión se encuentra alojado en el interior del sujetador superior.

Los sensores de fuerza se encargarán de medir la presión ejercida por los sujetadores sobre el miembro residual. La señal del sensor se enviará al microcontrolador para dar la orden de inflar o desinflar los sujetadores dependiendo de la lectura de éste. Los sensores de fuerza se encuentran en el interior de cada uno de los sujetadores.

Las válvulas tienen la función de distribuir el fluido en el interior de los sujetadores a través de mangueras. Las válvulas inflarán o desinflarán los sujetadores según la señal emitida por los sensores, dicha señal depende directamente de la presión arterial y será interpretada por el microcontrolador, que a su vez, permitirá mostrar en una pantalla el resultado obtenido y guardará en memoria varias lecturas para que el usuario pueda llevar un control de la misma.

En el modo de operación manual, el usuario tendrá que oprimir botones para seleccionar los sujetadores que se inflarán o desinflarán. En este caso, el usuario determinará la presión con la cual se sienta cómodo. Si el usuario sobrepasa la presión máxima a la cual pueden ser inflados los sujetadores, no se le permitirá continuar y se desinflarán inmediatamente. De esta manera, se ofrece al paciente la seguridad de que no sufrirá lesiones cutáneas o problemas provocados por falta de circulación de flujo sanguíneo en el muñón. Tanto las mangueras de los sujetadores como las válvulas están alojadas en el interior del sistema base, entre la malla y la base.

La bomba de aire, se encargará de generar el fluido necesario para inflar los sujetadores. El aire estará almacenado en un depósito, de donde se tomará cuando sea requerido.

En el modo de operación automático la bomba trabajará automáticamente cuando sea necesario, puede colocarse en la caña de la prótesis, dicha bomba será similar a la que utiliza en los baumanómetros digitales portátiles. En el modo de operación manual, el usuario tendrá que recargar el depósito por medio de una bomba manual, pudiendo utilizar la de su preferencia: bomba para inflar balones, llantas de bicicleta o similar a las de los baumanómetros. En ambos casos, un sensor indicará cuando el depósito no tenga la presión suficiente y requiera una recarga.

El depósito de aire se encargará de almacenar el fluido para ser utilizado en el momento que sea requerido para inflar los sujetadores, permitiendo también el ahorro de energía por parte del sistema, ya que, al utilizar el modo de operación automático, solo generará el fluido cuando el depósito esté a punto de quedar vacío y no tenga la presión suficiente para que la bomba trabaje. En el modo de operación manual, un sensor indicará al usuario cuando éste requiera una recarga. Se tiene la opción de no utilizar el depósito de aire, pero la falta de éste implica mayor gasto de energía del sistema, ya que la bomba estaría trabajando continuamente. El depósito de aire estará sujeto a la caña de la prótesis, ya sea debajo del socket o debajo de la rodilla protésica. Al estar colocado en la caña de la prótesis, ayuda también a mantener una buena apariencia estética, debido a que no habrá demasiado espacio entre la caña y la ropa del usuario.

La batería suministrará energía al sistema de autoajuste, será recargable, además se requiere que ésta trabaje durante el tiempo de uso de la prótesis, sin tener la preocupación de su descarga, también es importante que no impliquen demasiado peso extra en la prótesis. La batería puede instalarse debajo de la base del socket, junto al adaptador de la caña protésica, debido a que es importante que esté colocada en un lugar accesible.

3.5. DIAGRAMA DE BLOQUES DEL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

3.5.1. *Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste sin depósito de aire*

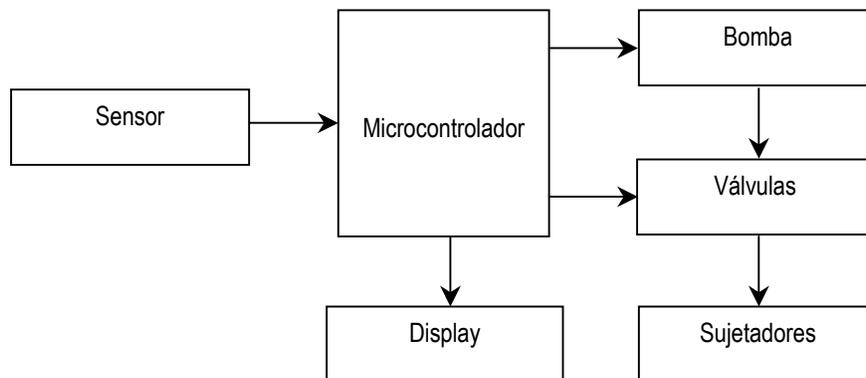


Figura 3.12. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste sin depósito de aire.

3.5.1. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste con depósito de aire

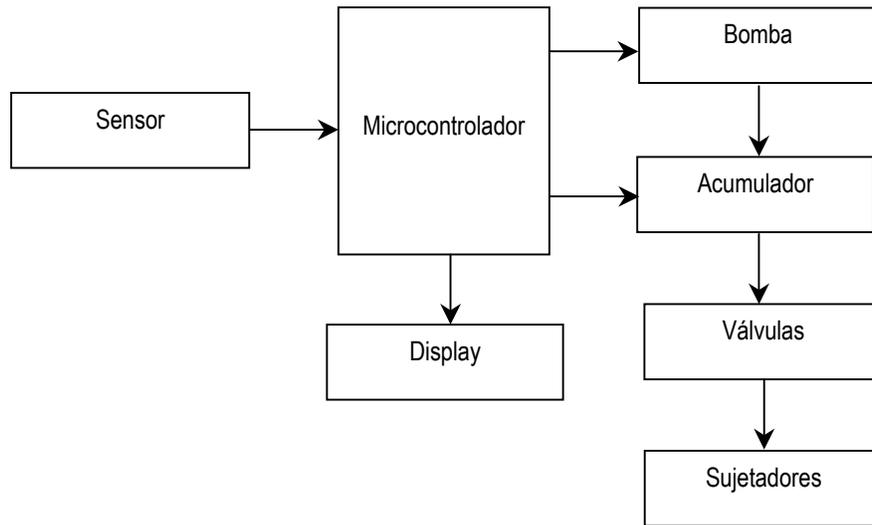


Figura 3.13. Diagrama de bloques del funcionamiento del sistema de autoajuste con depósito de aire.

3.6. ENSAMBLE Y DISEÑO FINAL

La unión de cada uno de estos componentes es el resultado final de este diseño.



Figura 3.14. Ensamble y diseño final del socket.

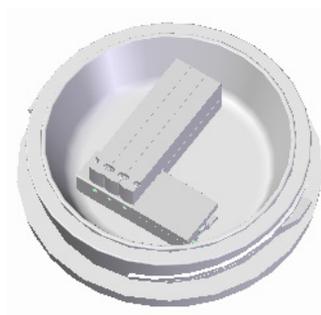


Figura 3.15. Base con válvulas en el interior.



Figura 3.16. Socket con caña y rodilla protésica.

Capítulo 4. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO DE DETALLE

4.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presentan algunas consideraciones para el diseño de detalle de los sistemas de estructura, base y ajuste del socket autoajustable. Se presenta una selección preliminar de los componentes del sistema de autoajuste, los cuales serán utilizados en trabajos posteriores para realizar las pruebas de funcionamiento del socket autoajustable, la selección definitiva de estos componentes se realizará una vez que las pruebas se hayan realizado.

Para la obtención del diseño propuesto, se tomaron en cuenta aspectos como los principios anatómicos y biomecánicos de una prótesis de miembro inferior, las fuerzas que intervienen en el interior del socket, los principios de contacto considerados para la fabricación de sockets además de las características del muñón, lo cual ayudó a determinar el diseño de los sujetadores, parte esencial de este diseño.

En la tesis de licenciatura “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1] se realizó el análisis de elemento finito de los sujetadores, en donde sólo se determinó el desplazamiento obtenido al aplicar una fuerza.

En este trabajo se presenta el análisis de elemento finito de todos los componentes del socket para validar el diseño y los materiales propuestos en la tesis de licenciatura “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1].

4.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS COMPONENTES DEL SOCKET

En el capítulo 3 fueron descritos cada uno de los componentes de los sistemas que conforman el socket, a continuación se muestra su configuración final:

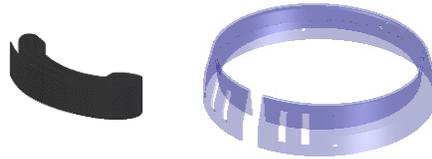


Figura 4.1. Abrazadera.

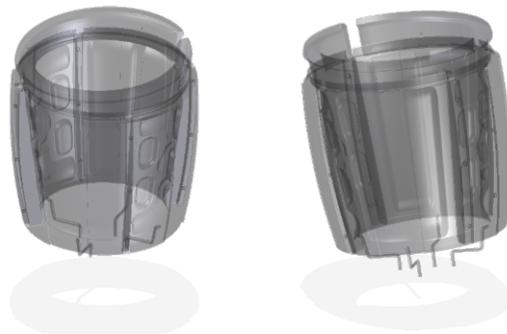


Figura 4.2. Sistema de ajuste.

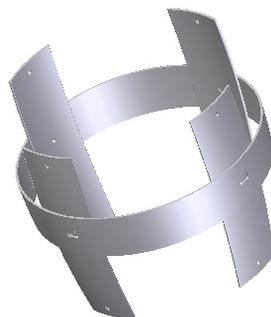


Figura 4.3. Estructura de apoyo.

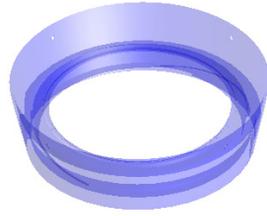


Figura 4.4. Base roscada.

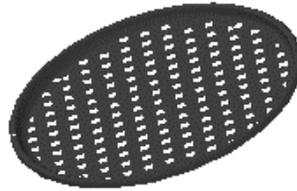


Figura 4.5. Malla.



Figura 4.6. Base.

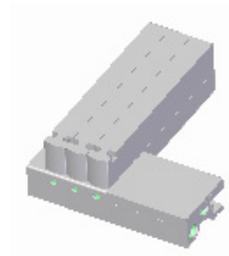


Figura 4.7. Válvulas.

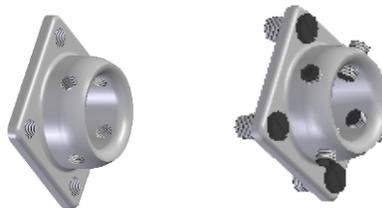


Figura 4.8. Adaptador piramidal.

4.3. UNIÓN DE LOS COMPONENTES DEL SOCKET

La unión de los elementos del socket debe garantizar al usuario que no fallará, la conexión entre todos los elementos debe ser segura sin que el paciente tenga el temor de que se van a salir de su lugar porque el socket será utilizado por el paciente durante las actividades que desempeña en su vida cotidiana.

La unión de los componentes del socket se realiza por medio de pernos y pivotes, los cuales fueron diseñados considerando las características de las piezas ensambladas. La forma en que unen las piezas del socket y el detalle de éstos se encuentran en el apéndice A2. En la figura 4.9 se muestra su ubicación.

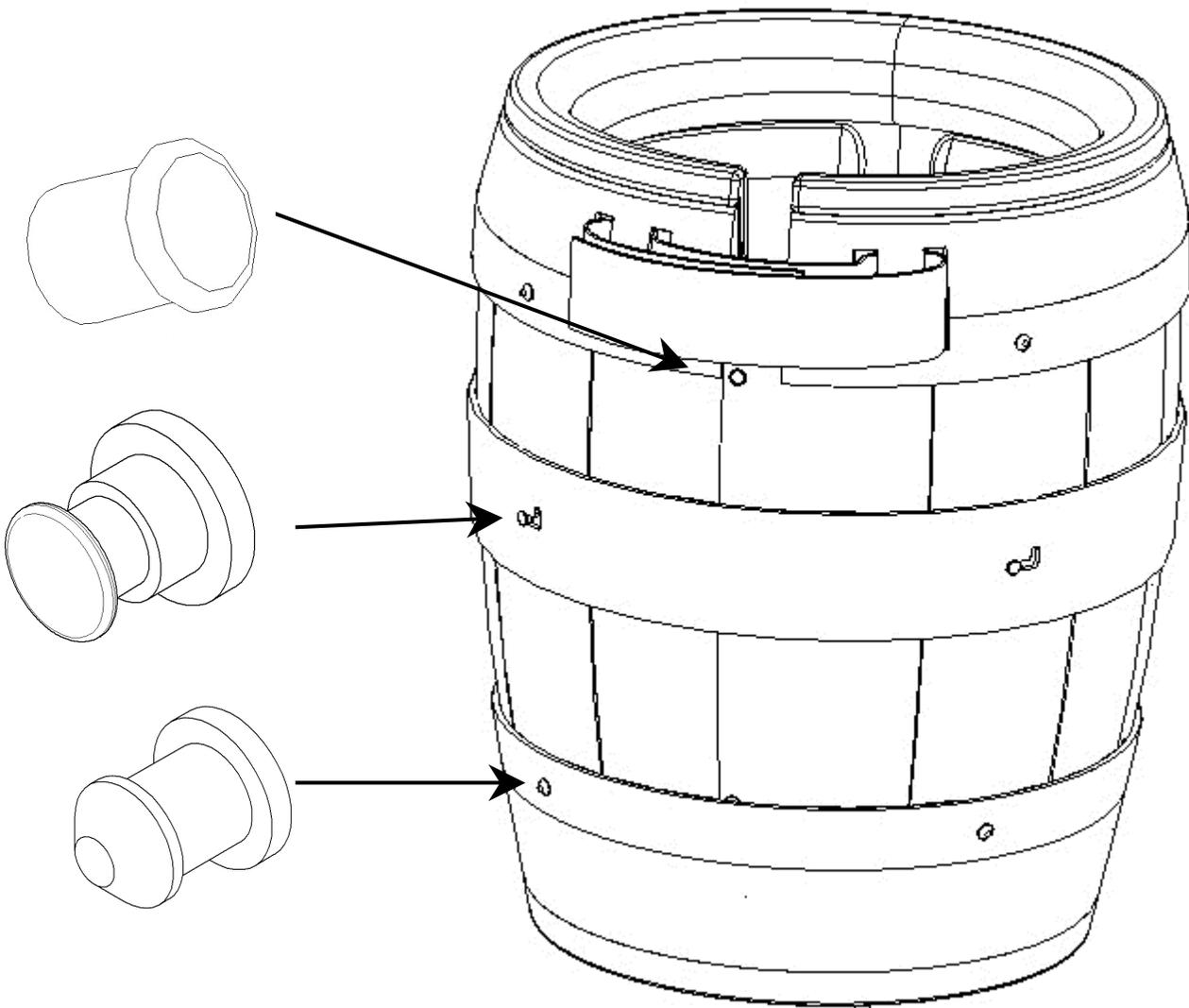


Figura 4.9. Ubicación de los pernos y pivotes del socket.

4.4. ENSAMBLE DEL SOCKET

Enseguida se presenta un esquema del ensamble de los componentes que forman el socket:

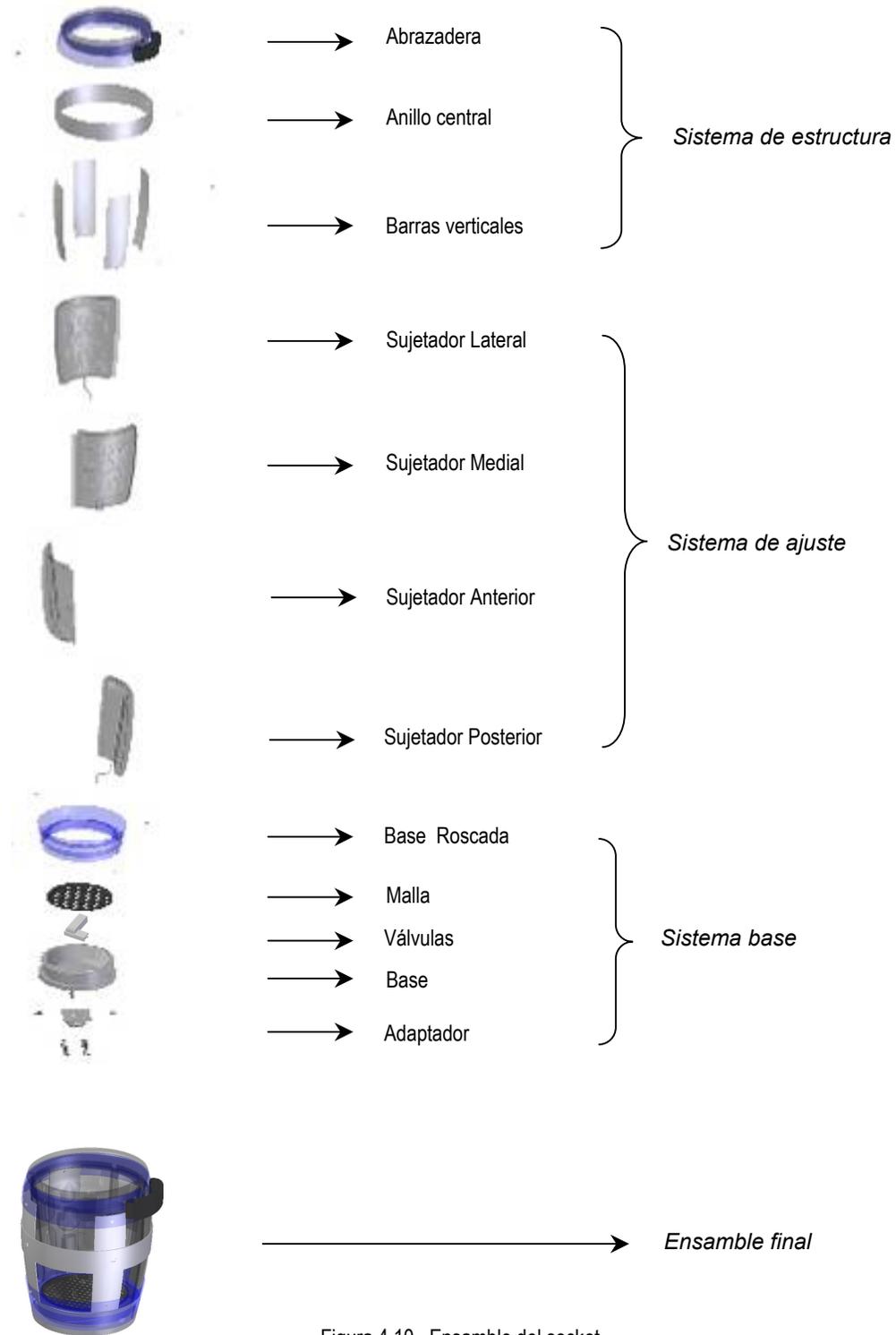


Figura 4.10. Ensamble del socket.

4.5. DISEÑO DE DETALLE DEL SISTEMA DE AUTOAJUSTE

4.5.1. Especificaciones del socket

ESPECIFICACIÓN	PARÁMETRO
Módulo de Young	Estructura: 50 GPa – 280 GPa Sujetadores : 1 MPa – 50 MPa Malla: 600 MPa – 2000 MPa
Resistencia a la cedencia	Estructura: 50 MPa – 2000 MPa Sujetadores: 20 MPa – 40 MPa Malla: 30 MPa – 200 MPa
Peso del socket	1 kg – 3 kg
Peso de la persona	40 kg – 120 kg
Temperatura de operación	10 °C – 40 °C
Sensores	<i>MPX 5100</i> Rango de presión: 0 KPa a 100 kPa Rango de temperatura de 0 °C a 85 °C, Alimentación: 5 V _{DC} Tamaño: Máximo - 51 x 61 cm Mínimo - 0.5 x 0.5 cm Espesor – 5 mm <i>FSR</i> Rango de presión: 1 N A 100 N Rango de temperatura: - 30°C a 70°C Alimentación: Hasta 5 V _{DC} Tamaño: Máximo 51 x 61 cm Mínimo 0.5 x 0.5 cm Espesor: 0.20 a 1.25 mm
Válvulas	Electroválvula 5/3 (5 vías, 3 posiciones) Consumo de energía: 2.5 W Voltaje: 12 V _{DC} Tiempo de respuesta: < 20 ms
Tiempo de respuesta	< 20 ms
Capacidad de memoria	5 memorias
Método de medición	Oscilométrico
Parámetros biológicos en el muñón	Presión: 20-250 mmHg Pulso: 40-180 latidos por minuto
Precisión del medidor de presión	± 3 mmHg
Microcontrolador	<i>PIC 16F877A</i> Memoria de Programa tipo Flash 8Kx14 Memoria Datos 368 bytes EEPROM 256 bytes 33 pines de Entrada/Salida Encapsulado: 40 pines DIP, 44 pines PLCC y 44 pines TQFP Voltaje de Operación: 2.0 hasta 5.5 V _{DC} Periféricos: 1 Conversor A/D de 10-bits (8 canales) 2 Módulos CCP (Captura, Comparador, PWM) 1 Modulo I2C 1 USART (Puerto Serie) 2 Timers de 8 bits 1 Timer 16 bits

Tabla 4.1. Especificaciones del socket.

4.5.2. Selección del sensor

Este sistema cuenta con el sensor para medir la presión arterial en el miembro residual, la cual será comparada con la presión que ejercen los sujetadores al muñón y no permitir que se sobrepase la presión sistólica.

En el capítulo 2 se mencionaron las características principales del sensor MPX que lo hacen adecuado para esta aplicación dado que lo que se requiere es medir la presión arterial utilizando el sujetador superior. En el artículo “Medidor de presión digital” [27] se demuestra que el sensor MPX5100DP es adecuado para medir la presión en los rangos requeridos para el sistema de medición de la presión arterial en el muñón del amputado.

Los sensores de la serie MPX utilizan solamente un único elemento piezoresistivo implantado en un diafragma de silicio que sensa la tensión mecánica inducida en el diafragma por una presión externa. La salida es un voltaje analógico proporcional a la presión de entrada y al voltaje de alimentación radiométrico. La alta sensibilidad y una excelente repetibilidad a largo plazo hacen que sean las unidades más apropiadas para la mayoría de aplicaciones.¹

De acuerdo a los rangos de presión que se requiere medir en el muñón del usuario del socket, se selecciona el sensor MPX5100, cuya hoja de especificaciones se incluye en el apéndice A3.

Para medir la presión que ejercen los sujetadores al muñón, se utilizarán sensores de fuerza FSR, propuestos en la tesis “Construcción e instrumentación de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [25]. En dicha tesis se propone un arreglo de sensores para cada uno de los sujetadores que permitirán comprobar los resultados obtenidos por medio del método del elemento finito, que se presentan más adelante en este capítulo.

En el diseño final del socket autoajustable no es necesario utilizar el mismo arreglo de sensores planteado en [25], sino solamente uno en cada sujetador. La ubicación exacta de éste sensor se definirá de acuerdo a los resultados experimentales que se obtendrán en trabajos posteriores.

La hoja de especificaciones del sensor FSR se muestra en el apéndice A4.

¹ Mayné, Jordi, 2003, “Sensores, acondicionadores y procesadores de señal”.

4.5.3. Selección del microcontrolador

Este diseño de socket autoajustable requiere que se realice el proceso de comparar las señales obtenidas por los seis sensores descritos anteriormente para realizar la actuación del sistema autoajustable.

El sistema de actuación consta de tres electroválvulas 5/3 de doble efecto con la posición central fija, de acuerdo a lo que se estableció en el capítulo 2, por lo que requerirán dos señales para su actuación.

El sistema de generación de aire requerirá un sensor para conocer la presión en el contenedor y de una señal para su actuación.

El total de entradas requeridas por los sensores, sumadas al botón de inicio del sistema, es de ocho, por lo que el microprocesador seleccionado debe contar con al menos ese número de entradas. El número de salidas es de cinco, considerando las electroválvulas, la actuación del generador de aire y una alarma, por lo que se requerirán cuando menos ese número de salidas.

El microprocesador PIC 16F877A cuenta con 33 pines de entrada/salida, por lo que se considera adecuado, dado que permite que se integren más elementos si estos se requirieran en un rediseño futuro.

La hoja de especificaciones del PIC 16F877A se muestra en el apéndice A5.

4.6. ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO DE LOS COMPONENTES DEL SOCKET

En el análisis se consideraron los valores máximos para evaluar los elementos sometidos y determinar si cumplen con su función o no, si los materiales son los adecuados y si el socket soportará las cargas.

El análisis está hecho bajo condiciones estáticas, con una persona parada, considerando todo su peso sobre los componentes de la prótesis. También se presenta considerando los parámetros establecidos en la tabla 4.2. Los resultados obtenidos en dicho análisis se compararán con las pruebas dinámicas que se realizarán con el socket. Esto es relevante, dado que Nordin [28] establece que “Las fuerzas pico resultantes durante la marcha medidas con una galga de deformación han oscilado entre 1.8 a 4.36 veces el peso corporal”.

Actividad	Fuerza pico típica (peso corporal)	Número de pacientes	Tiempo desde la cirugía (meses)	Bibliografía
Fuerza de la cadera				
Andar normal a velocidades rápidas	2.7-3.6	2	1-2	Kotzar <i>et. al.</i> , 1991
Subir escaleras	2.6			
Andar a velocidades lentas (muletas)	2.6	1	1	Davy <i>et. al.</i> , 1988
Subir escaleras	2.6			
Andar	2.7-4.3	2	8-33	Bergmann <i>et. al.</i> , 1993, 1995
Subir escaleras	3.4-5.5			
Bajar escaleras	3.9-5.1			
Andar	1.8-3.3	2	6	Ryder, 1966
Andar a velocidad lenta	2.7	1	15	English y Kilvington, 1979
Fuerza de contacto en la rodilla				
Andar con velocidades de normal a rápidas	2.3-2.5	1	12	Taylor <i>et. al.</i> , 1997

Tabla 4.2. Fuerzas de contacto de la cadera y rodilla medidas *in vivo* en pacientes con implantes instrumentados [28].

Para hacer el análisis de elemento finito, tomando en cuenta el aumento de la fuerza bajo condiciones dinámicas, se ocupó el valor más grande de la tabla 4.2., el cual representa la fuerza pico de la actividad que realiza una persona durante la marcha, dicha actividad es subir escaleras y el factor es de 5.5 veces el peso corporal. Para ello se calculó la componente vertical de las fuerzas aplicadas en la interfase muñón-socket, fuerzas ejercidas bajo condiciones dinámicas (figura 4.11).

Para los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior, se hizo también el análisis aplicando la fuerza considerada en la tesis “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1], para establecer una comparación entre los resultados anteriores y los obtenidos en el presente trabajo.

El criterio utilizado para la obtención de los resultados fue el de Von Mises, evaluándose el esfuerzo y el desplazamiento. Se tomó en cuenta el esfuerzo obtenido para compararlo con los esfuerzos de cedencia y último del material y comprobar si los componentes del socket cumplen con su función y si resisten o no. El desplazamiento ayudó a saber cuánto se desplaza cada componente analizado bajo la fuerza aplicada.

Para hacer el análisis de se utilizó el programa ANSYS.

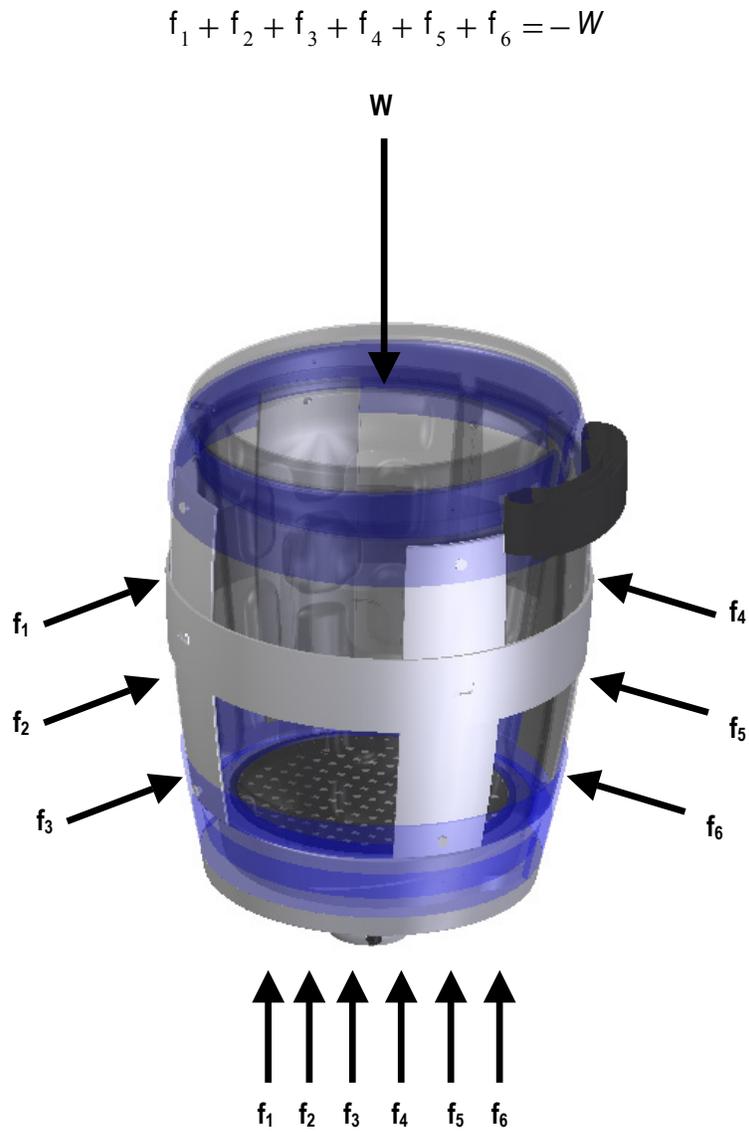


Figura 4.11. Fuerzas aplicadas en la interfase muñón-socket.

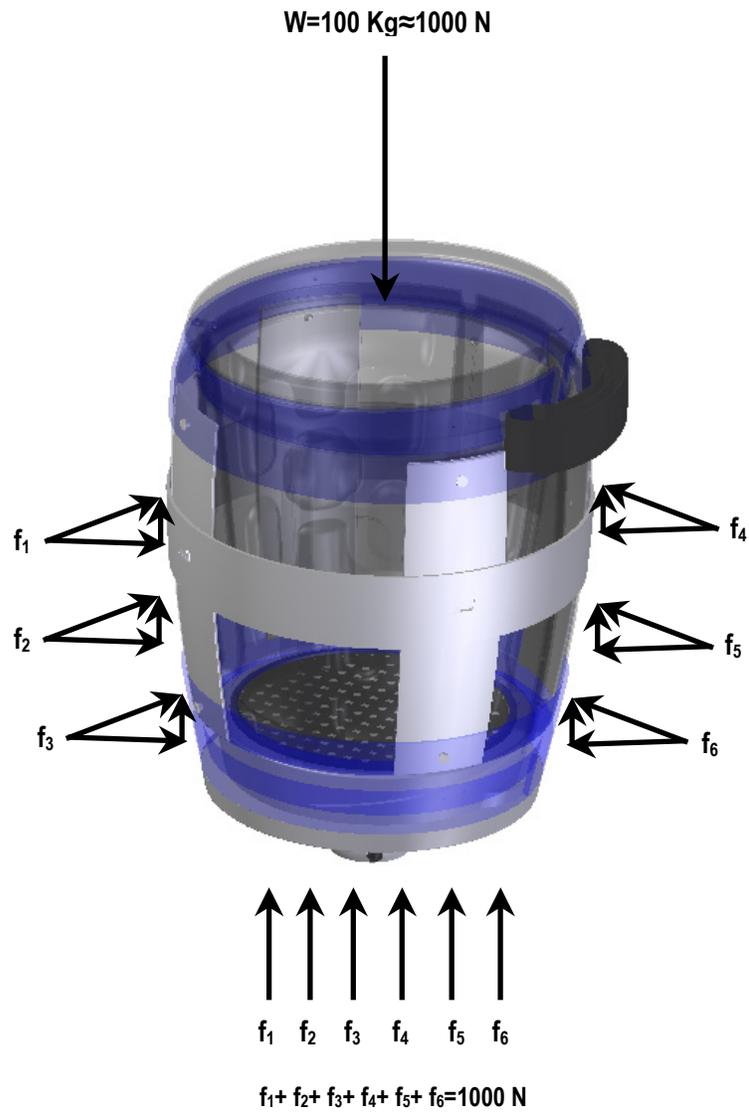
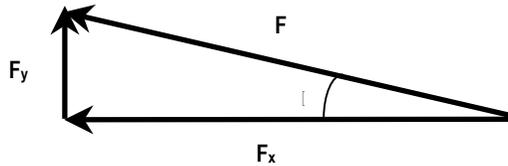


Figura 4.12. Componentes de las fuerzas aplicadas en la interfase muñón-socket.

Cálculo de la componente vertical de la fuerza

El ángulo de inclinación del socket es de 7.15° , el peso considerado es de 100 Kg (aproximadamente 1000 N), por lo tanto, para calcular la componente vertical de la fuerza se tiene:

- $F = 1000 \text{ N}$
- $\alpha = 7.15^\circ$
- $F_x =$ Componente horizontal
- $F_y =$ Componente vertical



Aplicando teorema de Pitágoras:

$$F_y = 1000 \text{ sen } 7.15^\circ$$

$$F_y = 124.4674 \text{ N}$$

La fuerza de $F_y = 124.4674 \text{ N}$ es la soportada directamente por los sujetadores, debido a que ésta se distribuye por toda la superficie del socket. Las fuerzas se encuentran aplicadas como se muestra en la figura 4.12.

Dado que se requiere estudiar el comportamiento de los sujetadores bajo condiciones dinámicas se consideró el factor de 5.5 (el peso de la persona se “incrementa” 5.5 veces) que resulta cuando una persona está subiendo escaleras. Se multiplicó dicho factor por la fuerza obtenida anteriormente:

$$F = (1000 \text{ N})(5.5) = 5500 \text{ N}$$

$$F_{ys} = (5500 \text{ sen } 7.15^\circ)$$

$$F_{ys} \approx 684.6 \text{ N}$$

La fuerza de $F_{ys} \approx 684.6 \text{ N}$ es la soportada por el socket cuando el usuario está subiendo escaleras.

Consideraciones generales para el análisis de elemento finito

<i>Peso de la persona</i>	100 kg.
<i>Fuerzas</i>	Sujetadores: 50 N, 1000 N y 684.6 N
	Estructura de apoyo, abrazadera y malla: 1000 N
<i>Presión interna de los sujetadores</i>	Mínima: 15998.7 Pa (120 mmHg)
	Máxima: 33330 Pa (250 mmHg)

A continuación se presenta el análisis de elemento finito para los componentes del socket.

4.6.1. SISTEMA DE AJUSTE

En primer lugar, se estableció como condición crítica que cada sujetador del sistema de autoajuste soporta la fuerza de 1000 N (figuras 4.13 y 4.14).

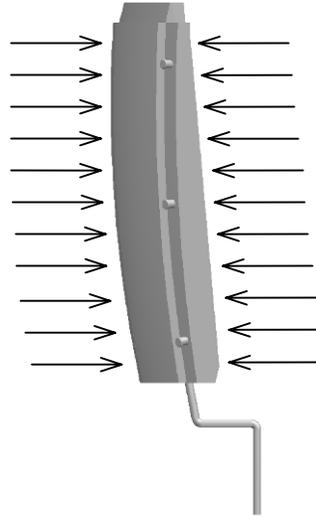


Figura 4.13. Fuerzas aplicadas en los sujetadores.

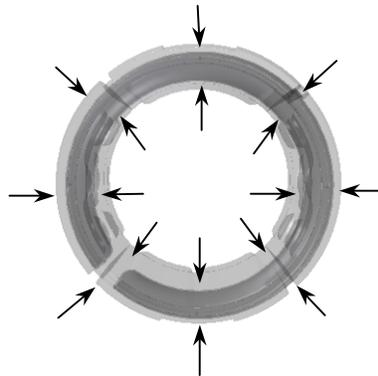


Figura 4.14. Vista superior de las fuerzas aplicadas al sistema de ajuste.

Posteriormente se realizó el análisis considerando la componente vertical de la fuerza de 5500 N aplicada en el sistema de autoajuste.

El material elegido para los sujetadores es un elastómero, el módulo de elasticidad con el que se realizó el análisis corresponde al valor más grande para dicho material de acuerdo a los resultados de la selección hecha en la tesis “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1].

4.6.1.1. Análisis de los sujetadores lateral y medial

Estos sujetadores se encuentran en la parte lateral y medial del muñón, para el análisis se consideraron los sujetadores inflados a la mayor presión soportada por el mismo.

Las fuerzas de 50 N y 1000 N fueron aplicadas directamente sobre el sujetador. Cuando una persona sube escaleras la fuerza llega a ser, en este caso, de 5500 N, de los cuales el sujetador solo soporta 684.6 N.

A continuación se muestran los resultados obtenidos con las fuerzas de 50 N, 684.6 N y 1000 N, aplicadas sobre el sujetador (tablas 4.3 y 4.4).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (MPa)	F (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximos	Mínimos	Máximo
Elastómero	60	40	50	1000	15998.7	25.869	4.1257E-03	6.603
					33330	18.032	2.9157E-03	4.024
				50	15998.7	5.0689	3.5793E-03	3.365
					33330	12.189	7.2050E-03	7.507

Tabla 4.3. Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F=50 N y F=1000 N).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (MPa)	F _{ys} (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximo	Mínimo	Máximo
Elastómero	60	40	50	684.6	33330	8.3911	1.35070E-03	1.8247

Tabla 4.4. Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F=684.6 N).

Enseguida se muestra el comportamiento de dichos sujetadores.

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de 1000 N

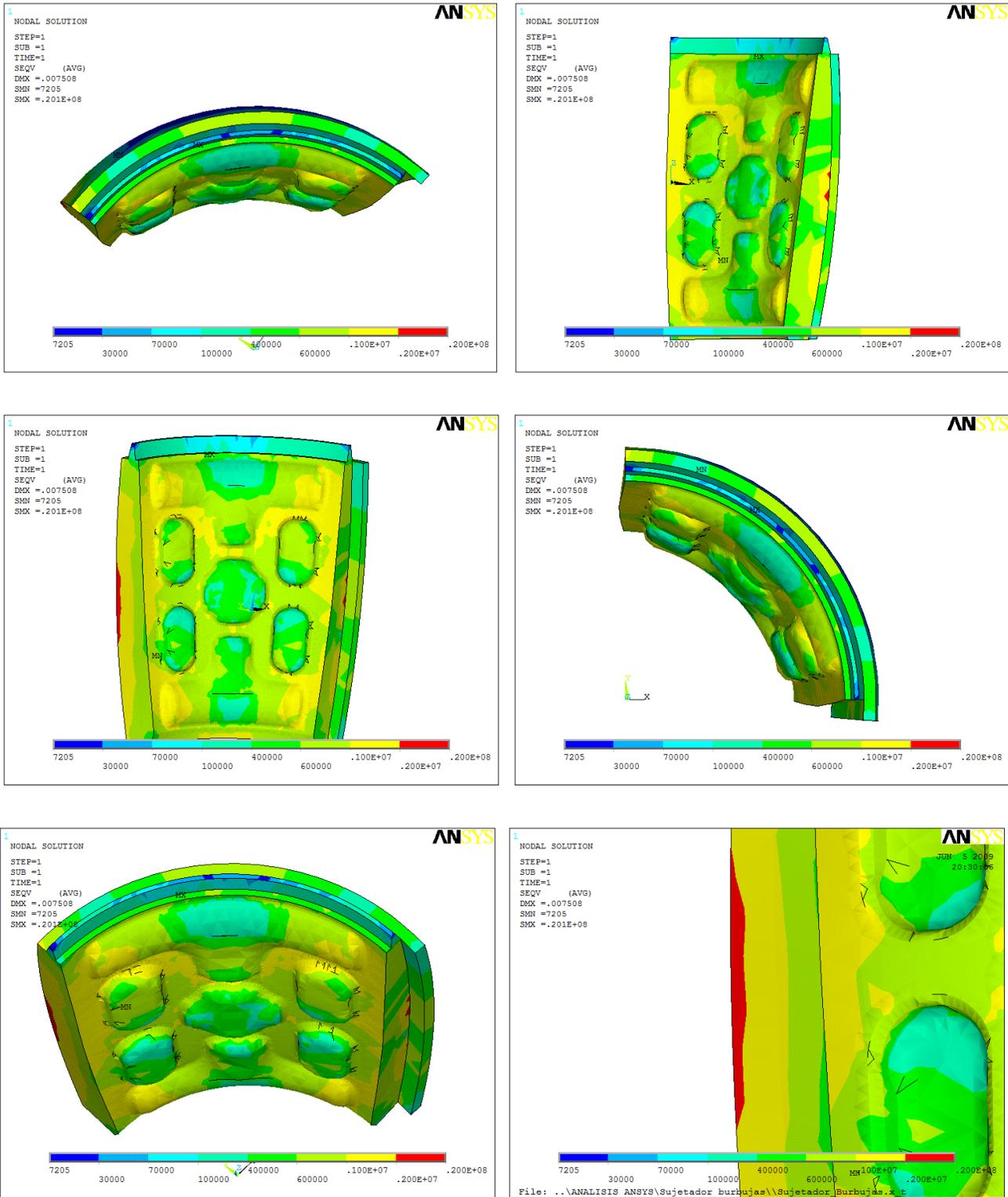


Figura 4.15. Esfuerzo de los sujetadores lateral y medial (F=1000 N).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de 1000 N

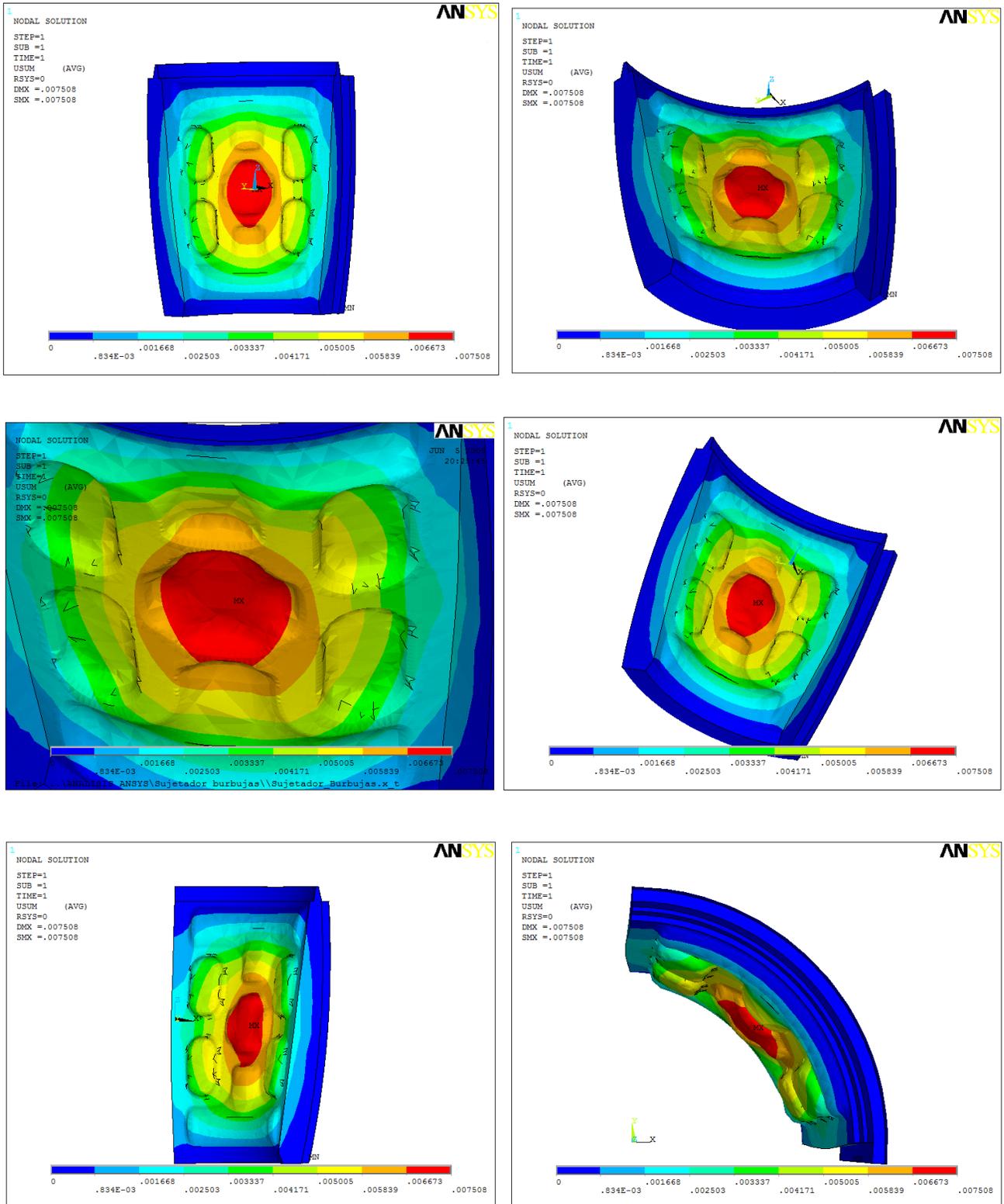


Figura 4.16. Desplazamiento de los sujetadores lateral y medial (F=1000 N).

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza $F_{Ys} = 684.6 \text{ N}$

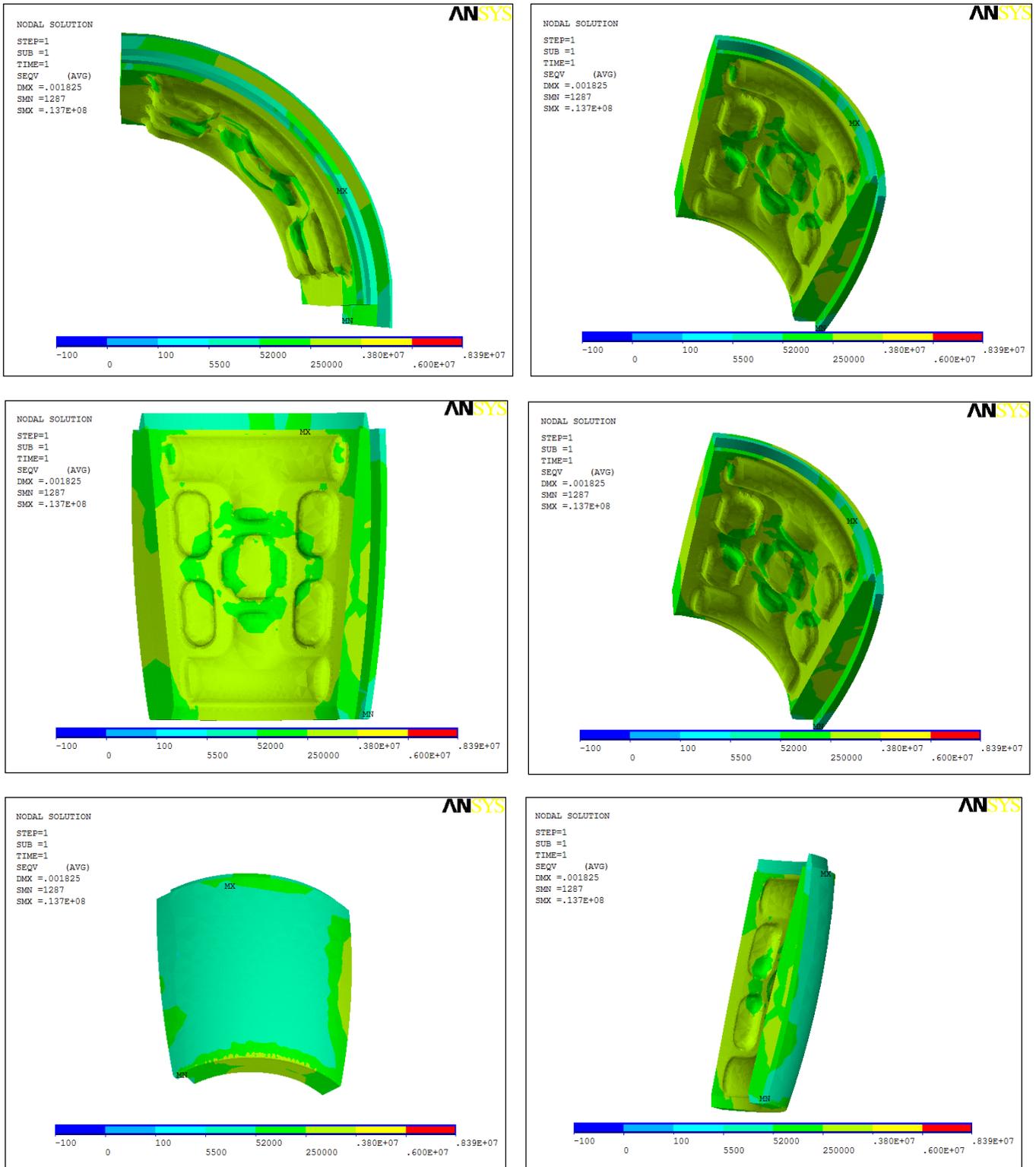


Figura 4.17. Esfuerzo de los sujetadores lateral y medial ($F_{Ys}=684.6 \text{ N}$).

Desplazamiento aplicando una fuerza $F_{Ys} = 684.6 \text{ N}$

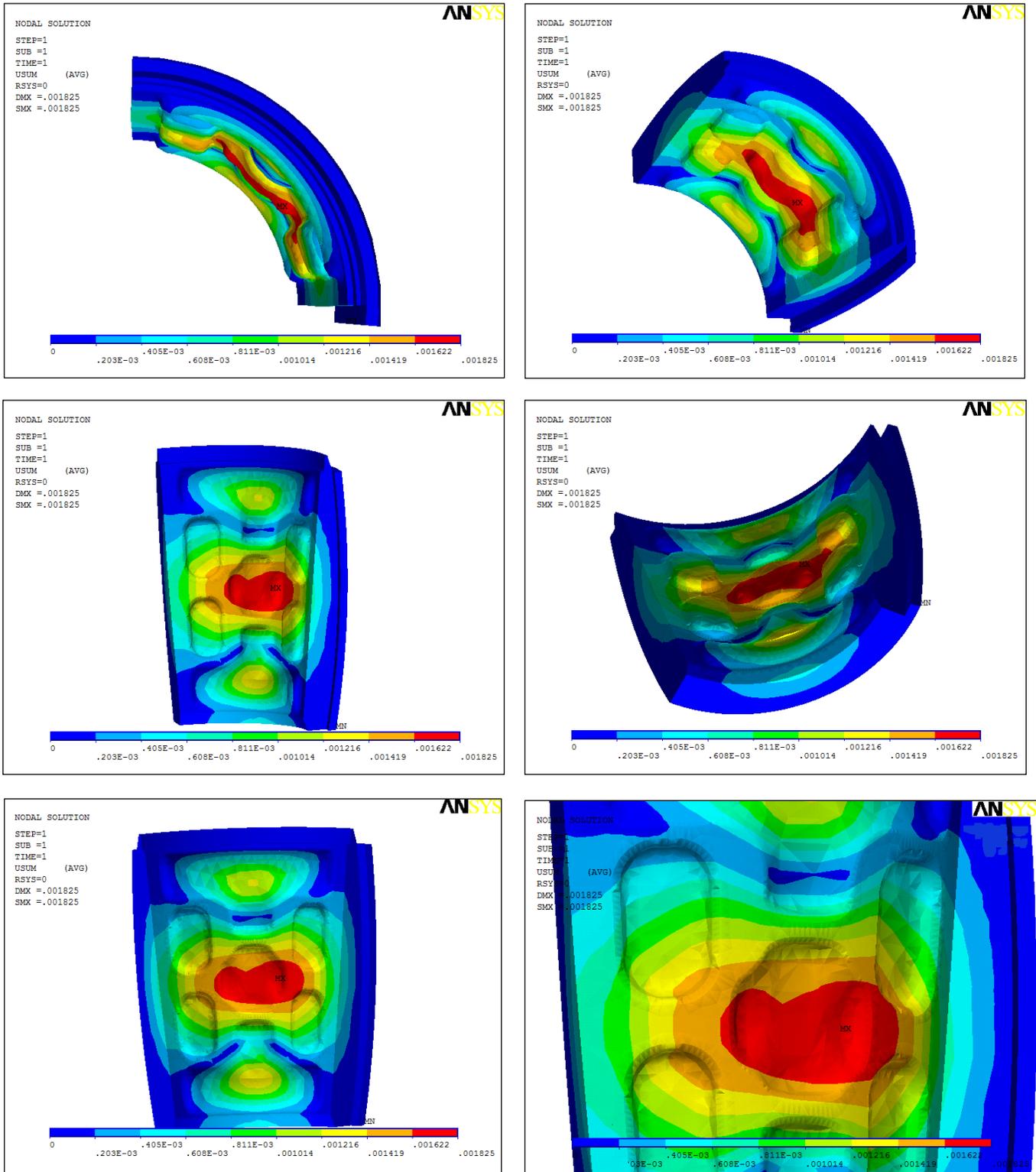


Figura 4.18. Desplazamiento de los sujetadores lateral y medial ($F_{Ys}=684.6 \text{ N}$).

Según los resultados del análisis estos sujetadores soportarán la carga a la cual estarán sometidos, ya que el esfuerzo máximo obtenido no sobrepasa el esfuerzo de cedencia ni el último del material seleccionado y el desplazamiento es mínimo. Los resultados se muestran en la tabla 4.5:

Material	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	F (N)	P_i (Pa)	Esfuerzo (MPa)	Desplazamiento (mm)
					Máximos	Máximos
Elastómero	60	40	1000	33330	18.032	4.024
			684.6		8.3911	1.8247

Tabla 4.5. Resultados del análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial.

En las figuras 4.16 y 4.18 se puede observar que la zona con mayor desplazamiento se encuentra en la parte central del sujetador, lo que va a evitar que éste se deslice y permitirá que una mejor propiocepción del muñón.

En la tabla 4.6 observa que, con una fuerza de 1000 N y una presión de 250 mmHg (valores máximos considerados en el análisis), el esfuerzo último de material es 3.3 veces mayor que el esfuerzo máximo obtenido al aplicar la carga y el esfuerzo de cedencia del material es 2.2 veces mayor.

MATERIAL	P_i (Pa)	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	1000	60	40	18.032	3.327	2.218

Tabla 4.6. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F=1000 N).

En el segundo caso la fuerza soportada por los sujetadores es de 684.6 N y la presión de 250 mmHg. El esfuerzo último del material es 7 veces mayor y el de cedencia es casi 5 veces más grande que el obtenido al aplicar la carga bajo las condiciones descritas anteriormente (tabla 4.7).

MATERIAL	P_i (Pa)	F_{YS} (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	684.6	60	40	8.3911	7.150	4.766

Tabla 4.7. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de los sujetadores lateral y medial (F_{YS} =684.6N).

Con estos resultados se puede corroborar que el material resistirá las cargas aplicadas sobre la superficie del sujetador anterior.

4.6.1.2. Análisis del sujetador anterior

La forma del sujetador anterior fue diseñada de acuerdo a la forma de los músculos en esta parte del muñón, por lo tanto, al inflarlo se tendrá una distribución uniforme en las zonas de contacto de este componente y el muñón.

Para este sujetador también se consideraron las fuerzas de 50 N, 684.6 N y 1000 N (tablas 4.8 y 4.9).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximos	Mínimos	Máximos
Elastómero	60	40	50	50	33330	0.67775	0.83651E-03	0.179
				1000		13.5557	16.73E-03	3.59

Tabla 4.8. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior (F=50 N y F=1000 N).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (MPa)	F (N)	F _{ys} (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
							Máximo	Mínimo	Máximo
Elastómero	60	40	50	684.6	684.6	33330	6.0866	3.17340E-03	15.52

Tabla 4.9. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior (F_{ys}=684.6 N).

A continuación se muestra el comportamiento del sujetador anterior.

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de 50 N

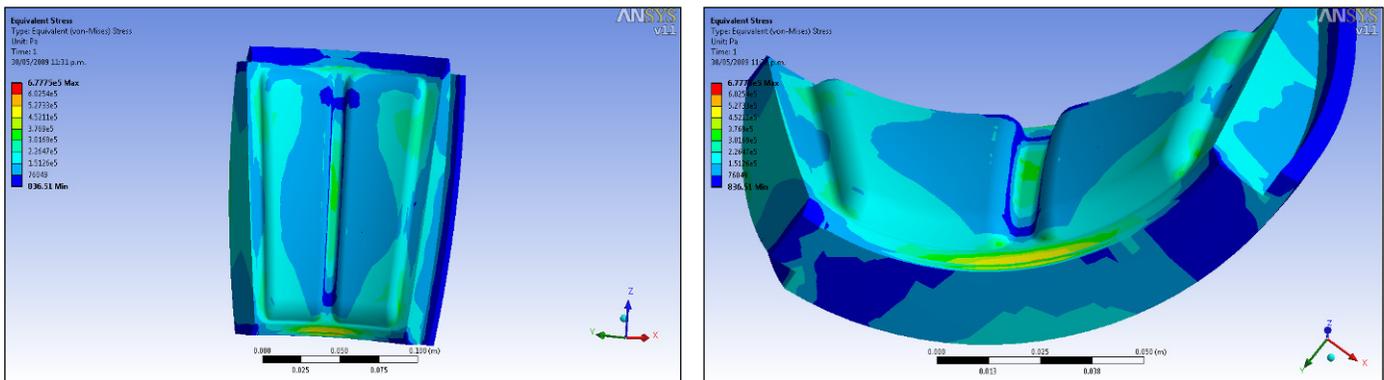


Figura 4.19. Esfuerzo del sujetador anterior (F=50 N).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de 50 N

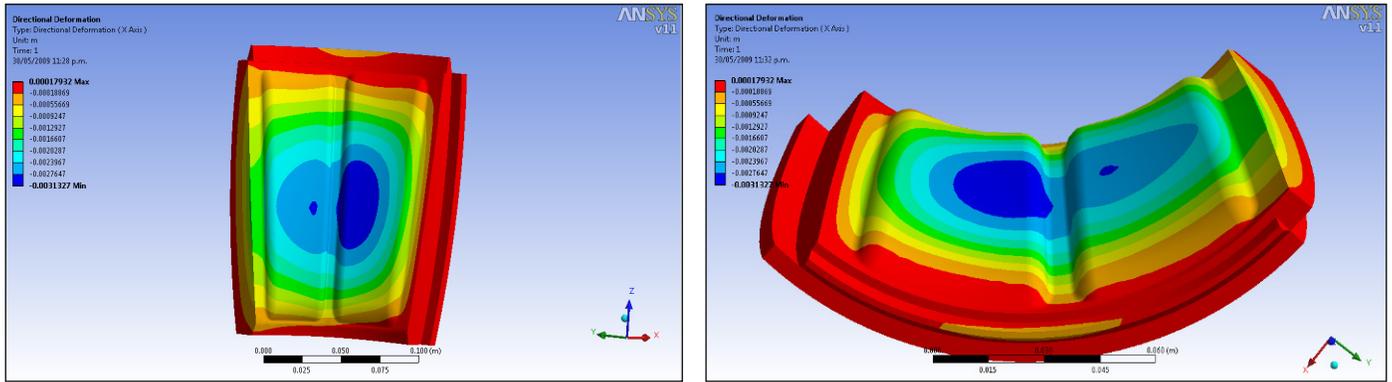


Figura 4.20. Desplazamiento del sujetador anterior (F=50N).

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de 1000 N

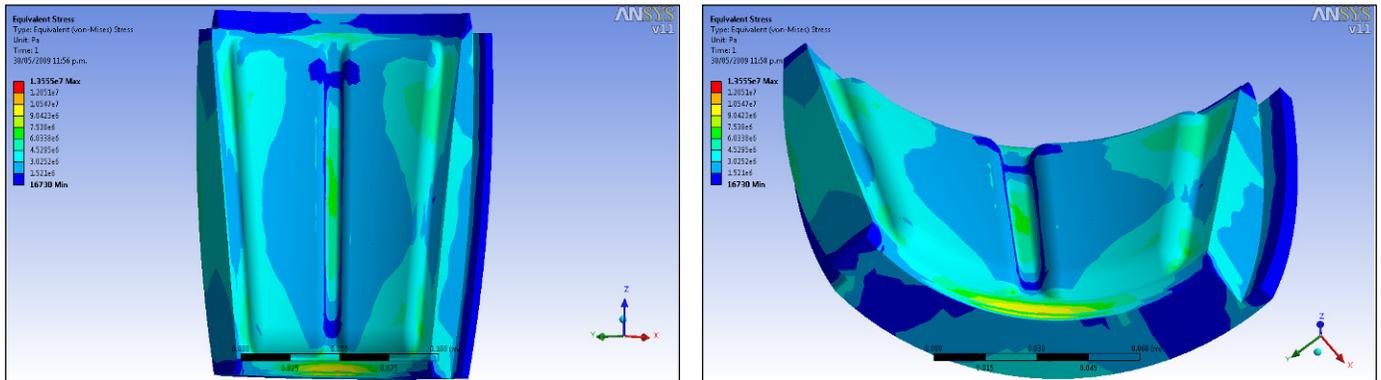


Figura 4.21. Esfuerzo del sujetador anterior (F=1000N).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de 1000 N

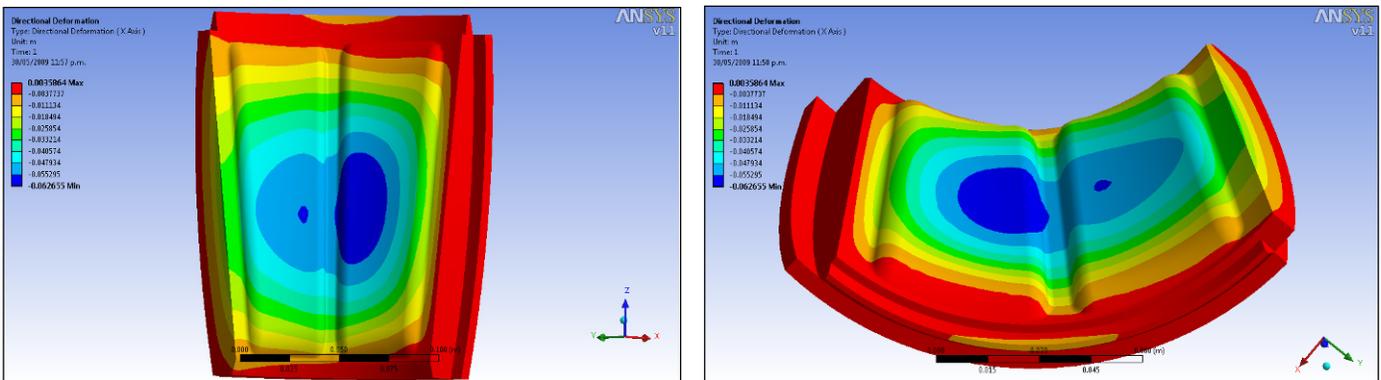


Figura 4.22. Desplazamiento del sujetador anterior (F=1000N).

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de $F_{ys} = 684.6 \text{ N}$

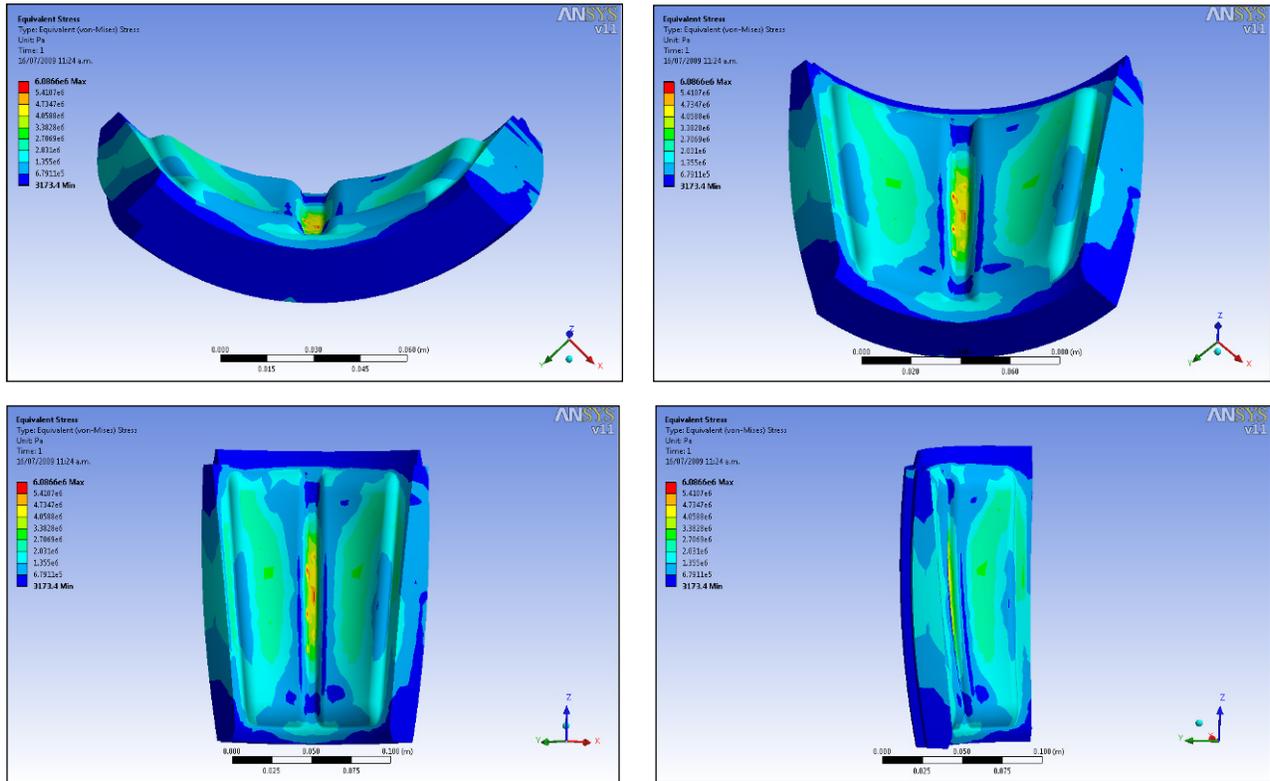


Figura 4.23. Esfuerzo del sujetador anterior ($F_{ys}=684.6 \text{ N}$).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de $F_{ys} = 684.6 \text{ N}$

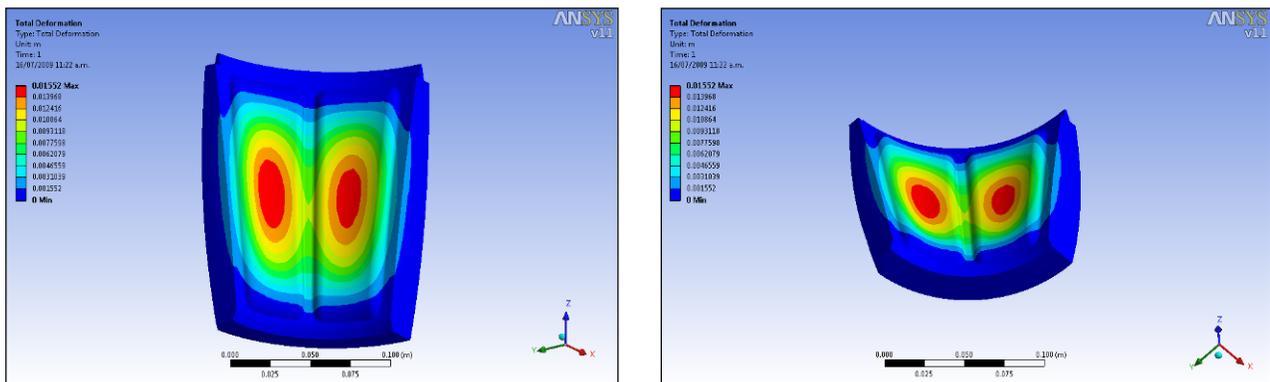


Figura 4.24. Desplazamiento del sujetador anterior ($F_{ys}=684.6 \text{ N}$).

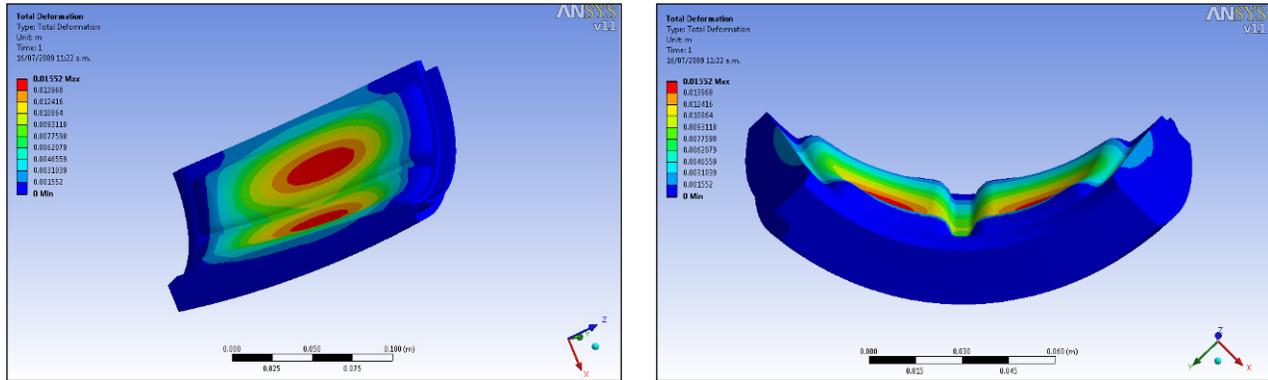


Figura 4.24. Desplazamiento del sujetador anterior ($F_{VS}=684.6$ N).

Al comparar los resultados se puede hacer notar que no se alcanzará el esfuerzo último ni el esfuerzo de cedencia del material propuesto, por lo que soportará las cargas a las cuales está sometido. Los resultados mostrados en la tabla 4.10 son los obtenidos aplicando los valores máximos de la fuerza sobre el sujetador y la presión interna de éste tomadas en cuenta en el análisis.

Material	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	F (N)	P_i (Pa)	Esfuerzo (MPa)	Desplazamiento (mm)
					Máximos	Máximos
Elastómero	60	40	1000	33330	13.5557	3.59
			5500		6.0866	15.52

Tabla 4.10. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador anterior.

En las figuras 4.22 y 4.24 se observa que la zona con mayor desplazamiento se encuentra en la parte central del sujetador, permitiendo un contacto adecuado con el muñón con el muñón.

Según los resultados mostrados en la tabla 4.11, a pesar de la fuerza de 1000 N y la presión interna en el sujetador, el esfuerzo último de material es 4.4 veces mayor que el esfuerzo máximo obtenido al aplicar la carga y el esfuerzo de cedencia del material es casi 3 veces mayor.

MATERIAL	P_i	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	1000	60	40	13.556	4.426	2.951

Tabla 4.11. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador anterior ($F=1000$ N).

Cuando es aplicada una fuerza de 684.6 N el esfuerzo último es prácticamente 10 veces más grande y el esfuerzo de cedencia del material es casi 7 veces mayor que el obtenido en los resultados del análisis (tabla 4.12).

MATERIAL	P_i (Pa)	F_{VS} (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	684.6	60	40	6.087	9.857	6.571

Tabla 4.12. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador anterior ($F_{VS}=684.6$ N).

Debido a lo antes mencionado y de acuerdo a los resultados encontrados se verifica que el material resistirá las cargas aplicadas sobre la superficie del sujetador anterior.

4.6.1.3. Análisis del sujetador posterior

El sujetador posterior estará todo el tiempo en contacto con la parte posterior del muñón, en esta área la forma de los músculos es más uniforme y debido a la geometría del sujetador se tendrá un contacto total y por lo tanto una distribución uniforme de la presión.

Para este sujetador también se consideraron las fuerzas de 50 N, 684.6 N y 1000 N (tablas 4.13 y 4.14).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximos	Mínimos	Máximos
Elastómero	60	40	50	1000	15998.7	36.704	1.52740E-03	15.316
					33330	22.271	3.15290E-03	10.557
				50	15998.7	91.635	1.49760E-03	3.4138
					33330	21.591	3.11670E-03	8.1766

Tabla 4.13. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior (F=50 N y F=1000 N).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (MPa)	F _{YS} (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximo	Mínimo	Máximo
Elastómero	60	40	50	684.6	33330	8.3536	3.15370E-03	4.4195

Tabla 4.14. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior (F_{YS}=684.6N).

Enseguida se muestran las figuras de los resultados del comportamiento del sujetador posterior.

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de 50 N

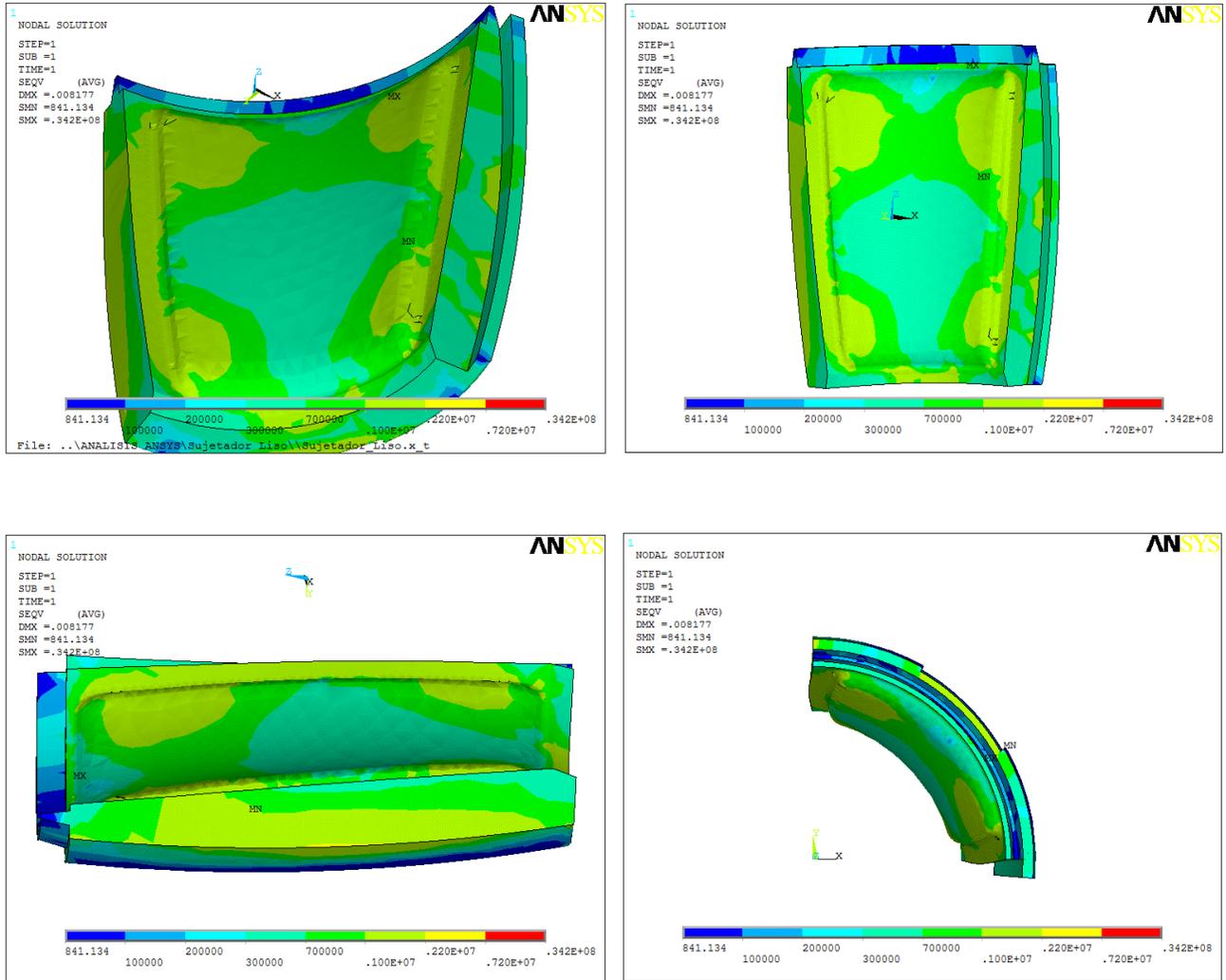


Figura 4.25. Esfuerzo del sujetador posterior (F=50N).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de 50 N

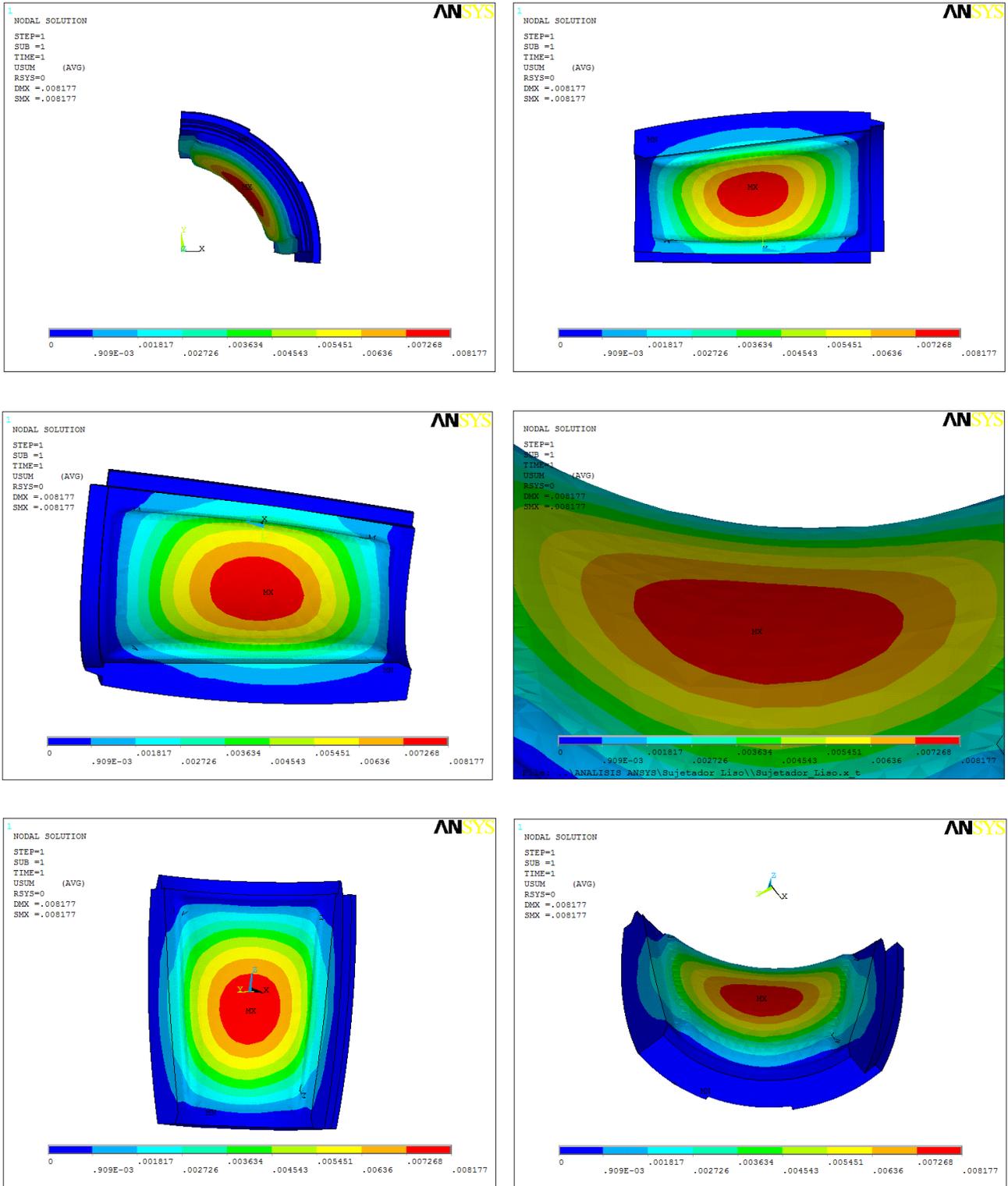


Figura 4.26. Desplazamiento del sujetador posterior (F=50 N).

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de $F_{Ys} = 684.6 \text{ N}$

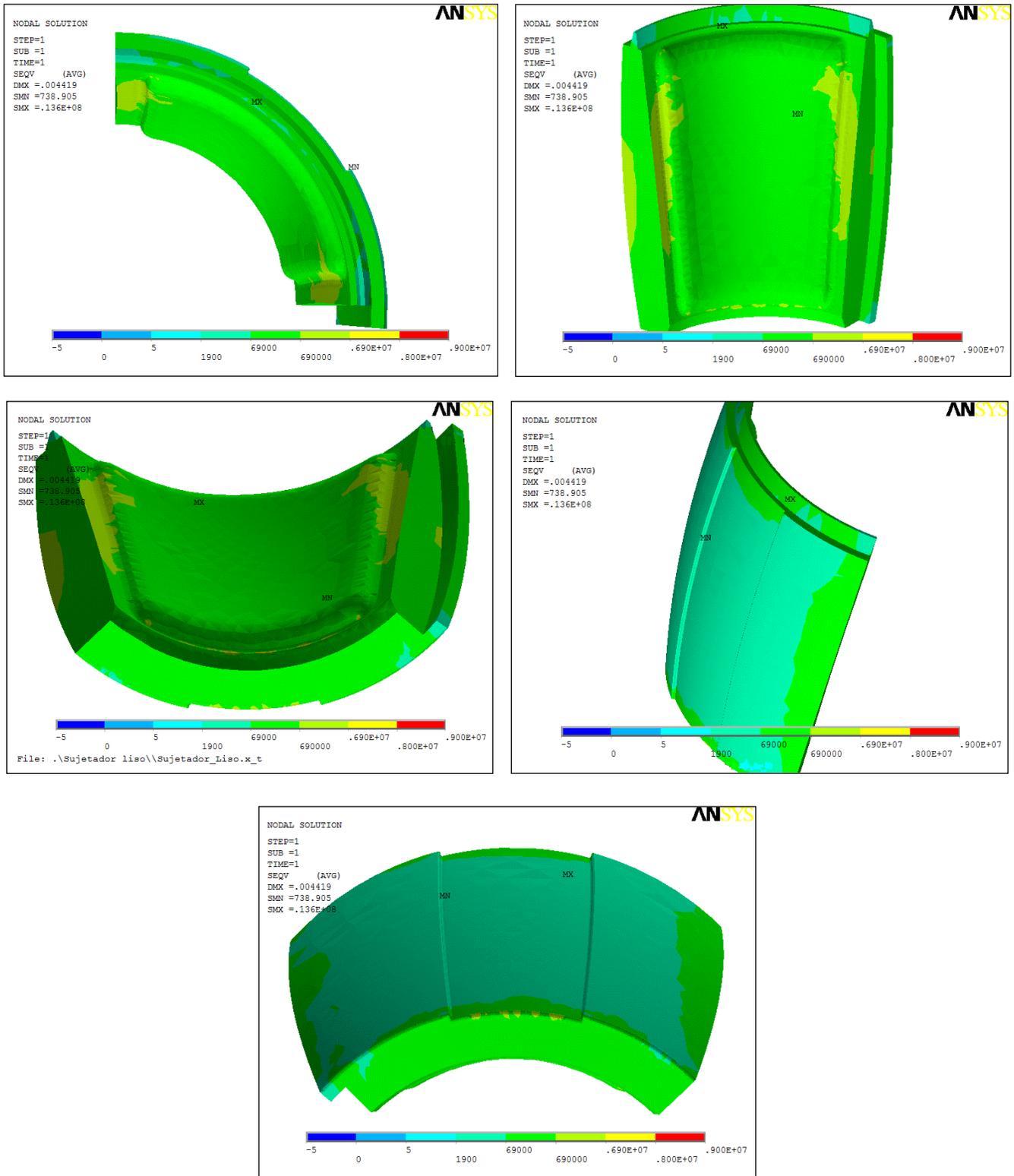


Figura 4.27. Esfuerzo del sujetador posterior ($F_{Ys}=684.6\text{N}$).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de $F_{Ys} = 684.6 \text{ N}$

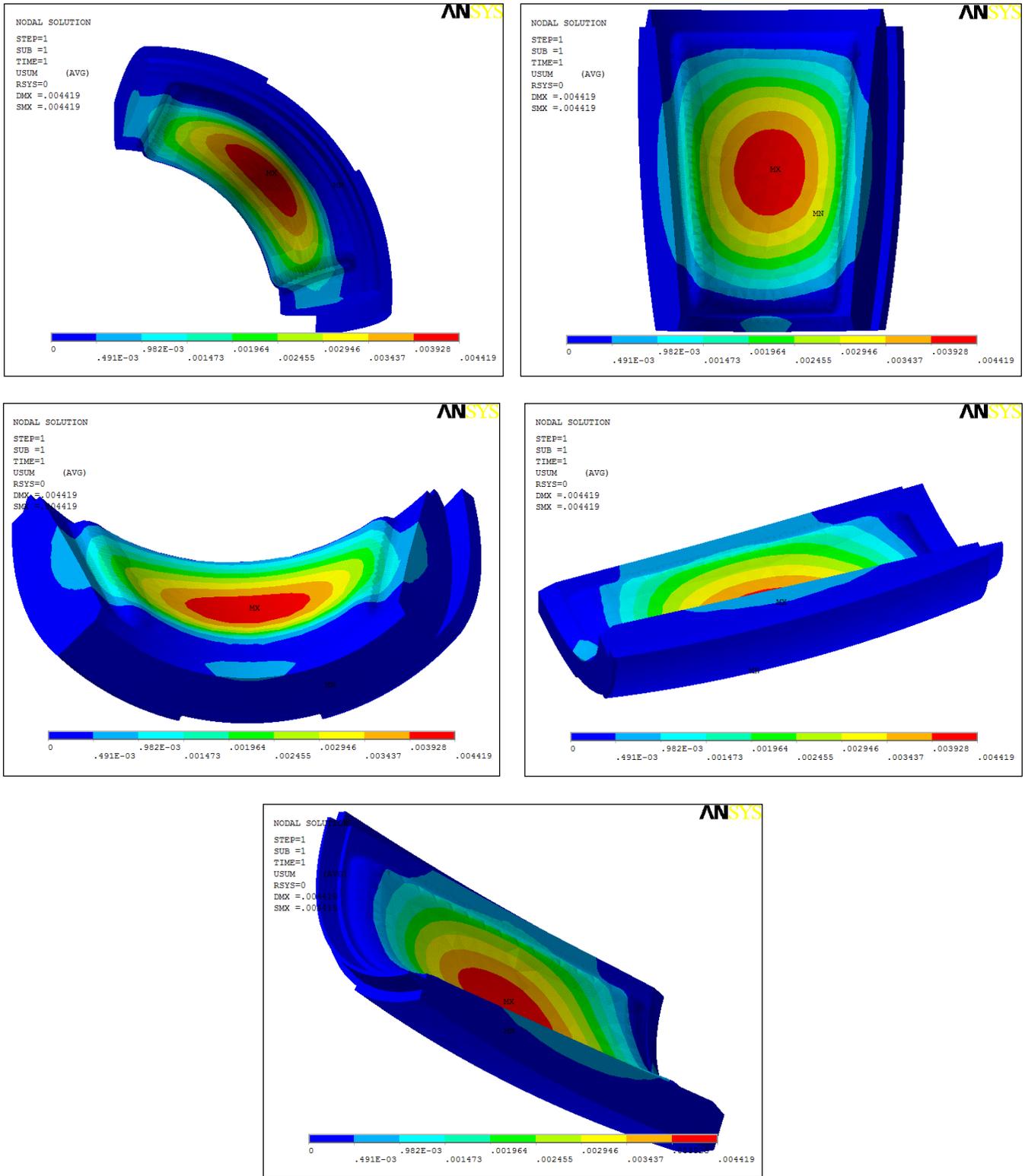


Figura 4.28. Desplazamiento del sujetador posterior ($F_{Ys}=684.6\text{N}$).

De acuerdo a los resultados se observa que los esfuerzos encontrados con las condiciones bajo las cuales se encontrará el sujetador posterior no sobrepasan los valores de los esfuerzos último y de cedencia del material (tabla 4.15):

Material	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	F(N)	P_i (Pa)	Esfuerzo (MPa)	Desplazamiento (mm)
					Máximos	Máximos
Elastómero	60	40	1000	33330	22.271	10.557
			5500		8.3536	4.4195

Tabla 4.15. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador posterior.

La zona de mayor desplazamiento es en la parte central del sujetador, lo que permite que el contacto entre éste y el muñón sea adecuado.

Con la fuerza de 1000 N, el esfuerzo último es casi 3 veces mayor que el esfuerzo máximo obtenido en el análisis y el esfuerzo de cedencia es casi 2 veces mayor que dicho esfuerzo (tabla 4.16).

MATERIAL	P_i	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	1000	60	40	22.271	2.694	1.796

Tabla 4.16. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador posterior (F=1000 N).

Con la fuerza de 684.6 N, el esfuerzo último es 7 veces mayor y el esfuerzo de cedencia del material es casi 5 veces más grande que el obtenido en el análisis (tabla 4.17).

MATERIAL	P_i (Pa)	F_{YS} (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	684.6	60	40	8.3536	7.182	4.788

Tabla 4.17. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador posterior (F_{YS} =684.6 N).

Comparando los resultados obtenidos con las características del material propuesto se concluye que resistirá las presiones y las cargas a cuales estará sometido.

4.6.1.4. Análisis del sujetador superior

Una de las funciones del sujetador superior es mantener al miembro residual dentro del socket.

En el análisis presentado a continuación se consideró el caso en el que paciente recarga todo su peso en un solo lado del sujetador superior, como cuando se encuentra sentada o como cuando recarga el socket sobre otra superficie aplicando una fuerza (empuja un objeto con el socket), debido a que esta condición es una de las más críticas.

Para este sujetador también se consideraron las fuerzas de 50 N, 684.6 N y 1000 N (tablas 4.18 y 4.19).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximos	Mínimos	Máximos
Elastómero	60	40	50	1000	15998.7	2.6382	1.97630E-03	1.216
					33330	2.3533	3.39690E-03	1.0823
				50	15998.7	3.9338	1.34030E-03	0.16071
					33330	8.1397	2.74250E-03	0.33481

Tabla 4.18. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior (F=50 N y F=1000 N).

MATERIAL	S _u (Mpa)	S _y (MPa)	E (MPa)	F _{YS} (N)	P _i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
						Máximo	Mínimo	Máximo
Elastómero	60	40	50	684.6	33330	1.4484	3.21350E-03	0.6644

Tabla 4.19. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior (F_{YS}=684.6 N).

En seguida se muestran las figuras del sujetador superior, en donde se observa su comportamiento bajo las condiciones y características mencionadas.

Análisis de esfuerzo considerando una fuerza de 1000 N

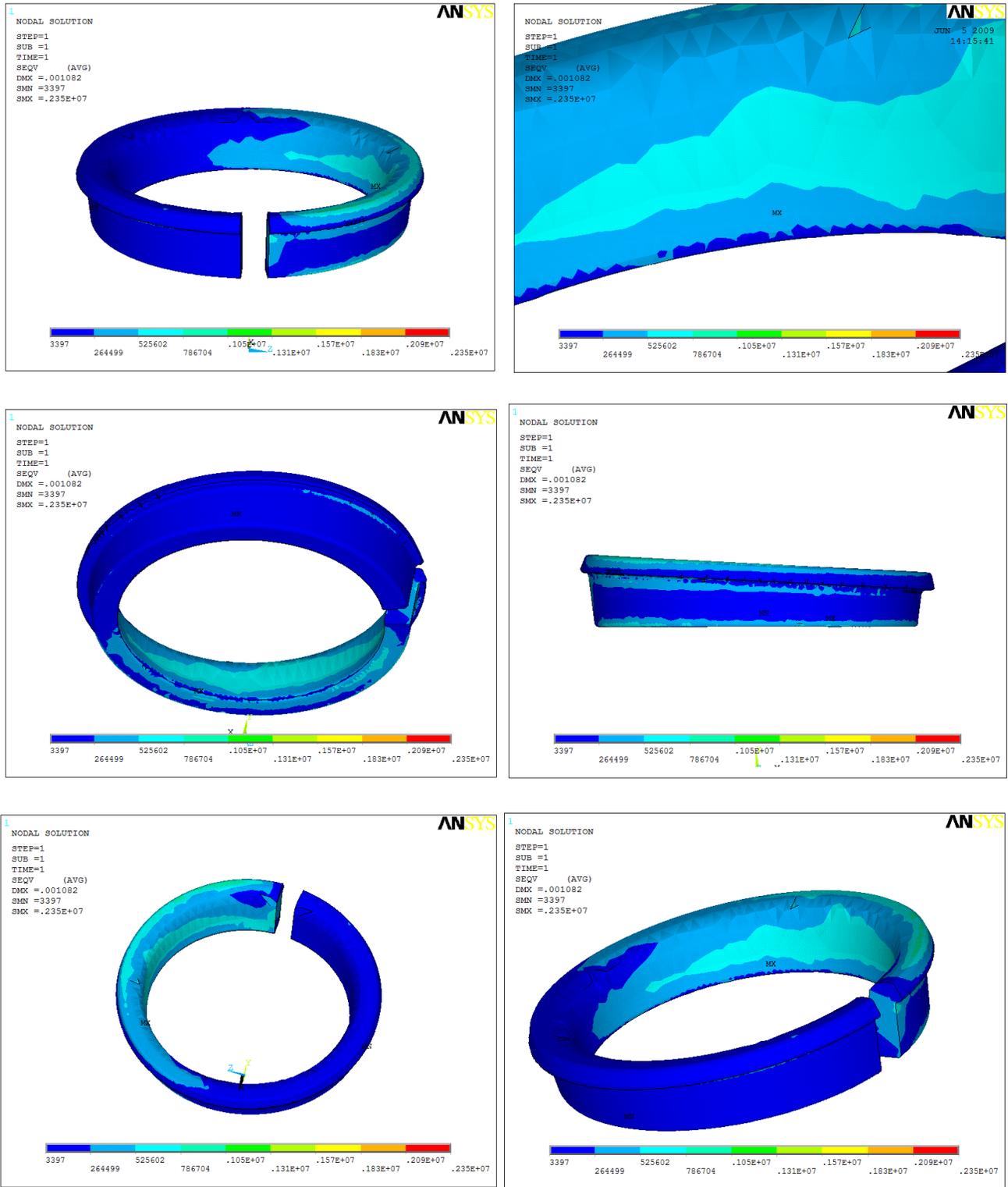


Figura 4.29. Esfuerzo del sujetador superior (F=1000 N).

Análisis de desplazamiento considerando una fuerza de 1000 N

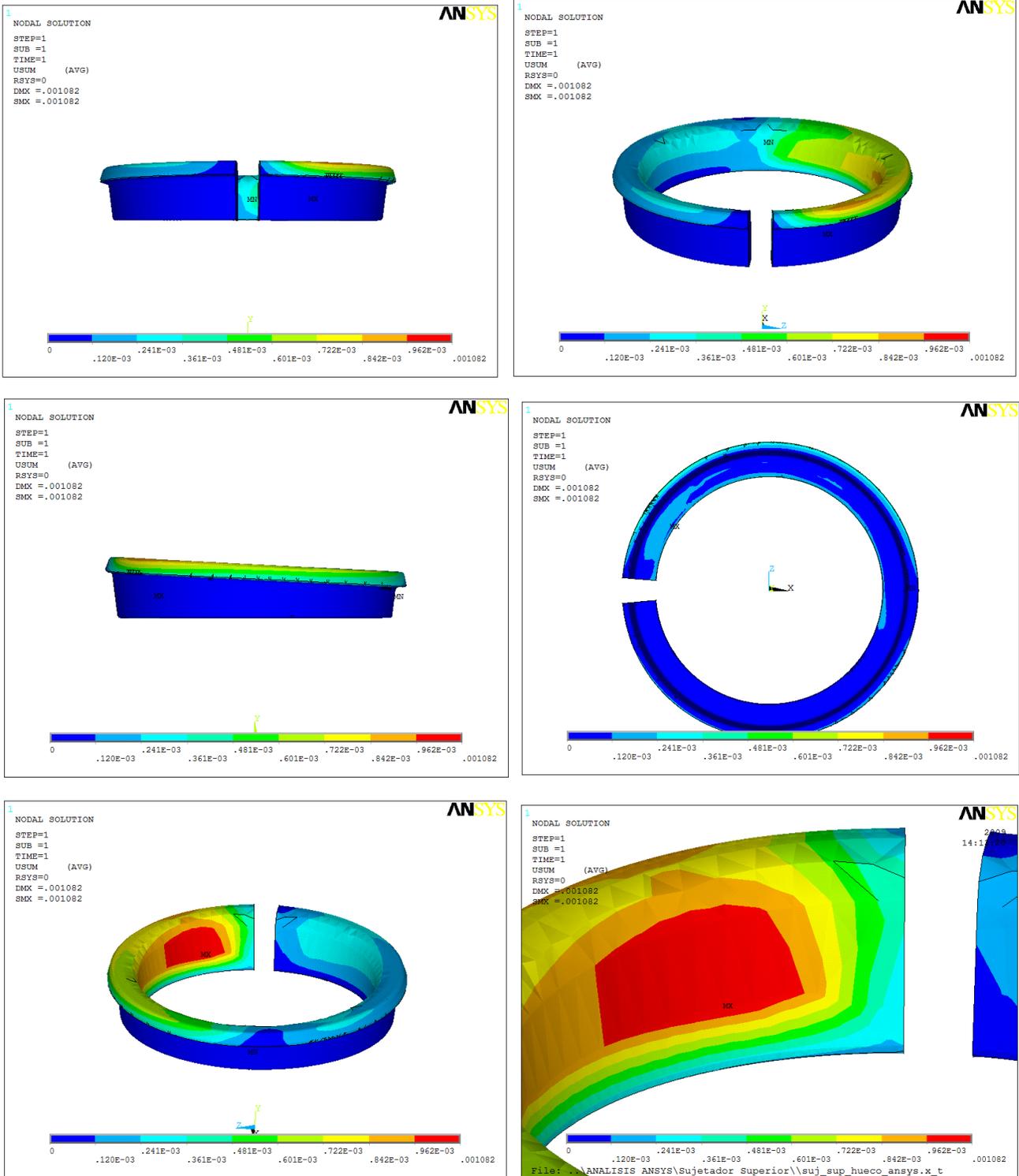


Figura 4.30. Desplazamiento del sujetador superior (F=1000 N).

Análisis de esfuerzo aplicando una fuerza de $F_{ys} = 684.6 \text{ N}$

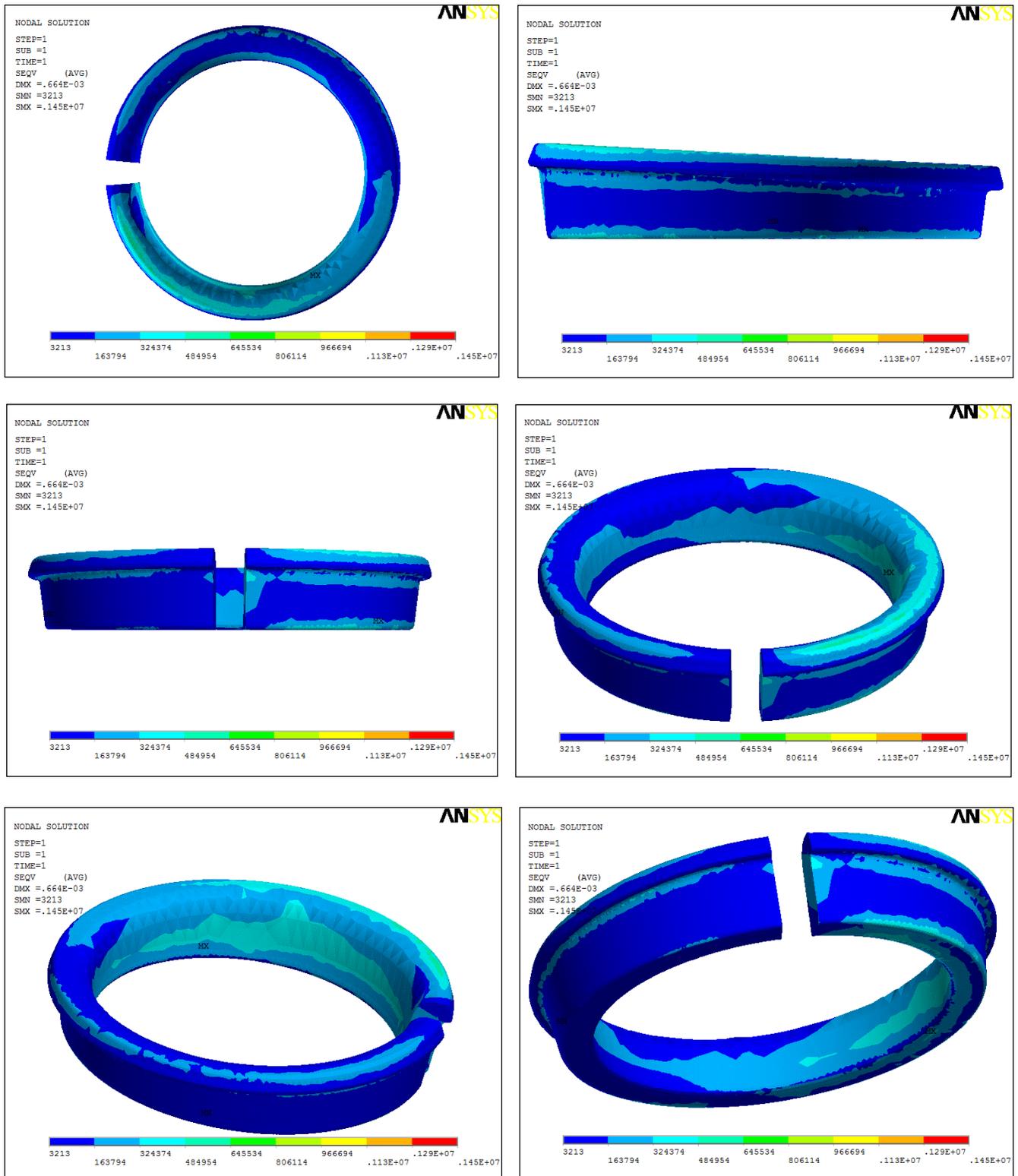


Figura 4.31. Esfuerzo del sujetador superior ($F_{ys}=684.6 \text{ N}$).

Análisis de desplazamiento aplicando una fuerza de $F_{ys} = 684.6 \text{ N}$

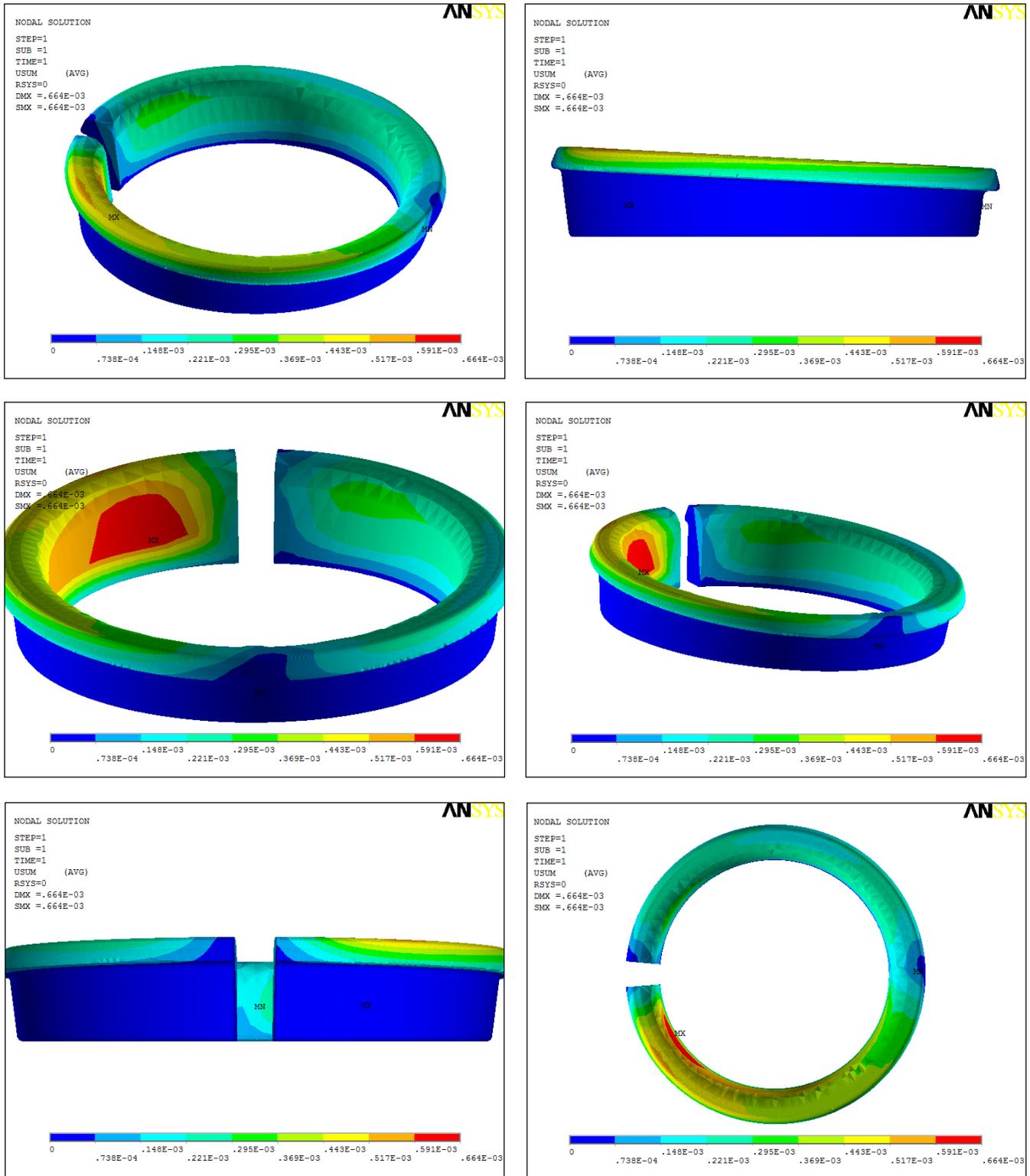


Figura 4.32. Desplazamiento del sujetador superior ($F_{ys}=684.6 \text{ N}$).

Los resultados encontrados fueron (tabla 4.20):

Material	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	F (N)	P _i (Pa)	Esfuerzo (MPa)	Desplazamiento (mm)
					Máximos	Máximos
Elastómero	60	40	1000	33330	2.3533	1.0823
			684.6		1.4484	0.6644

Tabla 4.20. Resultados del análisis de elemento finito del sujetador superior.

En las figuras 4.30 y 4.32 se observa que el mayor desplazamiento se encuentra en un área pequeña del sujetador, este desplazamiento depende del lugar donde se le esté aplicando la fuerza, en este caso fue en un solo lado del sujetador. Lo mismo sucede con el esfuerzo (figuras 4.29 y 4.31).

Con estas condiciones, el desplazamiento es muy pequeño a pesar de la presión interna y de la fuerza aplicada, debido a las características físicas del sujetador y a la sujeción de éste al socket.

Aún con los valores máximos considerados en el análisis con una fuerza aplicada de 1000 N, el esfuerzo máximo obtenido no supera los valores de los esfuerzos de cedencia (17 veces mayor) y último (25.5 veces mayor) del material (tabla 4.21).

MATERIAL	P _i	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	1000	60	40	2.3533	25.496	16.997

Tabla 4.21. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador superior (F=1000 N).

Con una fuerza de 684.6 N los valores de cedencia y último del material, son considerablemente más grandes que los obtenidos en el análisis (tabla 4.22).

MATERIAL	P _i (Pa)	F _{YS} (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{Máx}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{Máx}$	$\sigma_y / \sigma_{Máx}$
Elastómero	33330	684.6	60	40	1.4484	41.425	27.616

Tabla 4.22. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sujetador superior (F_{YS}=684.6 N).

De acuerdo a lo anterior, se concluye que el material resistirá las condiciones bajo las cuales estará sometido el sujetador superior.

4.6.1.5. Análisis de la malla

Para el análisis de la malla se hicieron las siguientes consideraciones:

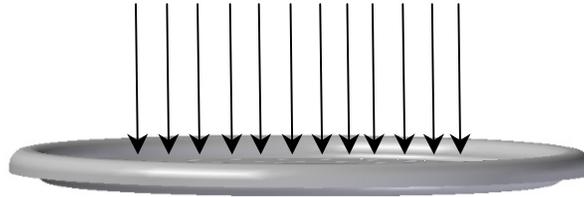


Figura 4.33. Fuerzas aplicadas en la malla.

En el trabajo previo [1] se había propuesto que el material de la malla fuera un elastómero, pero debido a su elasticidad al caminar la parte distal del muñón tenía contacto con la válvula y las mangueras por las cuales se inflarán los sujetadores (dichos elementos se encuentran ubicados en la base, debajo de la malla), esto no es deseable, por lo que se decidió sustituir el material.

Dado que la parte distal del muñón es una zona delicada, no puede estar en continuo contacto con cualquier superficie rígida, ya que le puede provocar problemas (ampollas, rozaduras, irritaciones, etc.). Por tal motivo se decidió cambiar el material de la malla por uno que pudiera estar en contacto con la piel y su deformación al aplicar la fuerza no fuera tan grande.

La condición crítica para el análisis de la malla es que ésta soporte todo el peso de la persona cuando está subiendo escaleras (tabla 4.24).

Los materiales propuestos y los resultados del análisis se muestran en las tablas 4.23 y 4.24:

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F(N)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
					Máximos	Mínimos	Máximos
Piel	41	30	600	1000	24.981	0.58816	10.093
Lana	200	150	2000		24.258	0.24278	2.8485

Tabla 4.23. Resultados del análisis de elemento finito de la malla (F=1000 N).

MATERIAL	σ_u (Mpa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F(N)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO (mm)
					Máximo	Mínimo	Máximo
Lana	200	150	2000	5500	134.72	1.6312	18.192

Tabla 4.24. Resultados del análisis de elemento finito de la malla (F=5500 N).

A continuación se muestra el comportamiento de la malla con los materiales propuestos y aplicando las fuerzas de 1000 N y 5500 N.

Análisis de esfuerzo considerando una fuerza de 1000 N

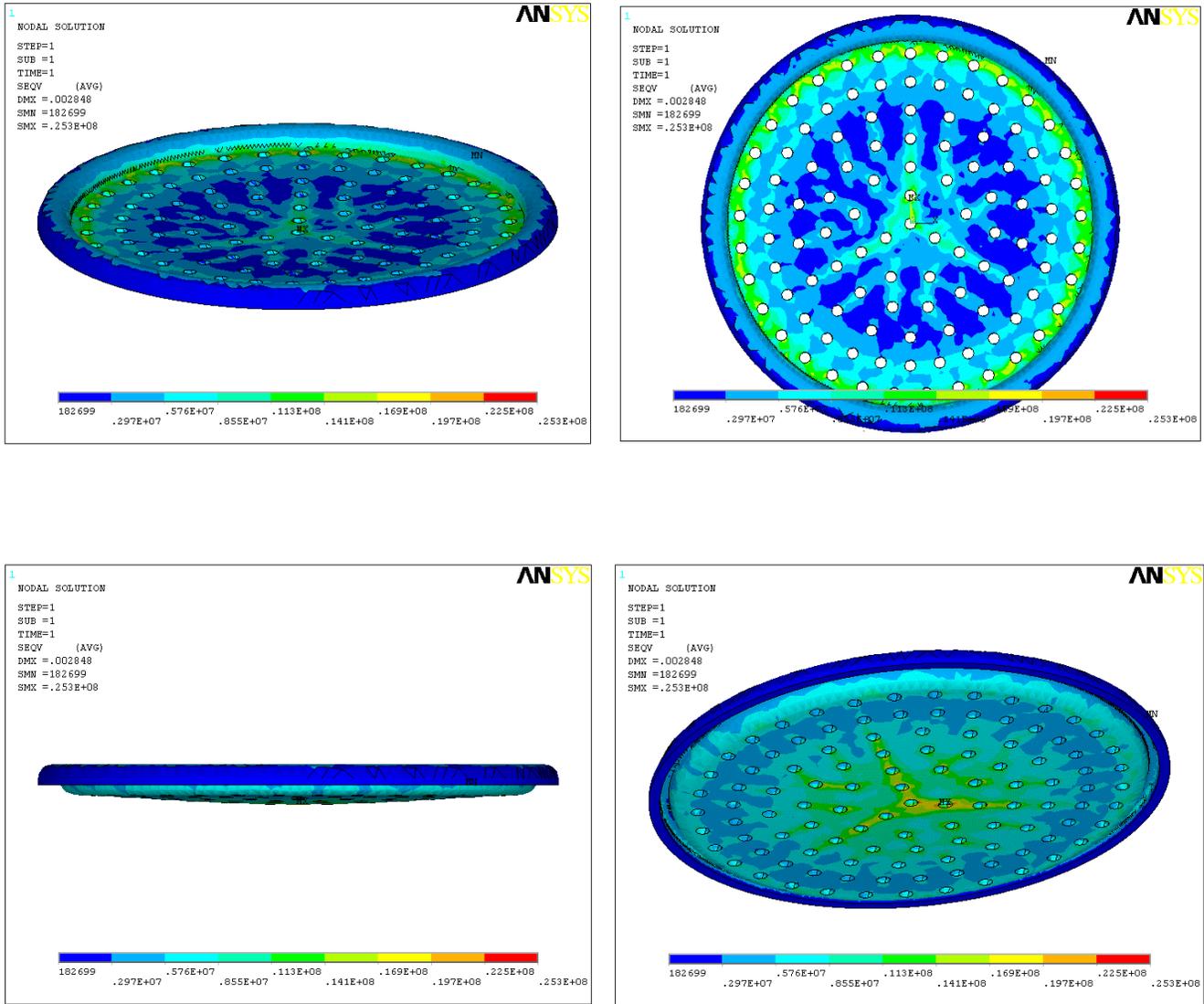


Figura 4.34. Esfuerzo de la malla (F=1000 N).

Análisis de desplazamiento considerando $F=1000\text{ N}$ y $E=600\text{ MPa}$

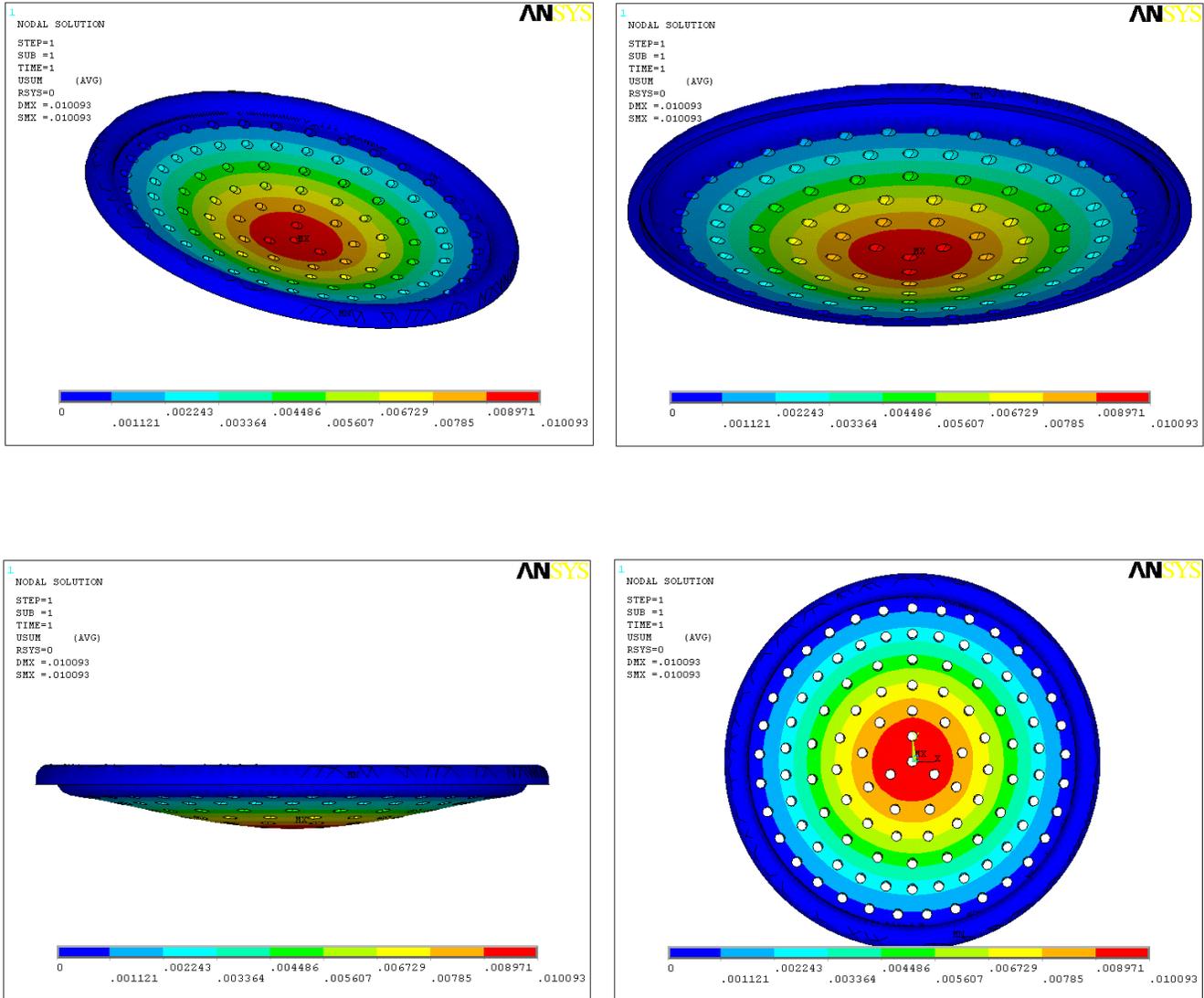


Figura 4.35. Desplazamiento de la malla con $F=1000\text{ N}$ y $E=600\text{ MPa}$.

Análisis de desplazamiento considerando $F=1000\text{ N}$ y $E=2000\text{ MPa}$

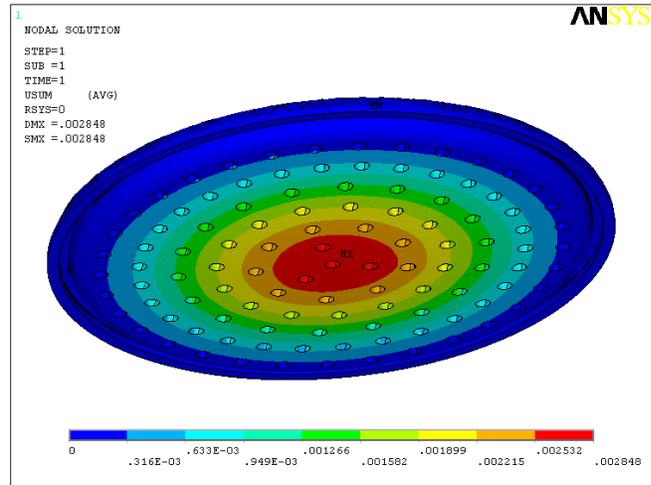
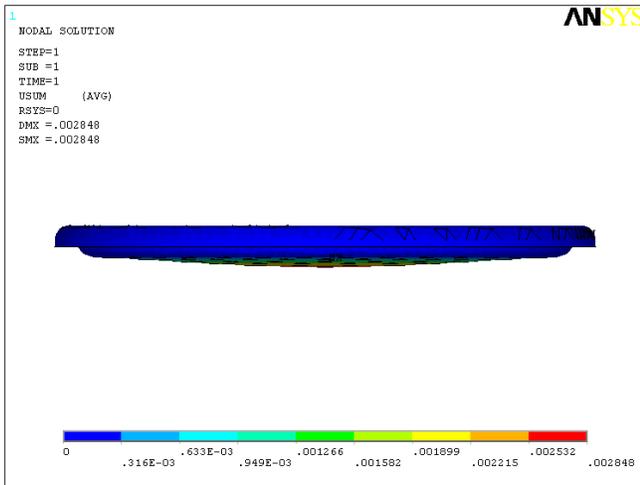
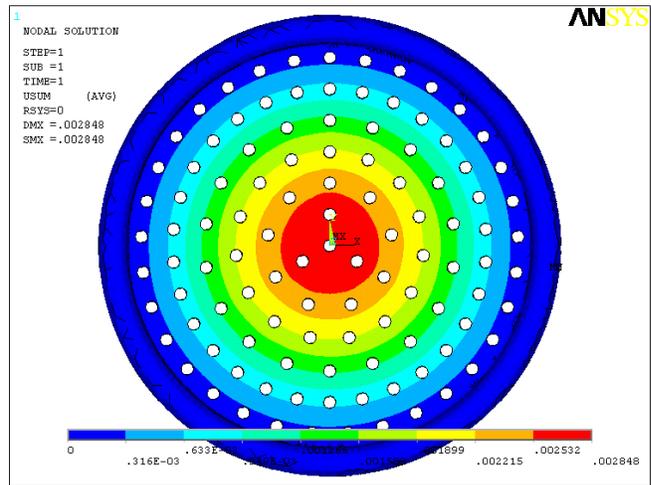
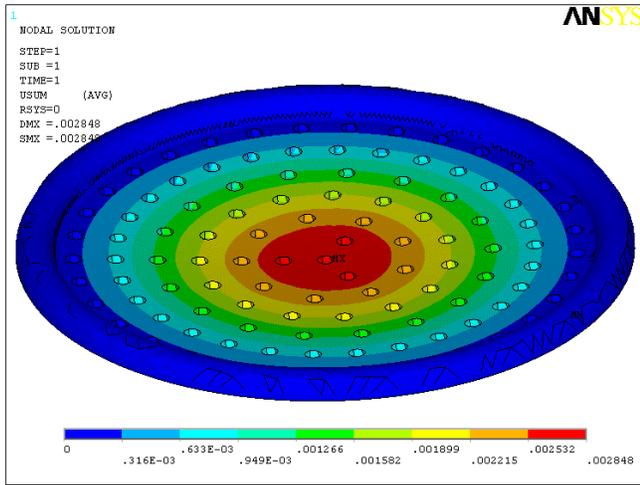


Figura 4.36. Desplazamiento de la malla con $F= 1000\text{ N}$ y $E= 2000\text{ MPa}$.

Análisis de esfuerzo considerando $F=5500\text{ N}$ y $E=2000\text{ MPa}$

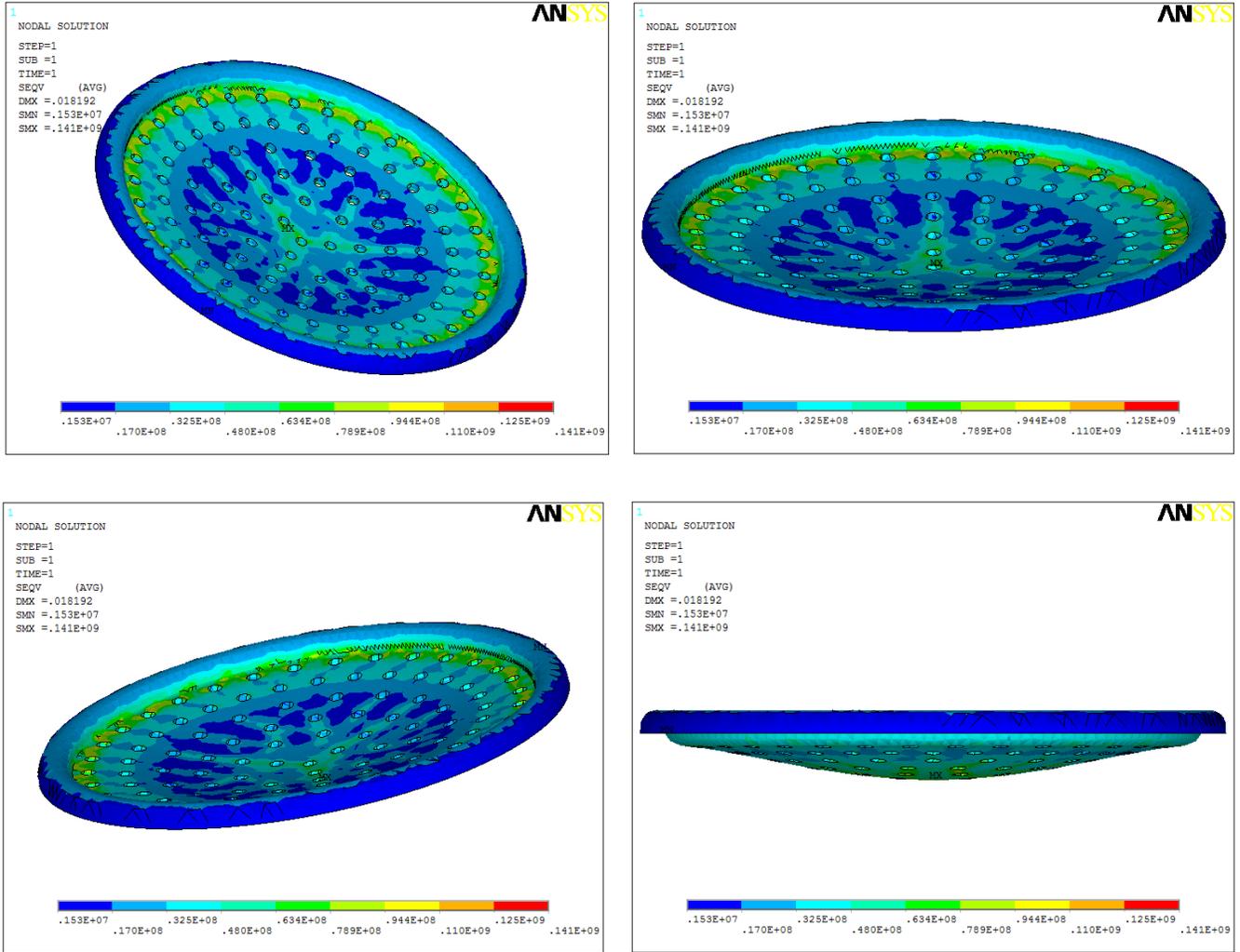


Figura 4.37. Esfuerzo en la malla con $F=5500\text{ N}$ y $E=2000\text{ MPa}$.

Análisis de desplazamiento considerando $F=5500\text{ N}$ y $E=2000\text{ MPa}$

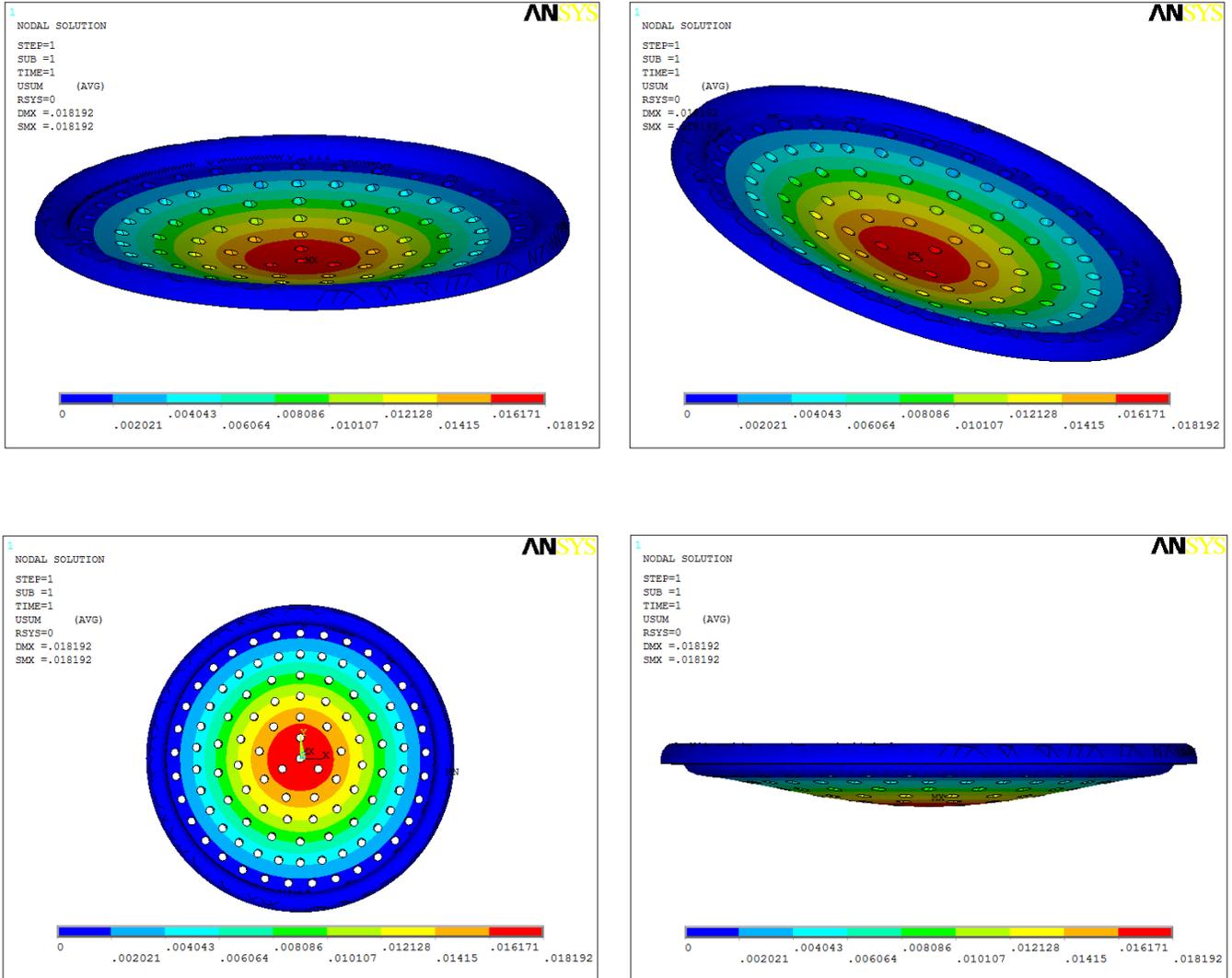


Figura 4.38. Desplazamiento de la malla con $F=5500\text{ N}$ y $E=2000\text{ MPa}$.

Los resultados fueron:

Material	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	E (Mpa)	F(N)	Esfuerzo (MPa)	Desplazamiento (mm)
					Máximos	Máximos
Piel	41	30	600	1000	24.981	10.093
Lana	200	150	2000		24.258	2.8485
				5500	134.72	18.192

Tabla 4.25. Resultados del análisis de elemento finito de la malla.

Al analizar los resultados, a pesar de las fuerzas aplicadas sobre la malla, haciendo la comparación de los esfuerzos de cedencia con respecto a los esfuerzos obtenidos, se observa que están por debajo de dicho valor (tabla 4.25).

MATERIAL	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{M\acute{a}x}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{M\acute{a}x}$	$\sigma_y / \sigma_{M\acute{a}x}$
Piel	1000	41	30	24.981	1.641	1.2
Lana		200	150	24.258	8.244	6.183

Tabla 4.26. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de la malla (F=1000 N).

La deformación es causada por la presión ejercida sobre la superficie de la malla. El máximo esfuerzo sobre la malla no debe sobrepasar el esfuerzo de cedencia del material propuesto para garantizar que éste no fallará.

Para la piel, el esfuerzo último del material es casi 2 veces mayor y el esfuerzo de cedencia del material es 1.2 veces más grande que el esfuerzo máximo obtenido en el análisis. En el caso de la lana, el esfuerzo último del material es 8.2 veces mayor y el esfuerzo de cedencia del material que el esfuerzo máximo obtenido en el análisis (tabla 4.26).

MATERIAL	F (N)	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	$\sigma_{M\acute{a}x}$ (MPa)	$\sigma_u / \sigma_{M\acute{a}x}$	$\sigma_y / \sigma_{M\acute{a}x}$
Lana	5500	200	150	134.72	1.484	1.113

Tabla 4.27. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito de la malla (F=5500 N).

En la tabla 4.27 se observa que, bajo condiciones críticas, los esfuerzos último (casi 1.5 veces mayor) y de cedencia (1.1 veces mayor) del material son más grandes que los esfuerzos obtenidos en el análisis. En el caso de la piel, bajo estas mismas condiciones, se encontró que el material resiste la carga, sin embargo, el desplazamiento no es deseable ya que la parte distal estaría en contacto con los elementos que se encuentran debajo de la malla.

Debido a lo anterior, se concluye que para la malla, el material más apropiado es la lana, ya que resiste grandes cargas y el desplazamiento bajo condiciones críticas es adecuado, evitando que la parte distal del muñón entre en contacto con los elementos encontrados debajo de ésta.

4.6.2. SISTEMA DE ESTRUCTURA Y BASE

Consideraciones para realizar el análisis del sistema de estructura y base:

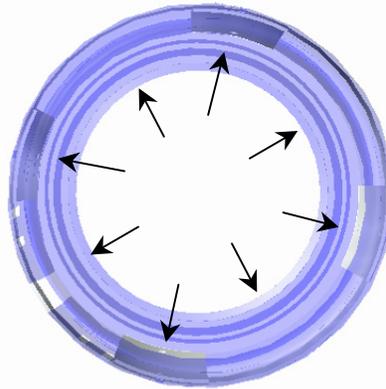


Figura 4.39. Vista superior de las fuerzas aplicadas en el sistema de estructura y la base.

El sistema de estructura da soporte al socket, por lo que es un elemento muy importante y debe resistir las fuerzas a las cuales estará sometido.

Los materiales evaluados corresponden al valor mínimo y máximo del módulo de elasticidad de los obtenidos como candidatos del análisis de selección de materiales en la tesis “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” [1].

A continuación se muestran los resultados obtenidos.

4.6.2.1. Análisis del sistema de estructura con la base

Este análisis se realizó considerando que el sistema de ajuste está inflado a las presiones de 120 mmHg y 250 mmHg, siendo ésta última la máxima presión (esta condición es la más crítica). Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 4.28.

MATERIAL	σ_u (MPa)	σ_y (MPa)	E (Gpa)	P_i (Pa)	ESFUERZO (MPa)		DESPLAZAMIENTO(mm)
					Máximos	Mínimos	Máximos
GFRP	550	450	50	15998.7	74.009	7.39000E-03	1.70830E-04
				33330	192.61	13.4850E-03	3.07940E-04
CFRP	2000	700	200	15998.7	94.296	4.34110E-03	3.69830E-05
				33330	230.15	6.32170E-03	1.62520E-04

Tabla 4.28. Resultados del análisis de elemento finito del sistema de estructura con la base.

Enseguida se observa el comportamiento del sistema de estructura.

Análisis de esfuerzo considerando $E=50 \text{ GPa}$ y $P_i=250 \text{ mmHg}$

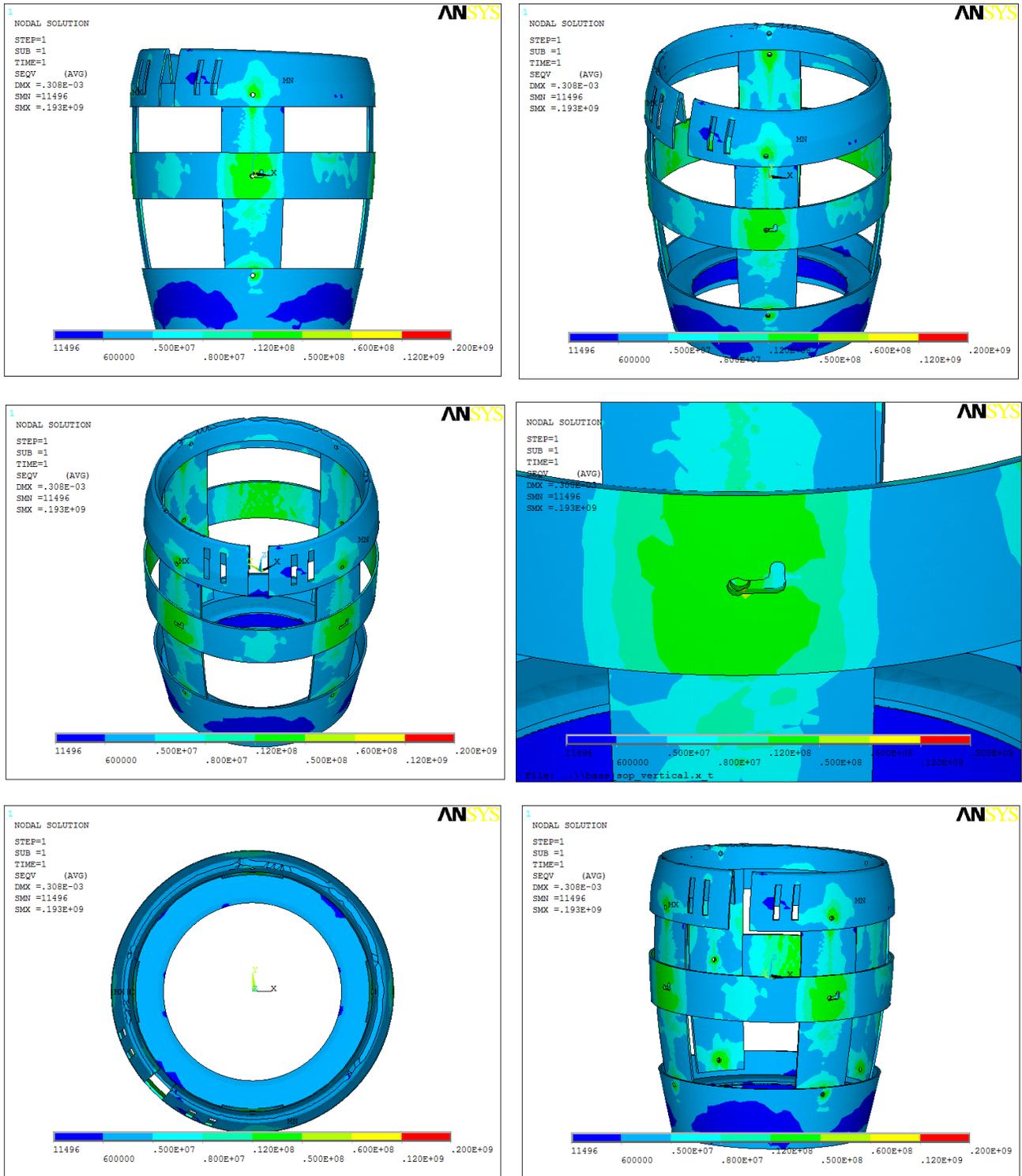


Figura 4.40. Esfuerzo del sistema de estructura y la base ($E=50 \text{ GPa}$ y $P_i=250 \text{ mmHg}$).

Análisis de desplazamiento considerando $E=50 \text{ GPa}$ y $P_i=250 \text{ mmHg}$

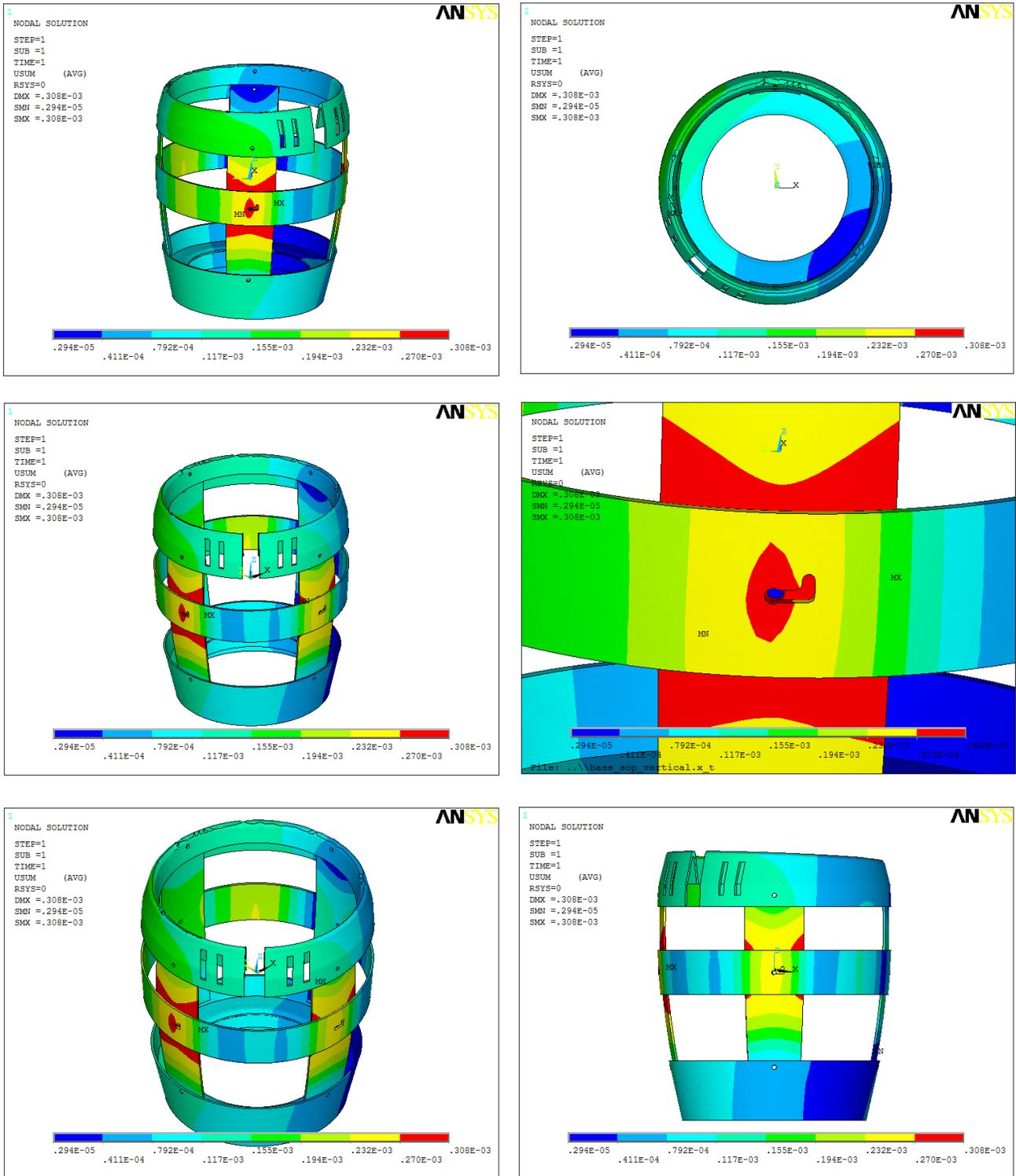


Figura 4.41. Desplazamiento del sistema de estructura y la base ($E=50 \text{ GPa}$ y $P_i=250 \text{ mmHg}$).

Análisis de esfuerzo considerando $E=200 \text{ GPa}$ y $P_i= 250 \text{ mmHg}$

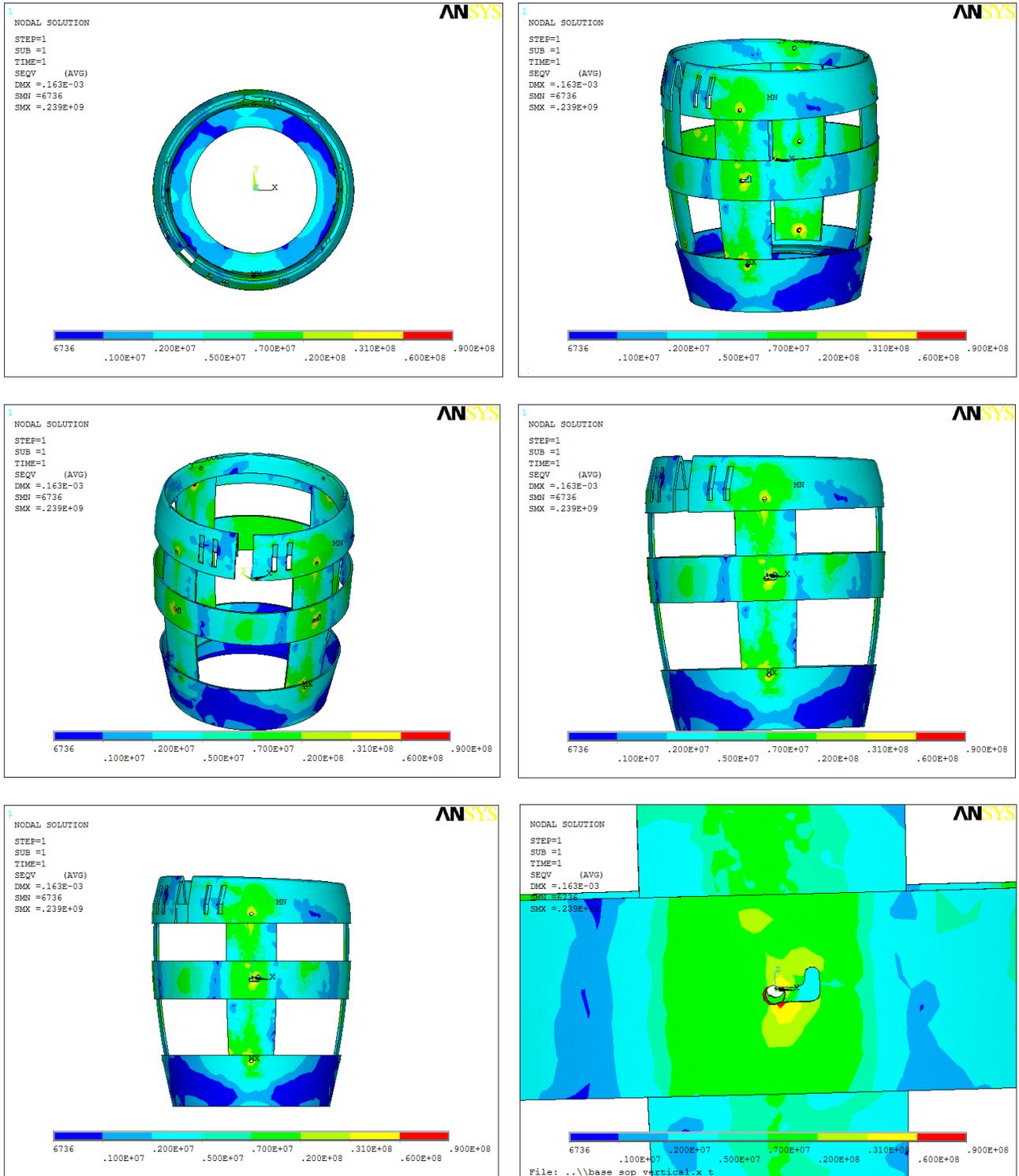


Figura 4.42. Esfuerzo del sistema de estructura y la base ($E=200 \text{ GPa}$ y $P_i=250 \text{ mmHg}$).

Análisis de desplazamiento considerando $E=200$ GPa y $P_i= 250$ mmHg

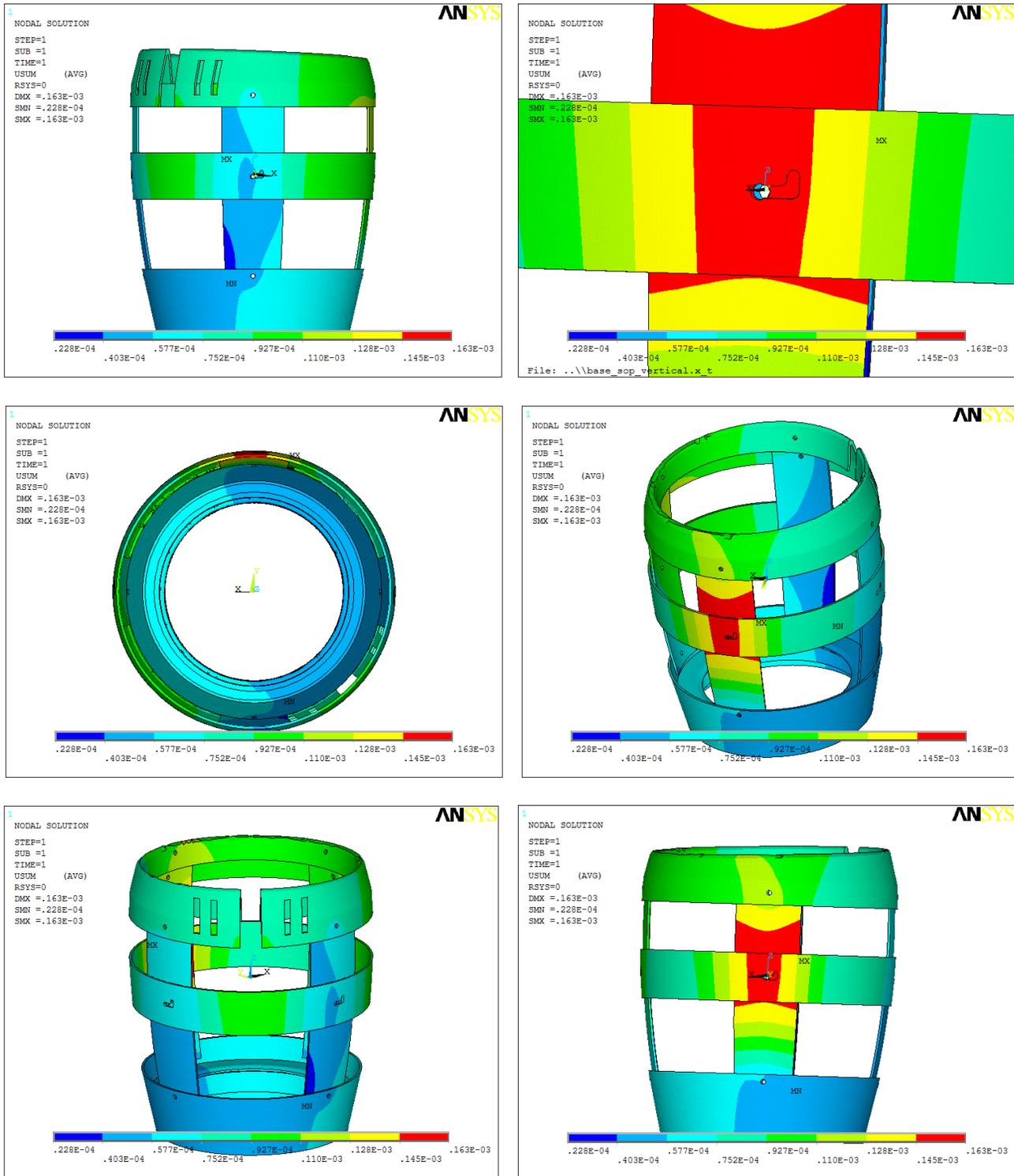


Figura 4.43. Desplazamiento del sistema de estructura y la base ($E=200$ GPa y $P_i=250$ mmHg).

Al comparar los resultados mostrados en la tabla 4.28 se observa que los esfuerzos obtenidos con las presiones aplicada no sobrepasan el esfuerzo último ni el esfuerzo de cedencia de los materiales analizados, además, se puede ver que la zona con mayor concentración de esfuerzo y mayor desplazamiento es donde se encuentran los pernos, a pesar de ello se concluye que resistirá las presiones y las cargas a cuales estará sometido.

Para el GFRP el esfuerzo de cedencia es 2.3 veces mayor que el obtenido en el análisis y el esfuerzo último del material es casi 3 veces mayor que el esfuerzo encontrado al aplicar las fuerzas. Para el CFRP el esfuerzo de cedencia es 3 veces mayor que el obtenido en el análisis y el esfuerzo último es casi 9 veces mayor que el esfuerzo encontrado los componentes al aplicar las fuerzas (tabla 4.29).

MATERIAL	P _i	σ_u (MPa)	σ_y (Mpa)	$\sigma_{M\acute{a}x}$ (Mpa)	$\sigma_u/\sigma_{M\acute{a}x}$	$\sigma_y/\sigma_{M\acute{a}x}$
GFRP	33330	550	450	192.61	2.855	2.336
CFRP		2000	700	230.15	8.689	3.041

Tabla 4.29. Comparación de los esfuerzos obtenidos en el análisis de elemento finito del sistema de estructura con la base.

Se concluye que los materiales propuestos son adecuados para cumplir con la función que tienen los componentes analizados.

CONCLUSIONES

El objetivo planteado al inicio del presente trabajo fue diseñar un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior a nivel transfemoral, capaz de autoajustarse.

Se presentó una propuesta de un sistema que permite al socket adaptarse automáticamente al muñón del usuario de la prótesis.

Los alcances planteados al inicio de esta tesis se cumplieron de la siguiente forma:

- *Diseño conceptual del sistema de autoajuste.* Una vez definidos los problemas a resolver, los requerimientos de los usuarios, las funciones y las operaciones del socket autoajustable se realizaron las propuestas conceptuales del sistema de autoajuste. Para cada función principal de la operación “autoajustar” se generaron y analizaron varias alternativas de solución, comparando sus ventajas y desventajas. Posteriormente, por medio de una carta morfológica se obtuvieron varias combinaciones de las posibles opciones de solución de los conceptos generados, analizando las ventajas y desventajas de cada una. Se evaluaron las opciones más adecuadas obtenidas de la carta morfológica.
- *Diseño de configuración del sistema de autoajuste.* Se realizó el diseño de configuración de cada uno de los componentes del socket autoajustable y del sistema de autoajuste. Se estableció la relación que hay entre el sistema de autoajuste y el socket, explicándose la ubicación de cada componente del sistema y su funcionamiento una vez integrado al socket.
- *Diseño de detalle del sistema de autoajuste.* Se establecieron las características que permitirán la unión de las piezas del socket autoajustable. Se seleccionaron los componentes del sistema de autoajuste. Se realizó el análisis estático y bajo condiciones dinámicas para los componentes del socket.

En la actualidad los sockets se fabrican a la medida del paciente, pero las variaciones volumétricas del muñón provocan que en la interacción del paciente con el socket se produzcan dolores en el miembro residual, principalmente en la parte distal de éste, y problemas en la piel como edemas, problemas cutáneos, por obstrucción de la sangre, etc. Además los sockets son muy pesados, los materiales utilizados para su fabricación son muy rígidos y con un mal acabado superficial. También puede ser que, después de determinado tiempo debido a una mala prescripción y a una mala alineación se puedan generar problemas en otras partes del cuerpo, tales como desviaciones en la columna vertebral.

El muñón sufre cambios continuamente, a lo largo del tiempo varía su geometría y su volumen. La magnitud de estos cambios dependen del usuario, es decir, si el paciente se ejercita para no perder el tono muscular pero sube de peso aumenta la masa muscular; si el paciente baja de peso, disminuye la masa muscular. Si el paciente no se ejercita entonces los músculos se adelgazan rápidamente. Estos cambios provocan la necesidad en el usuario de estar cambiando continuamente el socket, es muy común que cuando al usuario ya no le queda el socket debido a una disminución de masa muscular, compense esta pérdida utilizando accesorios como medias, calcetines, forros, calcetas protésicas, etc. Si el paciente sube de peso, es difícil que el muñón entre en el socket y si le es posible meterlo, le aprieta, provocando problemas de circulación de la sangre.

El precio de los sockets es elevado y el hecho de estarlo cambiando continuamente y de tener que utilizar accesorios extra implica un gasto aún mayor por parte del usuario.

El diseño de un socket autoajutable para prótesis de miembro inferior tiene como finalidad satisfacer las necesidades y disminuir los problemas que tienen los usuarios de prótesis, ofreciendo mayores ventajas sobre los actuales para que puedan realizar las actividades que desempeñan en su vida cotidiana de la mejor manera posible y así mejorar su calidad de vida.

Es más ligero, la parte que está en contacto directo no es una superficie rígida y actúa como amortiguador durante la marcha, los sujetadores están diseñados de acuerdo a las diferentes zonas donde se genera mayor presión entre el socket y el muñón, amoldándose a su forma y formándose una distribución homogénea de presiones ejercidas directamente en el muñón.

El diseño de este socket alarga el periodo de tiempo en el que el paciente debe sustituirlo como consecuencia de las alteraciones sufridas por el muñón, ya que el usuario podrá ajustar el socket de acuerdo a estos cambios. La ventaja principal de este socket es que no requiere hacerse a la medida del usuario, los componentes son intercambiables, lo cual disminuye el costo e incrementa el tiempo de vida útil, además, no requiere herramientas especiales para su ensamble o desensamble.

Al ser de piezas intercambiables (si una pieza se daña podrá sustituirse sin tener que cambiar todo el socket ni volver a tomar medidas del muñón), se tiene la posibilidad manejar tamaños o tallas, permitiendo de esta manera reducir los costos de fabricación y también aumentar el tiempo de vida útil. Posteriormente, y con los estudios necesarios, podrá determinarse si debe de seguir utilizando un método de fabricación artesanal o uno industrializado.

El socket, al ser autoajutable se adaptará a las variaciones volumétricas del muñón, de forma inmediata y durante todo el tiempo en el que el paciente esté utilizando su prótesis. Dicho ajuste se hará por medio del sistema de autoajuste, el cual se encargará de inflar o desinflar los sujetadores que rodean al muñón, impidiendo que éste se salga del socket y procurando que la distribución de las presiones sea lo más homogénea posible, ayudando también a que el paciente se sienta cómodo y seguro al caminar.

El sistema de autoajuste permitirá la adaptación a los cambios de volumen del muñón, dicho socket podrá operar de forma manual y de forma automática, según se prefiera. Cuando el paciente adquiera el socket podrá decidir si desea el sistema de autoajuste y la ayuda para suspensión o no.

En la forma de operación manual el paciente podrá inflar los sujetadores hasta donde se sienta cómodo, de este modo, los sujetadores siempre tendrán la misma presión. Una vez que el paciente llegue a la presión máxima permitida, no se le permitirá continuar inflando los sujetadores.

La ventaja de este socket es que el paciente podrá monitorear continuamente su presión arterial en el muñón, llevando un control de la misma.

El hecho de que los sujetadores se inflen y desinflen continuamente favorece la circulación sanguínea en el muñón, evitando así la formación de edemas y problemas cutáneos.

También se podrá adaptar un depósito de aire que permitirá ahorrar energía al sistema. En el modo de operación automática, sólo se activará la bomba de aire cuando éste vaya a quedarse vacío. En el modo de operación manual, se le indicará al paciente que debe recargarlo. Dicho depósito puede ser colocado en la caña protésica, sin afectar la apariencia estética de la prótesis.

En el análisis de elemento finito presentado en el capítulo 4 se comprueba el diseño propuesto en la tesis “Diseño de un socket autoajustable para prótesis de miembro inferior” [1]. Se analizó bajo condiciones en las cuales cada elemento soportara la mayor carga posible, se consideró todo el peso de una persona (100 Kg) sobre cada uno de los componentes, encontrándose que, tanto bajo condiciones estáticas como bajo condiciones dinámicas, los esfuerzos obtenidos no sobrepasan los valores de los esfuerzos últimos y/o de cedencia de los materiales evaluados. Se concluye que los materiales propuestos para el socket son adecuados, cumplen con su función y soportará las cargas bajo las cuales estará sometido, ya que fueron consideradas condiciones críticas de funcionamiento.

El socket autoajustable obtenido como resultado de este trabajo presenta ventajas significativas, como se mencionó anteriormente, por lo que se considera que es una opción importante y relevante para los amputados a nivel transfemoral, por lo que es necesario realizar las pruebas y validación como se propone más adelante para poderlo poner al alcance de los protesistas y sus pacientes.

TRABAJO A FUTURO

- Realizar el diseño de detalle del socket autoajustable:
 - Mejorar la apariencia estética: Se está realizando una tesis de licenciatura de Diseño Industrial en la que se hacen propuestas de apariencia estética y factibilidad de producción, se estima que esta tesis estará concluida en noviembre de 2009.
 - Establecer la ubicación final de los componentes del sistema de autoajuste, determinar el material, método de fabricación y sellado de los sujetadores, así como realizar la programación del microcontrolador para el sistema de autoajuste. Se está realizando una tesis de licenciatura en ingeniería mecatrónica en estos temas, la cual se estima se terminará en junio de 2010.

- Fabricación del prototipo del socket autoajustable y realizar pruebas dinámicas y estáticas con pacientes para validar el diseño, observar el funcionamiento de éste y saber la opinión de los usuarios. Se cuenta con la colaboración de un protesista certificado, quien nos está asesorando en los aspectos de fabricación y realización del protocolo de pruebas. Se estima se realizarán a partir de julio de 2010.

- Realizar un estudio de factibilidad de producción y costo del socket.

APÉNDICE

A1.

TABLA

Tabla de ventajas y desventajas de las soluciones obtenidas de la carta morfológica

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 1</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 2</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo . - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 3</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 4</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 5</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 6</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 7</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 8</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 9</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 10</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 11</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 12</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en todos los sujetadores al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Se utiliza una válvula para distribuir el fluido. - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 13</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido al estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p>Opción 14</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes.
<p>Opción 15</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 16</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido al estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p>Opción 17</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 18</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p><u>Opción 19</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido al estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p><u>Opción 20</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes.
<p><u>Opción 21</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes. - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p><u>Opción 22</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p><u>Opción 23</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Aumenta el peso porque el sistema de autoajuste tiene más componentes.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 24</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido de manera independiente. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 25</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p>Opción 26</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p>Opción 27</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 28</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 29</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p><u>Opción 30</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p><u>Opción 31</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p><u>Opción 32</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón. - Retención de calor en el cuerpo. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 33</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 34</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel.
<p>Opción 35</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón. - Retención de calor en el cuerpo. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior.
<p>Opción 36</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye por grupos. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Ayuda al retorno venoso evitando el edema. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética.
<p>Opción 37</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p>Opción 38</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 39</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en todos los sujetadores. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 40</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo sensación del estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p>Opción 41</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 42</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior y en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 43</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo, sensación de estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 44</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 45</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en los sujetadores lateral y medial / anterior y posterior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

ALTERNATIVA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
<p><u>Opción 46</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido al estrangulamiento alrededor del muñón debido a que solo se sostiene con el sujetador superior. - Incomodidad e inseguridad al caminar. - Lesiones cutáneas por fricción y estiramiento excesivo entre prótesis y piel. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 47</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior y cinta de velcro. 	<ul style="list-style-type: none"> - Seguridad al caminar. - Mantiene la apariencia estética ya que no está atado a ningún cinturón. - Cómodo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.
<p><u>Opción 48</u></p> <ul style="list-style-type: none"> - Sensores en el sujetador superior. - Se distribuye el fluido en el sujetador superior y en los sujetadores lateral, medial, anterior y posterior se distribuye al mismo tiempo. - Abrazadera con sujetador superior, cinta de velcro y ayuda para suspensión. 	<ul style="list-style-type: none"> - Mayor seguridad al caminar. - Cómodo. - Permite que el usuario establezca un "límite" previo de inflado del sujetador superior con ayuda de la cinta de velcro. - Aumenta la propiocepción. 	<ul style="list-style-type: none"> - Puede ser incómodo debido a la ayuda para la suspensión. - Retención de calor en el cuerpo. - Pobre apariencia estética. - Lesiones cutáneas por aumento de sudoración y falta de transpiración del muñón.

A2.

PATENTE

Socket ajustable para prótesis de miembro inferior

SOCKET AJUSTABLE PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR

DESCRIPCIÓN

CAMPO TÉCNICO DE LA INVENCION

- 5 El objetivo de esta invención es un sistema que permita ajustar una prótesis a las variaciones volumétricas del muñón o miembro residual de una persona amputada de miembro inferior por medio de un socket ajustable. Esta invención se clasifica dentro del área de dispositivos de prótesis.

10 ANTECEDENTES

Las prótesis de miembro inferior se han utilizado a lo largo de la historia de la humanidad para suplir la pérdida de dicho miembro, las amputaciones se realizan en distintos niveles, siendo las más comunes las transfemorales, o por arriba de la rodilla, y las transtibiales o por debajo de la rodilla. Los elementos constitutivos de una prótesis
15 incluyen el pie, el tobillo, la caña y el socket, y dependiendo del nivel, incluyen o no la rodilla protésica.

El socket es el elemento que permite la unión de la prótesis con el miembro residual del paciente (muñón). Existen dos tipos de sockets, siendo éstos los conocidos como cuadrilaterales y los de contención isquiática. Los primeros permiten el apoyo directo
20 del muñón sobre la prótesis y los segundos apoyan el ísquion en el socket.

Un problema común a ambos tipos de socket es que no compensan la variación de masa muscular que hay en el muñón a lo largo del tiempo, además de que ambos deben ser hechos a la medida del amputado.

La presente invención resuelve el problema de adaptación del tamaño del socket a las
25 variaciones de la masa muscular del muñón por medio de sujetadores inflables que cuentan con una geometría diseñada de acuerdo a la anatomía de los músculos del miembro residual.

Algunas patentes presentan soluciones con bolsas inflables, la mayoría sirven para una amputación por debajo de la rodilla y se hacen a la medida del paciente. Dichas bolsas
30 sirven para dar comodidad al paciente dándole un soporte suave al socket, pero no tienen como objetivo compensar las variaciones de masa muscular que hay en el

muñón a lo largo del tiempo. La patente US4923475 presenta un calcetín hecho a la medida del amputado que se puede inflar en tres bolsas lisas independientes y que se introduce en la carcaza rígida del socket. Este calcetín tiene la finalidad de dar comodidad al usuario y no la compensación de las variaciones de masa muscular del muñón. Las diferencias principales de la patente US4923475 con la presente, consisten en que las bolsas no son independientes ni intercambiables y deben ser hechas a la medida para cada paciente. La estructura de la patente US4923475 es de una sola pieza hecha a la medida y no permite ningún tipo de ajuste, mientras que la presente permite el ajuste a las variaciones que se presenten a lo largo del tiempo, además de que no necesita ser hecha a la medida de una persona en particular.

La patente US5724714 presenta un sistema de socket que consta de un soporte rígido, una bolsa lisa inflable y un elemento rígido con huecos hechos a la medida del muñón paciente. Este elemento rígido con huecos se coloca sobre el muñón de la persona y éste a su vez se introduce a la bolsa inflable. Los huecos permiten que la bolsa inflada ocupe estos huecos con la finalidad de que las partes sensibles del muñón tengan contacto con la bolsa y no con el elemento rígido para reducir la presión y fricción entre el muñón y el socket. La patente US5724714 no tiene como finalidad adaptar el socket a las variaciones de volumen del muñón y los tres elementos deben ser hechos de acuerdo a las medidas del miembro residual del amputado, mientras que la presente invención consta de sujetadores intercambiables con geometrías especiales que permiten la adecuación del socket a las variaciones de volumen del muñón.

La patente EP0019612 presenta un diseño de socket que contiene tres cámaras de aire inflables, una de ellas es un cojín para apoyar la parte distal del muñón, dándole una sensación de suavidad al apoyo de la prótesis, las otras dos cámaras sirven para evitar rozaduras entre el muñón y el socket rígido de la prótesis. Estas tres bolsas, a diferencia de la presente invención, solamente tienen la finalidad de dar comodidad al amputado y no se pueden utilizar para compensar las variaciones volumétricas del miembro residual. Además, la patente EP0019612 presenta un socket rígido que debe ser hecho a la medida del amputado y el ajuste de presión en las cámaras se logra al dejar salir el aire en forma independiente de cada una.

- La patente GB2274994 protege un socket para amputación por debajo de la rodilla que consta de dos bolsas inflables independientes, una de las cuales protege a la rodilla de los rozamientos y la otra recibe al muñón. El muñón se introduce en las bolsas inflables, y a su vez se introducen a la cuenca rígida del socket; tanto las bolsas como la cuenca se hacen a la medida del paciente. El autor indica que este diseño no debe utilizarse en forma permanente como prótesis, y solamente es útil para las primeras etapas de uso de la prótesis por parte del amputado, a diferencia de la presente invención, que se refiere a una prótesis con sujetadores inflables independientes, que no requiere hacerse a la medida del amputado y puede utilizarse como prótesis definitiva.
- 10 La patente ES2152353T3 se refiere a un socket que tiene dos cámaras que se inflan simultáneamente, una cámara rodea al muñón y la otra está en la parte inferior y sirve para unir la parte móvil con la fija. Estas cámaras proporcionan comodidad a la parte distal, no dan soporte ni sujeción laterales, a diferencia de la presente invención, en la que se proporciona tanto el soporte distal como sujeción anterior, posterior, lateral y
- 15 medial por medio de sujetadores que se inflan de manera independiente. En la patente ES2152353T3 las cámaras son lisas, no son intercambiables y no toman en cuenta la anatomía del muñón, mientras que la presente invención cuenta con sujetadores intercambiables con características geométricas especialmente diseñadas para proporcionar el soporte adecuado a los músculos del muñón.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

En la presente invención se ofrece la ventaja de compensar la pérdida de masa muscular en el muñón por medio de un sistema de ajuste formado por sujetadores inflables, los cuales tienen una geometría especial de acuerdo a la forma de los músculos del muñón y un sujetador inflable en la parte superior que sirve también para sujetar el muñón y mantenerlo dentro del socket. Con la forma de los sujetadores se pretende abarcar una mayor área de contacto para que exista una distribución más uniforme de las presiones que se ejercen dentro del socket. Los sujetadores se pueden inflar juntos o de manera independiente. La estructura de apoyo contiene al sistema de ajuste y debido a su forma es más ligero que los sockets que se conocen actualmente. También está formado por un sistema base que contiene una malla que sirve como amortiguador y para que el paciente sienta cuando está dando un paso al caminar, lo que también le brinda seguridad, dentro de dicho sistema se encuentra el sistema de inflado de los sujetadores. Otra ventaja que ofrece la presente invención es que sus piezas pueden ser intercambiables, es decir que si algún componente se llega a dañar se puede sustituir por uno nuevo y no es necesario cambiar todo el socket.

Se pretende lograr que el socket se ajuste a los cambios de masa del muñón, ya que éste a lo largo del tiempo puede cambiar su geometría y su volumen. Si el paciente sube de peso, el muñón aumenta su tamaño y por el contrario, si el paciente pierde peso, el muñón se hace más delgado. Se desea brindar mayor comodidad, seguridad, estabilidad, buena adaptación y que el costo de éste no sea elevado. También se pretende que el paciente ya no se vea en la necesidad de cambiar el socket continuamente y/o utilizar accesorios extra (medias, calcetines, forros, calcetas protésicas, etc.) para sentirse más seguro y cómodo.

Actualmente los sockets se hacen a la medida, de una sola pieza y con materiales rígidos, lo que no ofrece muchas ventajas porque implica que después de determinado tiempo el socket ya no le va a ser útil al paciente y debido a los materiales resulta ser incómodo.

La ventaja que ofrece la presente invención es que el paciente podrá ajustar el socket de acuerdo a los cambios volumétricos del muñón y los materiales utilizados para los

sujetadores, que pueden estar en contacto directo con la piel, son hipoalergénicos, permiten la transpiración y no causan daños ni molestias en la piel. Las piezas del socket son intercambiables, lo que tiene como beneficio es que si algún componente se daña, será posible reemplazarlo de manera independiente, sin tener que sustituir todo el socket.

Otra de las ventajas que ofrece en comparación con los sockets actuales es que debido a su estructura y componentes es más ligero y manejable, la parte que está en contacto con la piel no es una superficie rígida y actúa como amortiguador durante la marcha. Las características mencionadas hacen que el muñón se mantenga en buen estado, el paciente se sienta más cómodo y seguro.

Este socket puede ser utilizado para prótesis de amputaciones transfemorales, transtibiales y para miembro superior a nivel transhumeral

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

El socket ajustable consta de varios sistemas: Sistema de ajuste (figura A), sistema de estructura (figura N) y sistema base (figura O).

En la figura A se muestra el sistema de ajuste, el cual se encargará de compensar la pérdida de masa muscular a través del inflado de los sujetadores (figuras B, C, D y E) del socket. Por medio de unas mangueras (1) se inyectará un fluido, por ejemplo aire, a cada uno de los sujetadores (figuras B, C, D y E) permitiendo inflarlos y conservar las características que deben cumplir. La geometría de los sujetadores (figuras B, C, D y E) fue diseñada cuidando la posición de los músculos que conforman el muñón, dando con ello mayor comodidad y seguridad al paciente en cada una de las actividades que éste realice. El sistema de ajuste se integra de al menos cuatro sujetadores (figuras B, C, D y E) con geometría especial o lisos.

El inflado de los sujetadores (figuras B, C, D y E) se podrá realizar utilizando una pequeña bomba manual, similar a la que utilizan los baumanómetros.

El sistema de ajuste (figura A) está conformado por cinco sujetadores: medial (figura B), lateral (figura B), posterior (figura C), anterior (figura D) y superior (figura E).

Los sujetadores lateral y medial (figura B) tienen una distribución de almohadillas (2), las cuales se acomodaron de acuerdo a las diferentes zonas donde se genera mayor presión del socket en el muñón y para tener mayor área de contacto.

5 El sujetador posterior (figura C) consta de al menos una almohadilla (3), de acuerdo a la geometría del músculo posterior del muñón.

El sujetador anterior (figura D) consta de al menos dos almohadillas verticales (4), las cuales permiten que los músculos que se encuentran en la parte anterior del muñón realicen su movimiento en forma natural y permiten abarcar una mayor área de contacto.

10 El sujetador superior (figura E) es un anillo formado por una almohadilla superior (5), su función es mantener el muñón dentro del socket, además de evitar el rozamiento del muñón con el socket.

El sistema de estructura (figura N) consta de una abrazadera (figura F), una estructura de apoyo (figura G) y un sistema base (figura O).

15 En la figura F se muestra la abrazadera, tiene como función unir al muñón con el socket, sujetándolo y evitando que se salga de éste con ayuda de una cinta de velcro (9). Esta abrazadera contiene al sujetador superior (figura E), además de sostener a la estructura de apoyo (figura G).

20 En la figura G se muestra la estructura de apoyo, este componente da soporte al socket, está constituido por un anillo central (8) y cuatro barras verticales conectadas entre sí (7).

El sistema base (figura O) consta de una base roscada (figura J), una malla elástica (figura I) y una base (figura H).

25 Dentro del sistema base (figura O) podrá alojarse el sistema de inflado de los sujetadores.

La base roscada (figura J) consiste en un elemento circular que aloja las mangueras (1) y se conecta con la base (figura H) por medio de un sistema de rosca de un cuarto de vuelta (10). Tiene la función de alinear, sostener y unir los componentes del socket con la prótesis.

30 La base (figura H) tiene la función de unir a la base roscada (figura J) con los demás componentes del socket utilizando un sistema de perno - orificio.

La malla elástica (figura I) amortigua la parte distal del muñón. Es una pequeña malla elástica que acompañará el movimiento del muñón al andar, dando también seguridad en los movimientos. Se encuentra entre la base (figura H) y la base roscada (figura J).

5 En la figura P se presenta un esquema del ensamble de los componentes que conforman el socket.

El ensamble del socket requiere que las piezas tengan una unión segura y no se salgan, pero es necesario que los componentes se puedan retirar fácilmente. Por ello, cada uno de los componentes está unido de acuerdo a su posición, geometría y función.

10 En una modalidad preferida la unión del sistema de ajuste (figura A) al sistema de estructura (figura N) y al sistema base (figura O) se realiza por medio de un sistema perno-orificio. El perno (figura M) localizado en la parte central de las barras verticales (7) se introduce en un orificio (12) que se encuentra en el anillo central (8), el perno (figura K) localizado en los extremos de las barras verticales (7), se introduce en un
15 orificio (6) que se encuentra en la abrazadera (figura F) y en la base (figura H), el perno (figura L) se introduce en un orificio (6) que se encuentra en los sujetadores lateral y medial (figura B), anterior (figura C) y posterior (figura D), el perno (figura L) localizado en el sujetador superior (figura E) se introduce en un orificio (6) que se encuentra en la abrazadera (figura F).

20 El perno (figura L) de los sujetadores y el perno (figura K) de los extremos de las barras verticales (7) tienen la característica de que para introducirse al orificio (6) se deben apretar y cuando se sueltan recuperan su forma original.

Para llevar a cabo la unión de estos componentes, deben coincidir los orificios (12) del anillo central (8), los orificios (6) de la abrazadera (figura F) y la base (figura H) con los
25 pernos (figuras K y M) de las barras verticales (7), el perno (figura L) que se encuentra en los sujetadores (figuras B, C y D) debe coincidir con el orificio (6), de esta manera se mantendrán fijos.

Las barras verticales (7) se unen al anillo central (8) por medio de otro perno (figura M), esta unión forma la base estructural del socket ya que permite que los componentes
30 que forman la parte interna del socket y los demás componentes de la parte externa se puedan unificar formando una sola pieza.

La malla elástica (figura I) se ubica en la parte inferior de la base (figura H), se sujetará con la base roscada (figura J) al realizar su ensamble.

Tanto la base (figura H) como la base roscada (figura J) tienen un roscado especial (10) en sus paredes, el cual hace que ambas piezas se adapten girándolas un cuarto de vuelta en sentido contrario de las manecillas del reloj, impidiendo así que se salgan fácilmente. Para desarmarlo es necesario que se presionen ambos componentes y se dé nuevamente un cuarto de vuelta, pero ahora en sentido contrario. Para que las piezas permanezcan fijas este roscado tiene un tope (11), el cual impide que se muevan.

10 El ensamble del sistema base (figura O) se realiza con la unión de la base (figura H) a la base roscada (figura J), dicha base tiene un tope (11), que forma un seguro el cual es necesario apretar para liberarlo y poder desenroscar la base (figura H) y la base roscada (figura J). La base (figura H) se coloca encima de la base roscada (figura J) y la malla elástica (figura I) en medio de ambas, cuando se da el cuarto de vuelta; los tres
15 componentes están sujetos y listos para unirse con los demás componentes.

De esta forma cada uno de los componentes que forman parte del socket se podría reemplazar de forma individual en caso de ser requerido, así como también se compensará la pérdida de masa muscular que cada uno de los usuarios requiera.

La figura Q muestra el ensamble final de todos los componentes.

20

EJEMPLOS

Los siguientes ejemplos son para ilustrar la invención pero en ningún momento son para limitar la invención.

25 Un ejemplo de la configuración de los sujetadores del socket ajustable consiste en colocar un sujetador superior (figura E) liso en forma cilíndrica que tiene las funciones de sujeción entre el socket y el muñón y de brindar comodidad y evitar rozamientos: así como de cuatro sujetadores internos que envuelven al muñón, uno para cada una de las siguientes posiciones: lateral, medial, anterior y posterior (figuras B, C y D). Los
30 sujetadores lateral y medial (figura B) tienen una distribución de siete almohadillas (2) simétricas en los ejes vertical y horizontal, de tal forma que permiten una mayor área de

contacto y distribución uniforme de fuerzas entre el socket y el muñón. El sujetador posterior (figura C) consta de una sola almohadilla plana (3).

El sujetador anterior (figura D) consta de dos almohadillas verticales (4), las cuales permiten abarcar una mayor área de contacto.

5 Un ejemplo de la configuración de la estructura de apoyo (figura G) consiste en conectar barras verticales (7) y un anillo central (8) entre sí, que al unirlos a la abrazadera (figura F) y al sistema base (figura O) forman por completo el sistema de estructura (figura N). Dentro del sistema base (figura O) se puede alojar el sistema de inflado para los sujetadores (figuras B, C y D) que se encuentran dentro de la estructura
10 de apoyo (figura G) y para el sujetador que se encuentra en la parte superior (figura E). La estructura de apoyo (figura G) tiene la función de alojar al muñón y dar soporte al socket.

Un ejemplo de la configuración del sistema base (figura O) consiste en conectar una base roscada (figura J), una malla elástica (figura I) y una base (figura H), tiene una
15 rosca (10) que permite unir la base roscada (figura J) con los demás componentes del socket, (las barras verticales (7), la malla (figura I) el sistema de ajuste (figura A)). La base roscada (figura J) permite unir el socket con la caña de la prótesis, además contiene orificios (6) a través de los cuales se pueden inflar los sujetadores (figuras B, C, D y E) que forman el sistema de ajuste (figura A); en su interior se aloja el
20 mecanismo de inyección de aire (no mostrado) con la que se llenan los sujetadores inflables. La malla elástica (figura I) se encuentra entre la rosca (10) de la base roscada (figura J) y la base (figura H), tiene como función amortiguar la parte distal del muñón, contiene orificios que permiten la transpiración de la piel y sirve para que el paciente se sienta más seguro y cómodo al caminar. La base (figura H) tiene la función de unir a la
25 base roscada (figura J) con demás componentes del socket.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

En las figuras se representa una forma de ejecución de la invención que sirve como
30 ejemplo.

En la figura A se muestra el isométrico del sistema de ajuste, conformado por sujetadores inflables que envuelven al muñón.

En la figura B se muestra una vista en perspectiva del sujetador lateral y medial, que contiene una distribución de almohadillas para dar soporte al muñón.

5 En la figura C se presenta una vista en perspectiva del sujetador posterior que contiene una sola almohadilla lisa.

En la figura D se muestra una vista en perspectiva del sujetador anterior que tiene dos almohadillas lisas.

10 En la figura E se presenta una vista en perspectiva del sujetador superior, que es un sujetador inflable en forma cilíndrica que se encuentra unida a la abrazadera (figura F).

En la figura F se muestra una vista en perspectiva de la abrazadera que tiene una cinta de velcro (9) y contiene al sujetador superior (figura E).

15 En la figura G se muestra una vista en perspectiva de la estructura de apoyo, dicha estructura contiene al sistema de ajuste (figura A) y está formado por un anillo central (8) y barras verticales (7) conectadas entre sí y sirve para unir a la abrazadera (figura F) y al sistema base (figura O).

En la figura H se muestra una vista en perspectiva de la base que se une con la malla elástica (figura I) y con la base roscada (figura J).

20 En la figura I se muestra una vista en perspectiva de la malla elástica que se une con la base (figura H) y con la base roscada (figura J).

En la figura J se muestra una vista en perspectiva de la base roscada que se une con la base (figura H) y con la malla elástica (figura I).

25 En la figura K se muestra una vista en perspectiva del perno liso de las barras verticales (7) que permite unir las con el sistema base (figura P) y con la abrazadera (figura F), dichos elementos conectados entre sí forman el sistema de estructura (figura O).

En la figura L se muestra una vista en perspectiva el perno de los sujetadores que permite conectar los sujetadores (figuras B, C, D y E) entre sí para formar el sistema de ajuste (figura A).

30 En la figura M se muestra una vista en perspectiva del perno del anillo central (8), dicho anillo al conectarse con las barras verticales (7) forman la estructura de apoyo (figura G).

En la figura N se muestra una vista en perspectiva del sistema de estructura que contiene a la abrazadera (figura F) y al sistema base (figura O).

5 En la figura O se muestra una vista en perspectiva del sistema base que se forma con la unión de una base (figura H), una malla elástica (figura I) y una base roscada (figura J).

En la figura P se muestra una representación en explosión del diagrama de ensamble por partes de los componentes del socket.

En la figura Q se muestra una vista en perspectiva del diseño final del socket ajustable.

REIVINDICACIONES

Habiendo descrito suficiente mi invención, considero como una novedad y por lo tanto reclamo como de mi exclusiva propiedad, lo contenido en las siguientes reivindicaciones:

- 5 1. Socket ajustable para prótesis que compensa las variaciones volumétricas del miembro residual, que no requiere estar hecho a la medida del amputado, fabricado por medio de piezas intercambiables que no requieren de herramientas para su ensamble o desensamble y que las piezas que los componen se pueden sustituir de manera independiente, caracterizado porque consta de:
 - 10 1.1. Un sistema de ajuste (Figura A) que se encarga de compensar la pérdida de la masa muscular; y
 - 15 1.2. Un sistema de estructura (Figura N) que es un soporte rígido que proporciona apoyo al socket y que puede ser fabricado por medio de piezas intercambiables que no requieren hacerse a la medida del usuario y que
20 puede ser ensamblado y desensamblado sin necesidad de herramientas y que se integra por:
 - 1.2.1. una abrazadera (Figura F) que da soporte y unidad al socket permitiéndole su unión con la caña de la prótesis, además de dar seguridad al usuario;
 - 25 1.2.2. una estructura de apoyo (Figura G);
 - 1.2.3. y un sistema base (Figura O) que contiene el sistema de inflado de los sujetadores, el cual permite el inflado independiente o en conjunto de las mismas.
 - 30 1.3. Un sistema perno orificio que permite el ensamble de los sistemas de los incisos anteriores.
2. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 1 caracterizado porque el sistema de ajuste (figura A) del inciso 1.1 se integra de al menos cuatro sujetadores (figuras A, B, C, D y E) con geometría especial o lisos, que pueden ser inflados por medio de una bomba a través de las mangueras (1)
3. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 2 caracterizado por que la configuración preferente de los sujetadores consta de sujetadores medial

(Figura B), lateral (Figura B), posterior (Figura C), anterior (Figura D) y superior (Figura E).

4. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 3 caracterizado porque los sujetadores lateral y medial (Figura B) tienen una distribución de almohadillas (2), las cuales se diseñaron de acuerdo a las diferentes zonas donde se genera mayor presión del socket en el muñón y para tener mayor área de contacto.
5. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 3 caracterizado porque el sujetador posterior (Figura C) consta de al menos una almohadilla (3), de acuerdo a la geometría del músculo posterior del muñón.
10. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 3 caracterizado porque el sujetador anterior (Figura D) consta de al menos dos almohadillas verticales (4), las cuales permiten que los músculos que se encuentran en la parte anterior del muñón realicen su movimiento en forma natural y permiten abarcar una mayor área de contacto.
15. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 3 caracterizado porque el sujetador superior (Figura E) es un anillo formado por una almohadilla superior (5), que mantiene al muñón dentro del socket y evita el rozamiento entre ambos.
8. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 1 caracterizado porque la abrazadera (figura F) del sistema de estructura (Figura N) del inciso 1.2, tiene como función unir al muñón con el socket con ayuda de una cinta de velcro (9) y porque contiene al sujetador superior (Figura E), y además sostiene a la estructura de apoyo (Figura G).
20. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 1 caracterizado porque la estructura de apoyo (figura G) del sistema de estructura (Figura N) del inciso 1.2 que sostiene la abrazadera (figura F) se integra de un anillo central (8) y cuatro barras verticales (7) conectadas entre sí.
25. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 1 caracterizado porque el sistema base (figura O) del sistema de estructura (figura N) del inciso 1.2, es en donde se podrá colocar el sistema de inflado de los sujetadores y porque consta de:
- 30

- 10.1. una base roscada (Figura J) que tiene la función de alinear, sostener y unir los componentes del socket con la prótesis;
- 10.2. una base (Figura H) que tiene la función de unir a la base roscada (Figura J) con los demás componentes del socket utilizando un sistema perno-orificio; y
- 10.3. una malla elástica (Figura I) que amortigua la parte distal del muñón y que se encuentra entre la base (Figura H) y la base roscada (Figura J).
11. Socket para prótesis de conformidad con la reivindicación 9 caracterizado porque la base roscada (Figura J) consiste en un elemento circular que aloja las mangueras (1) y se conecta con la base (figura H) por medio de un sistema de rosca de un cuarto de vuelta (10).
12. Socket para prótesis, de conformidad con la reivindicación 11 caracterizado porque los sujetadores inflables (figuras B, C, D y E) son intercambiables y no requieren ser fabricadas a la medida del amputado y se integra de :
- 12.1. sujetadores anteriores (figura D) y posteriores (figura C), laterales (figura B) y mediales (figura B) y superior (figura E), independientes entre sí, las cuales pueden ser lisas o con geometrías especiales, conformadas por una o más cavidades diseñadas para dar soporte al muñón.
13. Socket para prótesis, de conformidad con la reivindicación 1 caracterizado porque el sistema perno orificio del inciso 1.3 que permite la unión del sistema de ajuste (figura A) al sistema de estructura (figura N) y al sistema base (figura O) y se integra de:
- 13.1. el perno (figura M) localizado en la parte central de las barras verticales (7) que se introduce en un orificio (12) localizado en el anillo central (8),
- 13.2. el perno (figura K) localizado en los extremos de las barras verticales (7), que se introduce en un orificio (6) localizado en la abrazadera (figura F) y en la base (figura H),
- 13.3. el perno (figura L) que se introduce en un orificio (6) localizado en los sujetadores lateral y medial (figura B), anterior (figura C), posterior (figura D) y en el sujetador superior (figura E).

-
14. Socket para prótesis, de conformidad con la reivindicación 13 caracterizado porque el perno (figura L) localizado en el sujetador superior (figura E) se introduce en un orificio (6) que se encuentra en la abrazadera (figura F).
- 5 15. Socket para prótesis, de conformidad con la reivindicación 13 caracterizado porque el perno (figura L) de los sujetadores tienen la característica de que para introducirse al orificio (6) se deben de apretar y cuando se sueltan recuperan su forma original.
- 10 16. Socket para prótesis, de conformidad con la reivindicación 13 caracterizado porque el perno (figura K) de los extremos de las barras verticales (7) tienen la característica de que para introducirse al orificio (6) se deben de apretar y cuando se sueltan recuperan su forma original.
17. Uso del socket de las reivindicaciones 1 a 13 para prótesis de amputaciones transfemorales, transtibiales y para miembro superior a nivel transhumeral.

RESUMEN

Esta invención se refiere a un socket ajustable para prótesis que se ajuste a los cambios de volumen del muñón. Este socket no requiere hacerse a la medida del usuario dado que los componentes son intercambiables y no requiere herramientas para su ensamble o desensamble.

El objetivo es brindar comodidad y seguridad al paciente por medio de un sistema de ajuste que al inflarse permita compensar la pérdida o aumento de masa muscular que se presenta en el muñón a lo largo del tiempo, esto provoca un contacto total del socket con el muñón, impidiendo así que se salga del mismo.

El socket contiene sujetadores inflables independientes que tienen una geometría especial de acuerdo a las diferentes zonas donde se genera mayor presión entre el socket y el muñón.

Este socket puede ser utilizado para prótesis de amputaciones transfemorales, transtibiales y para miembro superior a nivel transhumeral.

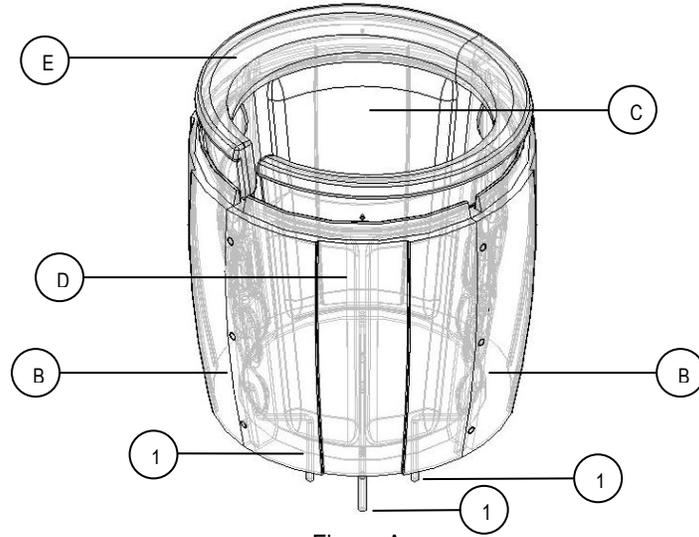


Figura A

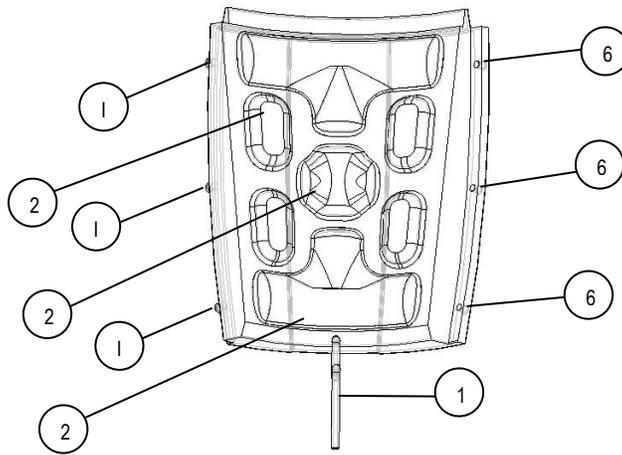


Figura B

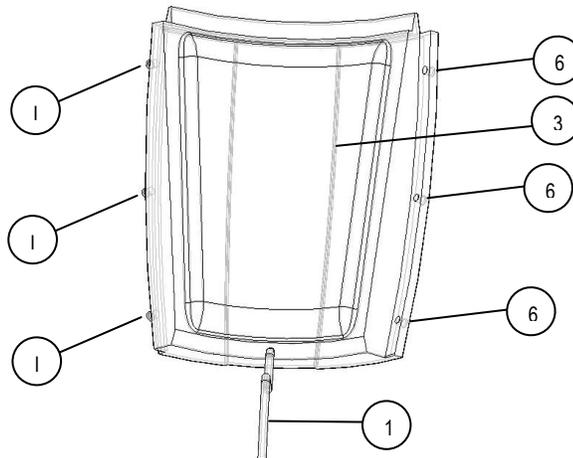


Figura C

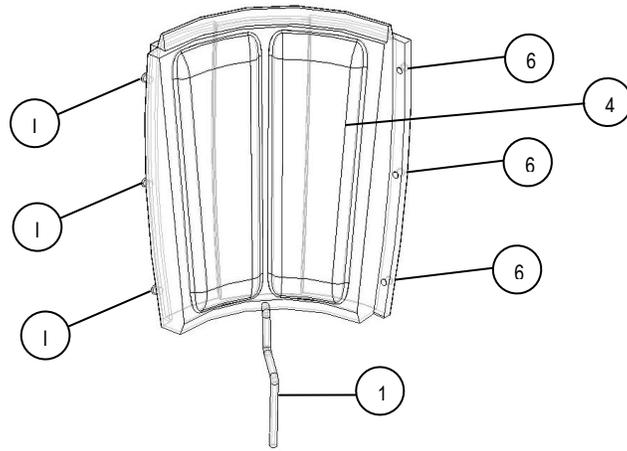


Figura D

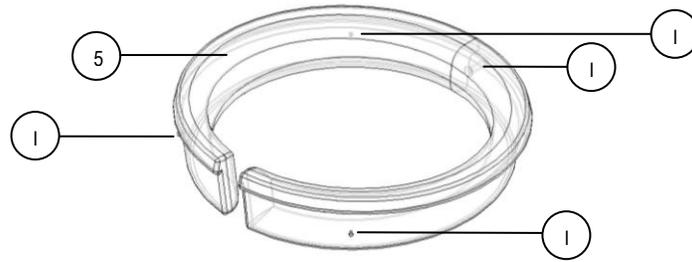


Figura E

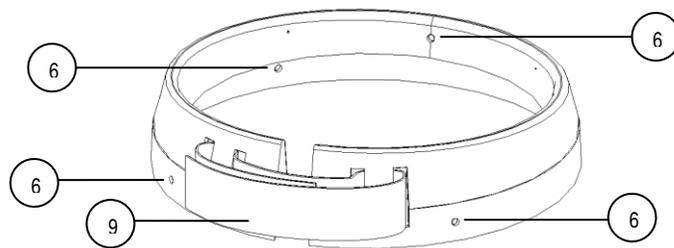


Figura F

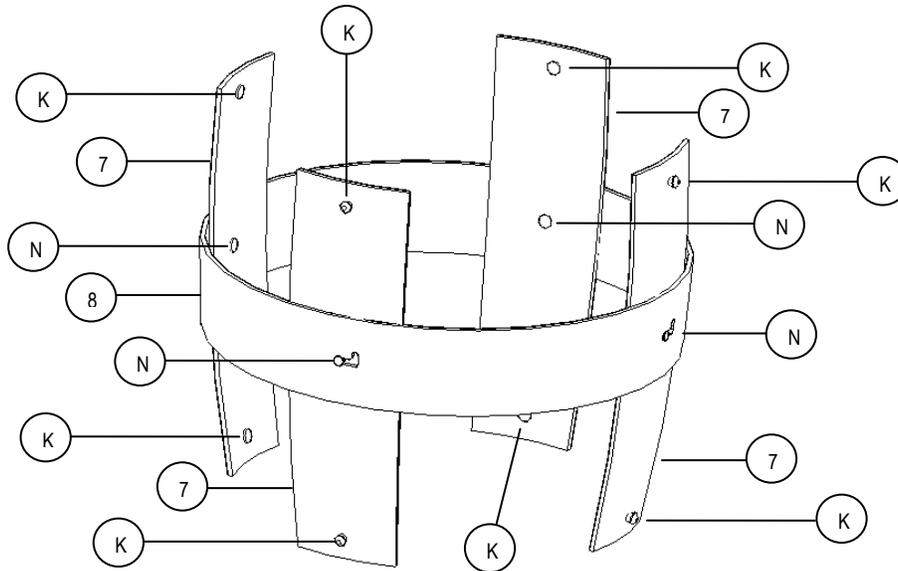


Figura G

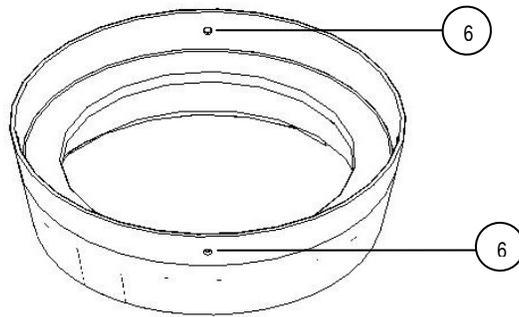


Figura H

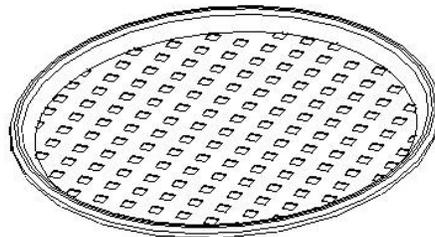


Figura I

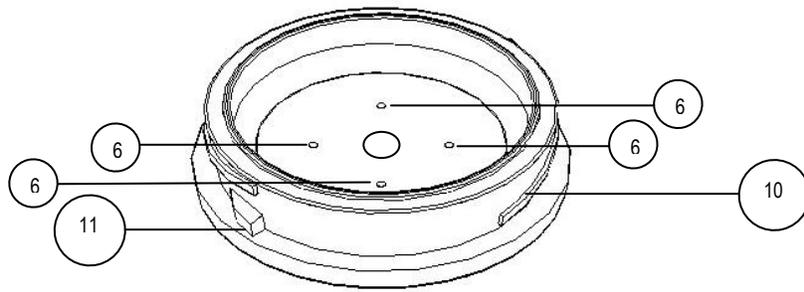


Figura J

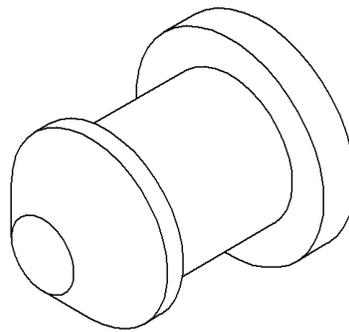


Figura K

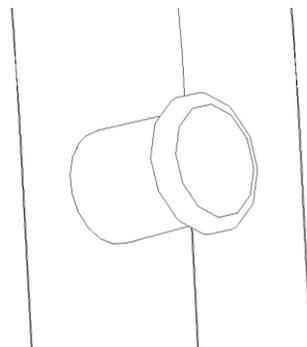


Figura L

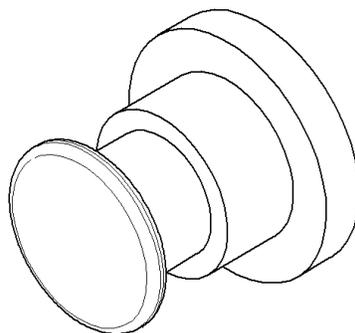


Figura M

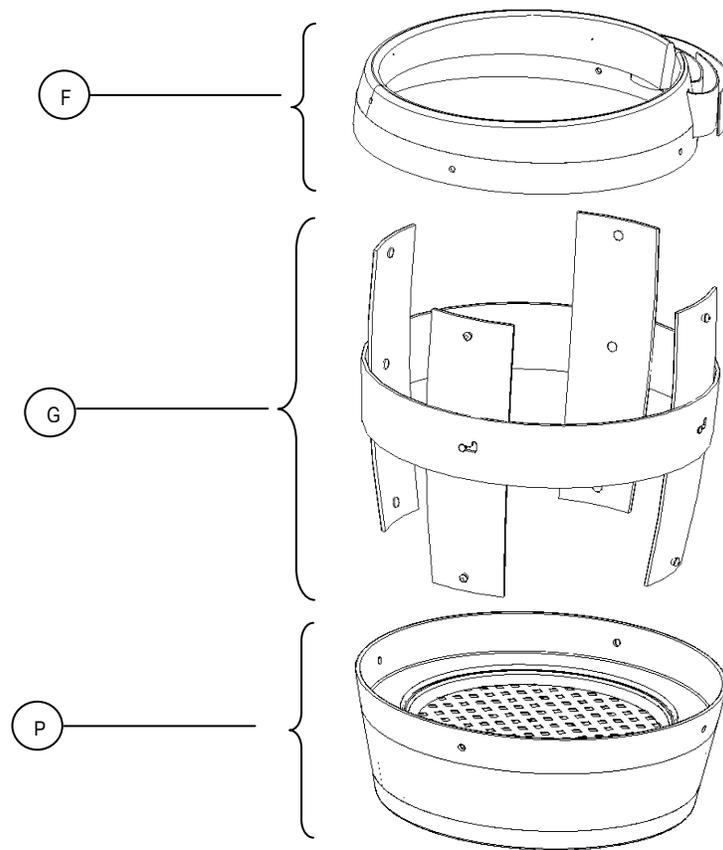


Figura N

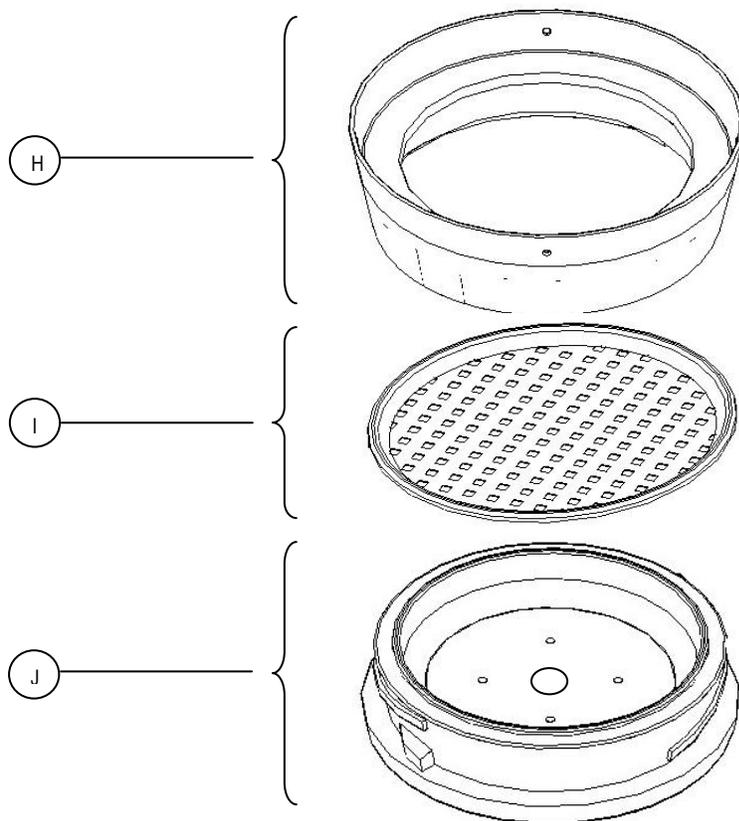


Figura O

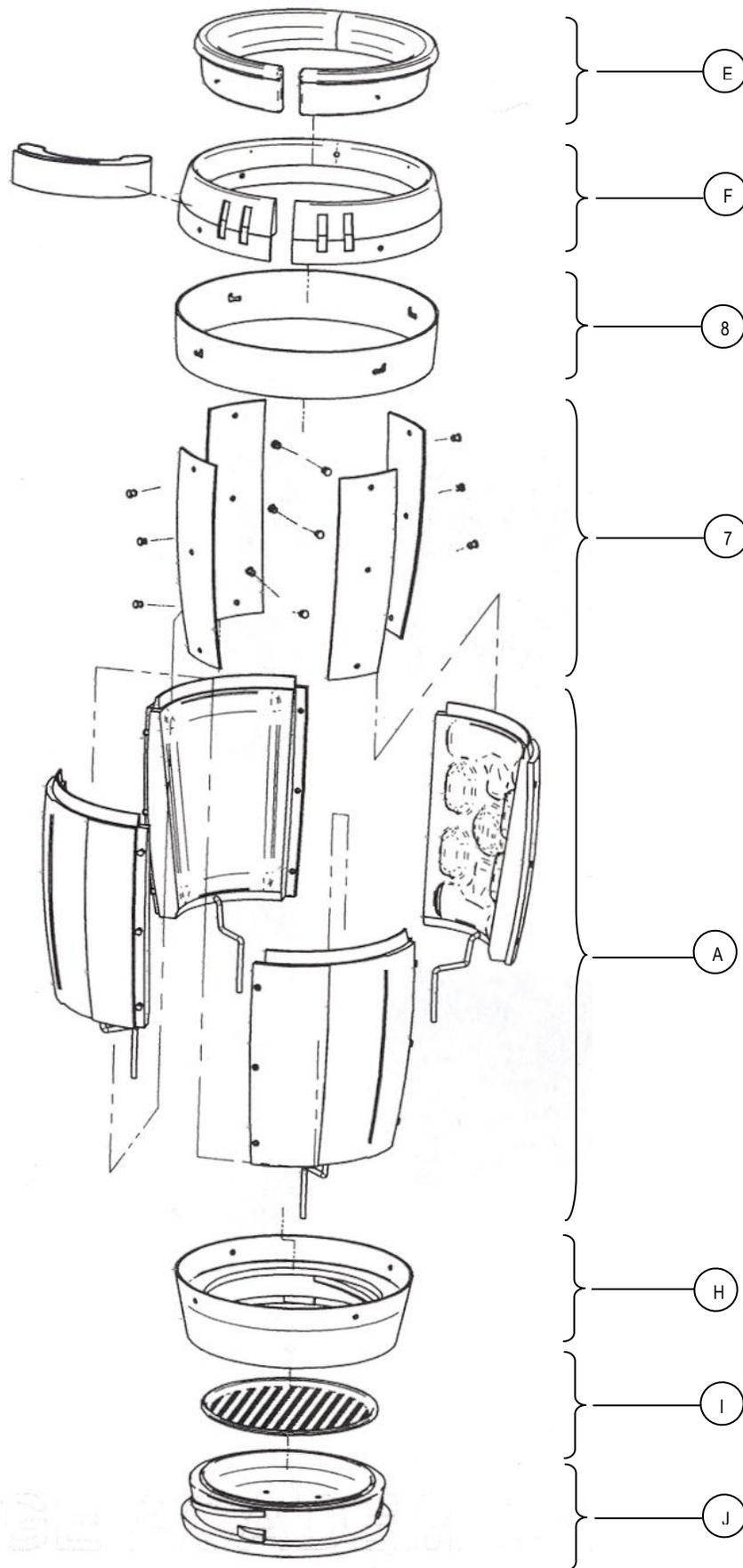


Figura P

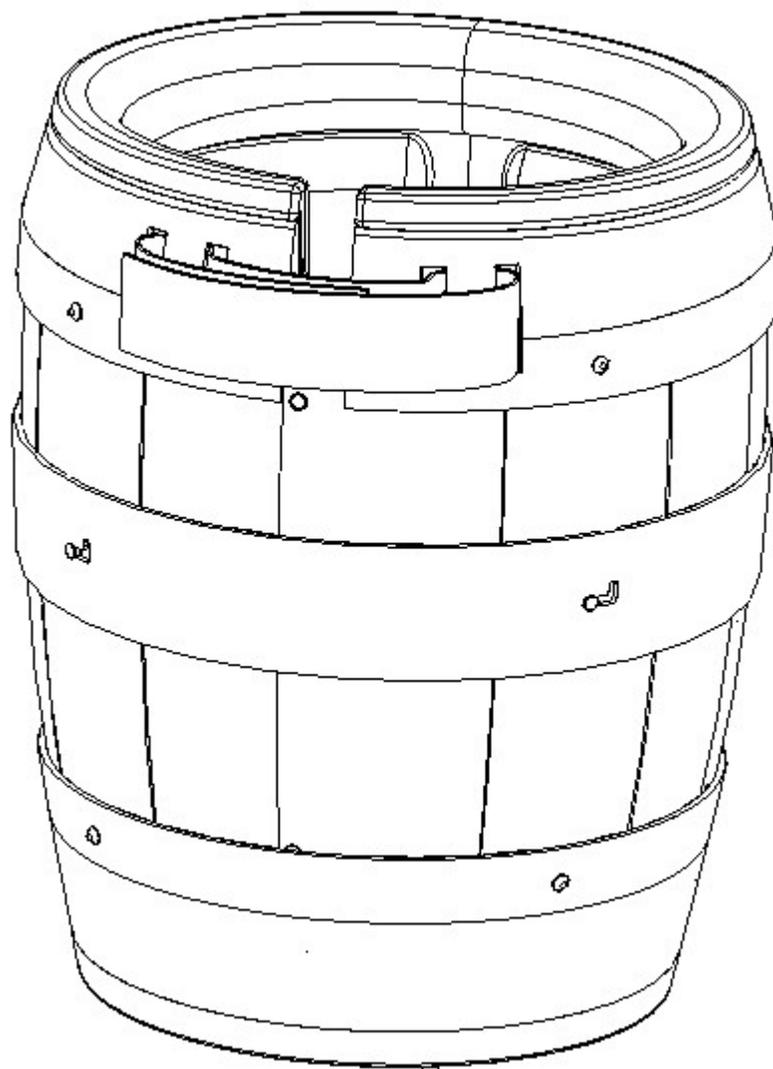


Figura Q

A3.

ESPECIFICACIONES

Sensor de presión

MPX5100/MPXV5100 SERIES

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPX5100/MPXV5100 series piezoresistive transducer is a state-of-the-art monolithic silicon pressure sensor designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This patented, single element transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Maximum Error over 0° to 85°C
- Ideally suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Available in Absolute, Differential and Gauge Configurations
- Ideal for Automotive and Non-Automotive Applications

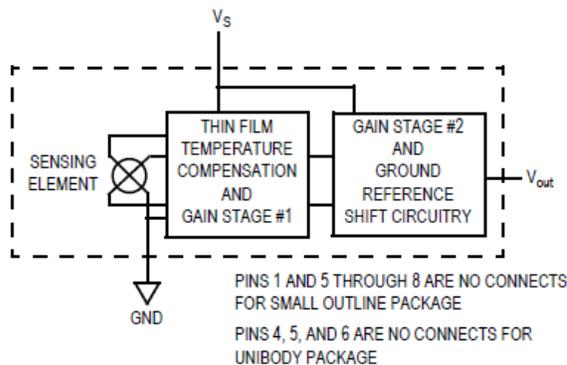


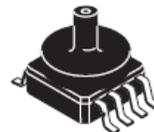
Figure 1. Fully Integrated Pressure Sensor Schematic

MPX5100/MPXV5100 SERIES

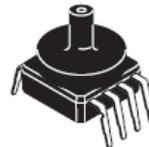
INTEGRATED PRESSURE SENSOR

Differential 0 to 100 kPa (0 to 14.5 psi)
Absolute 15 to 115 kPa (2.18 to 16.68 psi)
0.2 to 4.7 Volts Output

SMALL OUTLINE PACKAGE

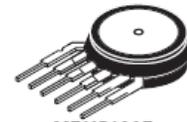


MPXV5100GC6U
CASE 482A

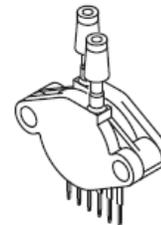


MPXV5100GC7U
CASE 482C

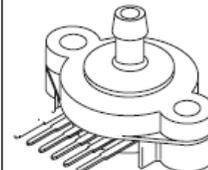
UNIBODY PACKAGE



MPX5100D
CASE 867



MPX5100DP
CASE 867C



MPX5100GSX
CASE 867F

PIN NUMBER

1	N/C	5	N/C
2	V _s	6	N/C
3	GND	7	N/C
4	V _{out}	8	N/C

NOTE: Pins 1, 5, 6, 7, and 8 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin1 is noted by the notch in the lead.

PIN NUMBER

1	V _{out}	4	N/C
2	GND	5	N/C
3	V _s	6	N/C

NOTE: Pins 4, 5, and 6 are internal device connections. Do not connect to external circuitry or ground. Pin1 is noted by the notch in the lead.

MPX5100/MPXV5100 SERIES

Table 1. MAXIMUM RATINGS^(NOTE)

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Pressure (P1 > P2)	P _{max}	400	kPa
Storage Temperature	T _{stg}	-40° to +125°	°C
Operating Temperature	T _A	-40° to +125°	°C

NOTE: Exposure beyond the specified limits may cause permanent damage or degradation to the device.

Table 2. OPERATING CHARACTERISTICS (V_S = 5.0 Vdc, T_A = 25°C unless otherwise noted, P1 > P2. Decoupling circuit shown in Figure 4 required to meet electrical specifications.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾ Gauge, Differential: MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Absolute: MPX5100A	P _{OP}	0 15	— —	100 115	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V _S	4.75	5.0	5.25	Vdc
Supply Current	I _o	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset ⁽³⁾ @ V _S = 5.0 Volts (0 to 85°C)	V _{off}	0.088	0.20	0.313	Vdc
Full Scale Output ⁽⁴⁾ @ V _S = 5.0 Volts Differential and Absolute (0 to 85°C)	V _{FSSO}	4.587	4.700	4.813	Vdc
Full Scale Span ⁽⁵⁾ @ V _S = 5.0 Volts Differential and Absolute (0 to 85°C)	V _{FSS}	—	4.500	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾	—	—	—	± 2.5	%V _{FSS}
Sensitivity	V/P	—	45	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t _R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I _{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	± 0.5	—	%V _{FSS}

NOTES:

1. 1.0kPa (kiloPascal) equals 0.145 psi.
2. Device is ratiometric within this specified excitation range.
3. Offset (V_{off}) is defined as the output voltage at the minimum rated pressure.
4. Full Scale Output (V_{FSSO}) is defined as the output voltage at the maximum or full rated pressure.
5. Full Scale Span (V_{FSS}) is defined as the algebraic difference between the output voltage at full rated pressure and the output voltage at the minimum rated pressure.
6. Accuracy (error budget) consists of the following:
 - Linearity: Output deviation from a straight line relationship with pressure over the specified pressure range.
 - Temperature Hysteresis: Output deviation at any temperature within the operating temperature range, after the temperature is cycled to and from the minimum or maximum operating temperature points, with zero differential pressure applied.
 - Pressure Hysteresis: Output deviation at any pressure within the specified range, when this pressure is cycled to and from minimum or maximum rated pressure at 25°C.
 - TcSpan: Output deviation over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - TcOffset: Output deviation with minimum pressure applied, over the temperature range of 0° to 85°C, relative to 25°C.
 - Variation from Nominal: The variation from nominal values, for Offset or Full Scale Span, as a percent of V_{FSS} at 25°C.
7. Response Time is defined as the time for the incremental change in the output to go from 10% to 90% of its final value when subjected to a specified step change in pressure.
8. Warm-up Time is defined as the time required for the product to meet the specified output voltage after the Pressure has been stabilized.
9. Offset Stability is the product's output deviation when subjected to 1000 hours of Pulsed Pressure, Temperature Cycling with Bias Test.

Table 3. MECHANICAL CHARACTERISTICS

Characteristics	Typ	Unit
Weight, Basic Element (Case 867)	4.0	grams
Weight, Basic Element (Case 482)	1.5	grams

MPX5100/MPXV5100 SERIES

ON-CHIP TEMPERATURE COMPENSATION, CALIBRATION AND SIGNAL CONDITIONING

Figure 2 shows the sensor output signal relative to pressure input. Typical, minimum, and maximum output curves are shown for operation over a temperature range of 0° to 85°C using the decoupling circuit shown in Figure 4. The output will saturate outside of the specified pressure range.

Figure 3 illustrates both the Differential/Gauge and the Absolute Sensing Chip in the basic chip carrier (Case 867). A fluoro-silicone gel isolates the die surface and wire bonds from the environment, while allowing the pressure signal to be transmitted to the sensor diaphragm.

The MPX5100/MPXV5100 series pressure sensor operating characteristics, and internal reliability and qualification tests are based on use of dry air as the pressure media. Media, other than dry air, may have adverse effects on sensor performance and long-term reliability. Contact the factory for information regarding media compatibility in your application.

Figure 4 shows the recommended decoupling circuit for interfacing the output of the integrated sensor to the A/D input of a microprocessor or microcontroller. Proper decoupling of the power supply is recommended.

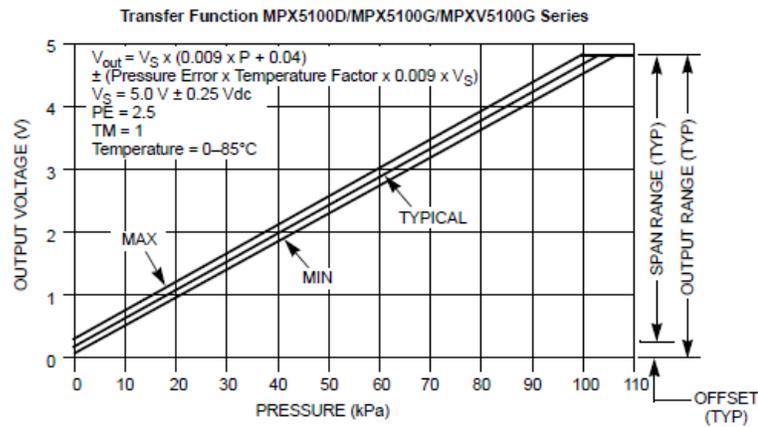


Figure 2. Output versus Pressure Differential

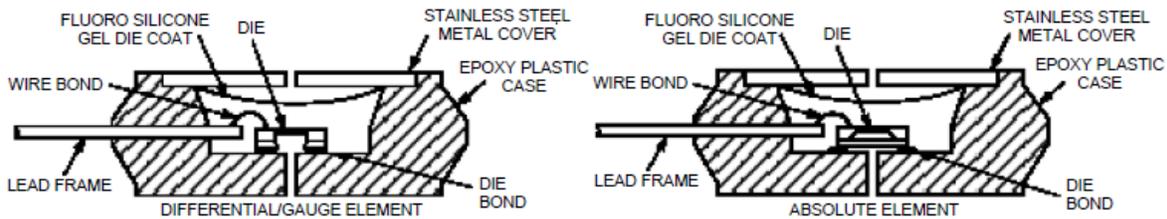


Figure 3. Cross-Sectional Diagrams (Not to Scale)

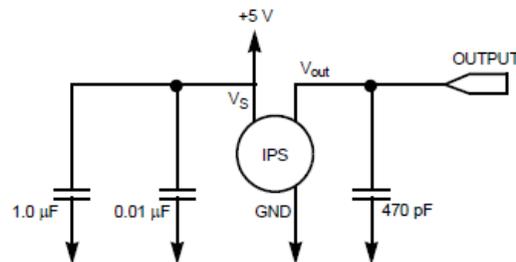


Figure 4. Recommended Power Supply Decoupling and Output Filtering (For additional output filtering, please refer to Application Note AN1646)

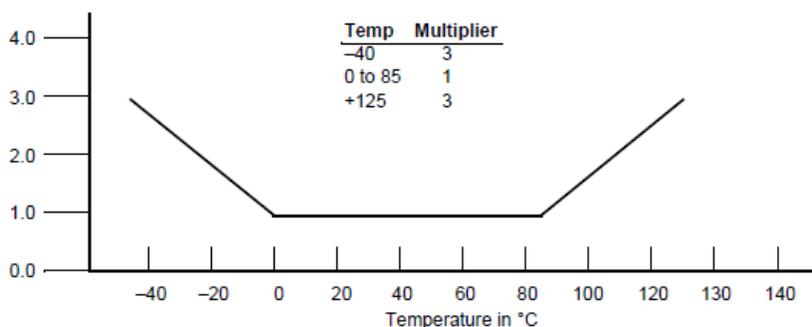
MPX5100/MPXV5100 SERIES

Transfer Function (MPX5100D, MPX5100G, MPXV5100G)

Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.009 + 0.04)$
 \pm (Pressure Error \times Temp. Mult. \times 0.009 \times V_S)
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 5\% \text{ P kPa}$

Temperature Error Multiplier

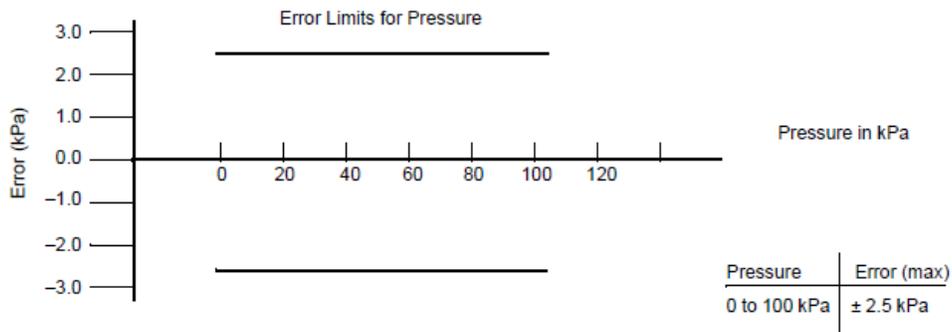
MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Series



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band

MPX5100D/MPX5100G/MPXV5100G Series

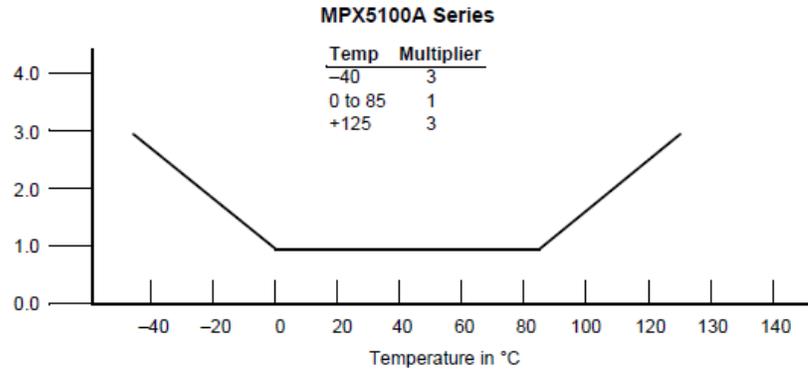


MPX5100/MPXV5100 SERIES

Transfer Function (MPX5100A)

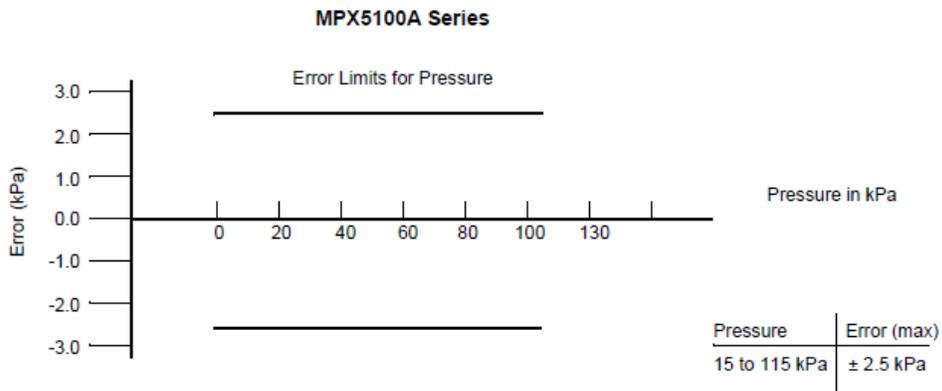
Nominal Transfer Value: $V_{out} = V_S (P \times 0.009 - 0.095)$
 $\pm (\text{Pressure Error} \times \text{Temp. Mult.} \times 0.009 \times V_S)$
 $V_S = 5.0 \text{ V} \pm 5\% \text{ P kPa}$

Temperature Error Multiplier



NOTE: The Temperature Multiplier is a linear response from 0° to -40°C and from 85° to 125°C.

Pressure Error Band



MPX5100/MPXV5100 SERIES

PRESSURE (P1)/VACUUM (P2) SIDE IDENTIFICATION TABLE

Motorola designates the two sides of the pressure sensor as the Pressure (P1) side and the Vacuum (P2) side. The Pressure (P1) side is the side containing fluoro silicone gel which protects the die from harsh media. The Motorola MPX pressure sensor

is designed to operate with positive differential pressure applied, $P1 > P2$.

The Pressure (P1) side may be identified by using the Table below:

Part Number	Case Type	Pressure (P1) Side Identifier
MPX5100A, MPX5100D	867	Stainless Steel Cap
MPX5100DP	867C	Side with Part Marking
MPX5100AP, MPX5100GP	867B	Side with Port Attached
MPX5100GSX	867F	Side with Port Attached
MPXV5100GC6U	482A	Side with Port Attached
MPXV5100GC7U	482C	Side with Port Attached

ORDERING INFORMATION

The MPX5100/MPXV5100 pressure sensor is available in absolute, differential, gauge, and vacuum configurations. Devices are available in the basic element package or with pressure port fittings that provide printed circuit board mount ease and barbed hose pressure connections.

Device Name	Options	Case Type	MPX Series	
			Order Number	Device Marking
Basic Element	Absolute	867	MPX5100A	MPX5100A
	Differential	867	MPX5100D	MPX5100D
Ported Elements	Differential Dual Ports	867C	MPX5100DP	MPX5100DP
	Absolute, Single Port	867B	MPX5100AP	MPX5100AP
	Gauge, Single Port	867B	MPX5100GP	MPX5100GP
	Gauge, Axial PC Mount	867F	MPX5100GSX	MPX5100D
	Gauge, Axial Port, SMT	482A	MPXV5100GC6U	MPXV5100G
	Gauge, Axial Port, DIP	482C	MPXV5100GC7U	MPXV5100G

INFORMATION FOR USING THE SMALL OUTLINE PACKAGE (CASE 482)

MINIMUM RECOMMENDED FOOTPRINT FOR SURFACE MOUNTED APPLICATIONS

Surface mount board layout is a critical portion of the total design. The footprint for the surface mount packages must be the correct size to ensure proper solder connection interface between the board and the package. With the correct footprint,

the packages will self align when subjected to a solder reflow process. It is always recommended to design boards with a solder mask layer to avoid bridging and shorting between solder pads.

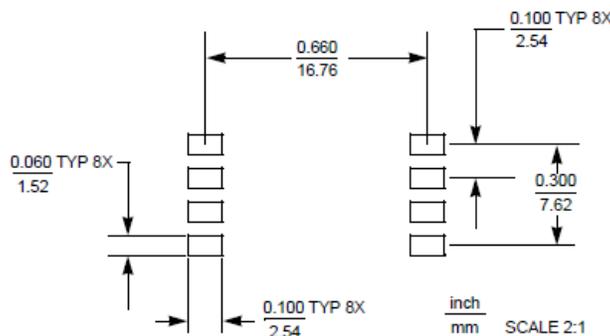
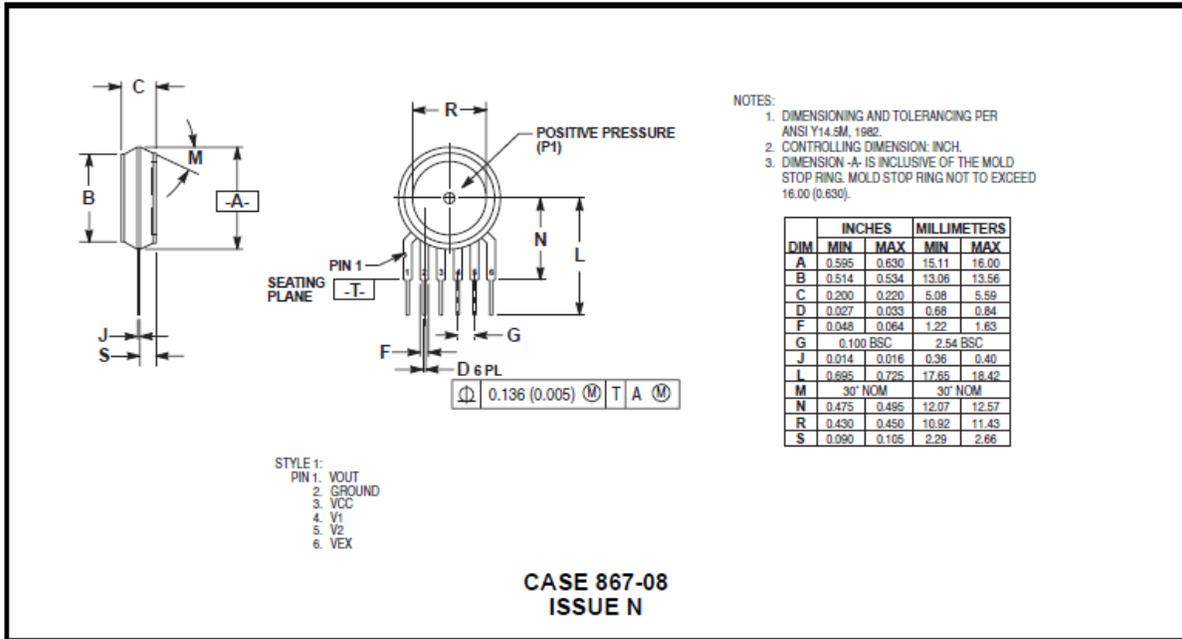


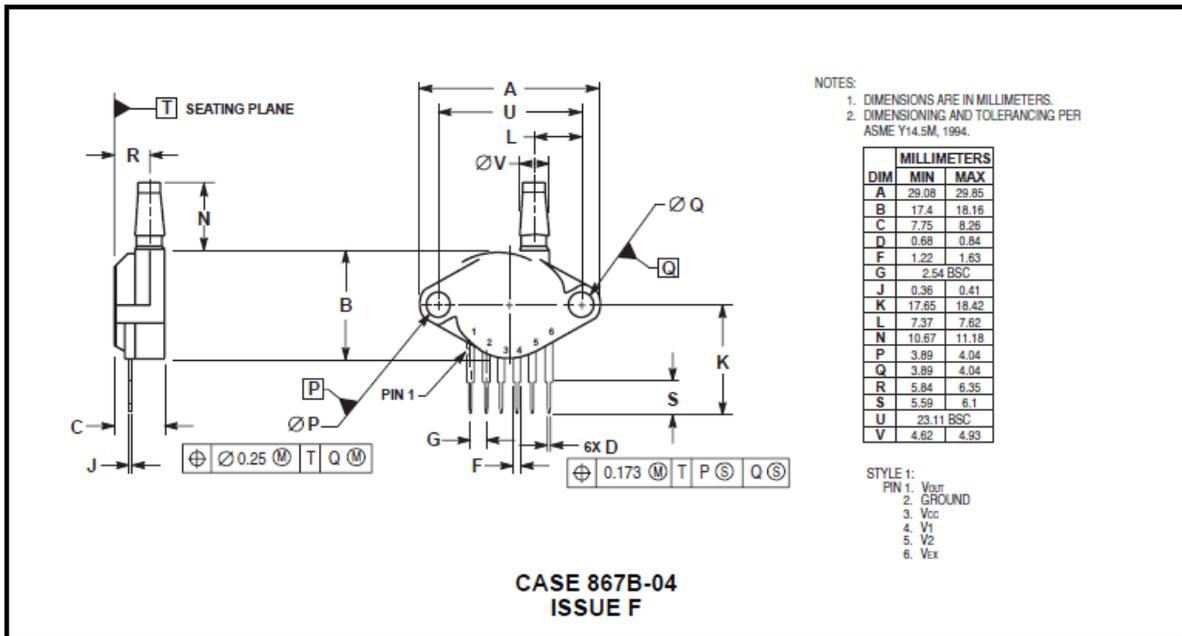
Figure 5. SOP Footprint (Case 482)

MPX5100/MPXV5100 SERIES

PACKAGE DIMENSIONS

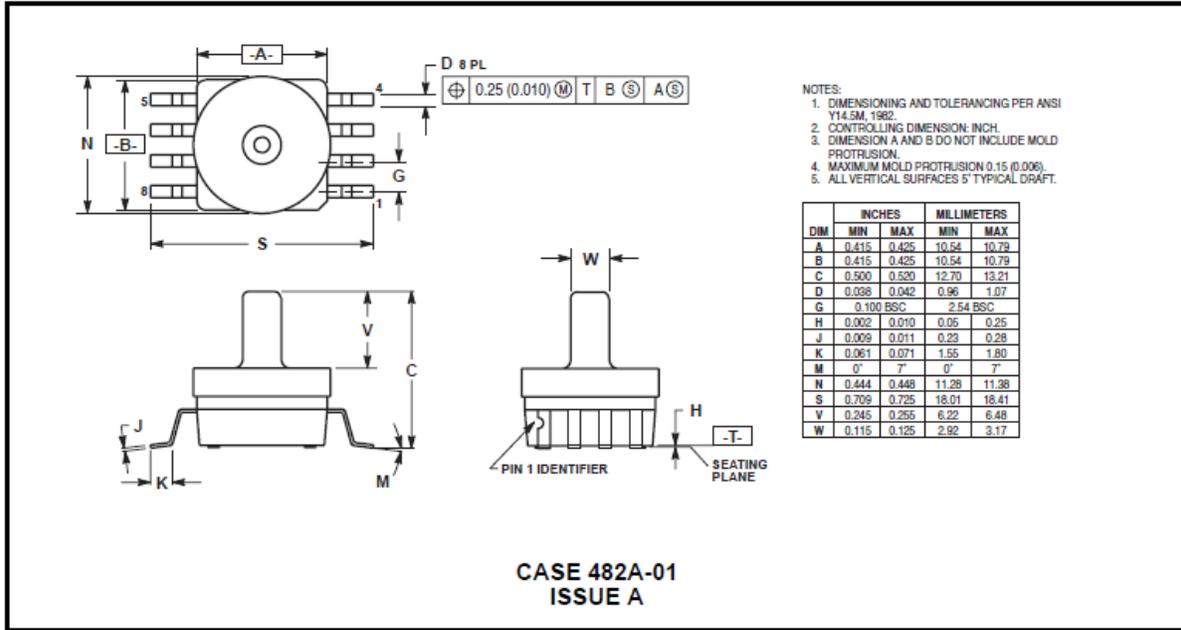


BASIC ELEMENT

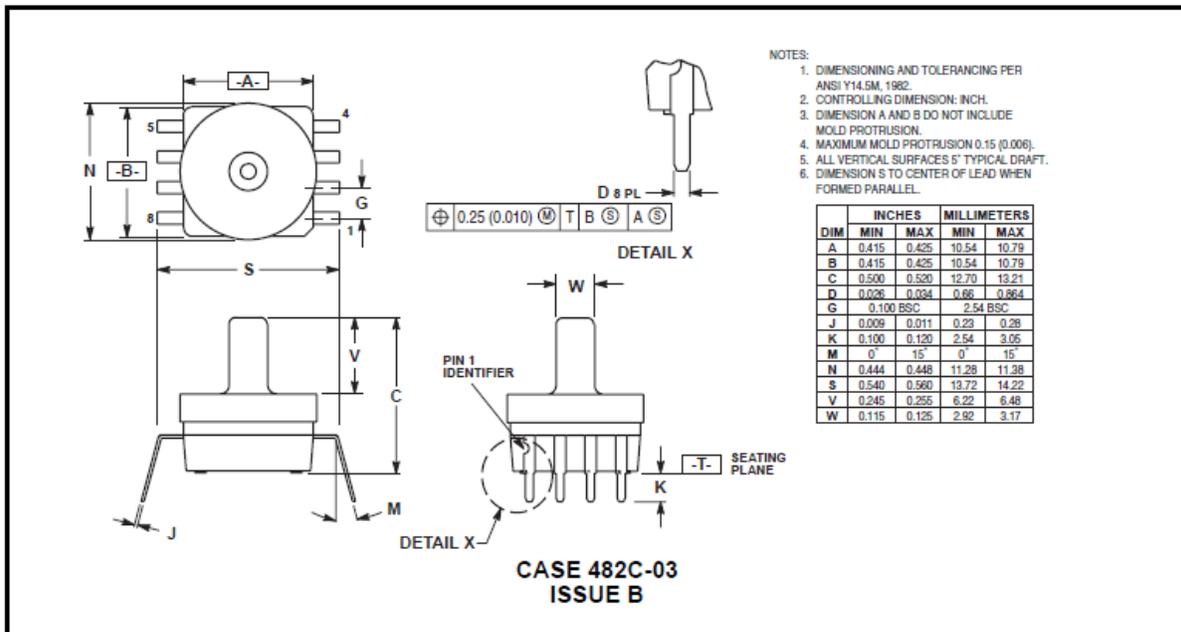


PRESSURE SIDE PORTED (AP, GP)

MPX5100/MPXV5100 SERIES



SMALL OUTLINE PACKAGE SURFACE MOUNT



SMALL OUTLINE PACKAGE THROUGH-HOLE

A4.

ESPECIFICACIONES

Sensor de fuerza

Force Sensing Resistor (FSR)

Force Sensing Resistors *An Overview of the Technology*

Force Sensing Resistors (FSR) are a polymer thick film (PTF) 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 2 provides an overview of FSR typical response behavior. For interpretational convenience, the force vs. resistance data is plotted on a log/log format. These data are representative of our typical devices, with this particular force-resistance characteristic being the response of evaluation part # 402 (0.5" [12.7 mm] diameter circular active area). A stainless steel actuator with a 0.4" [10.0 mm] 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).

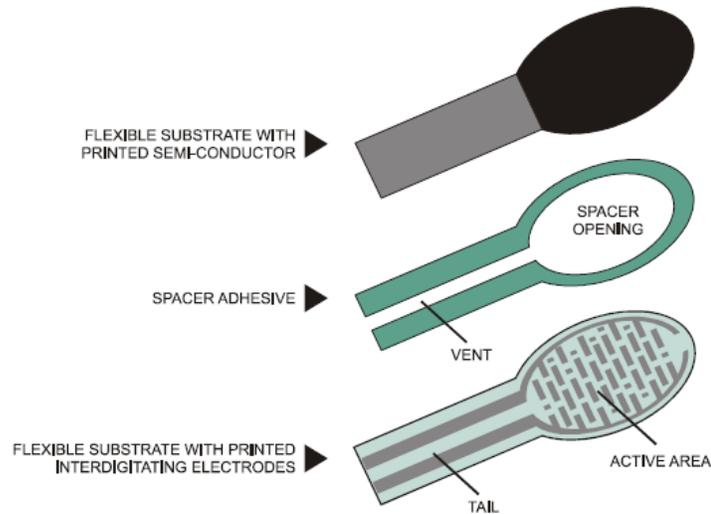


Figure 1: FSR Construction

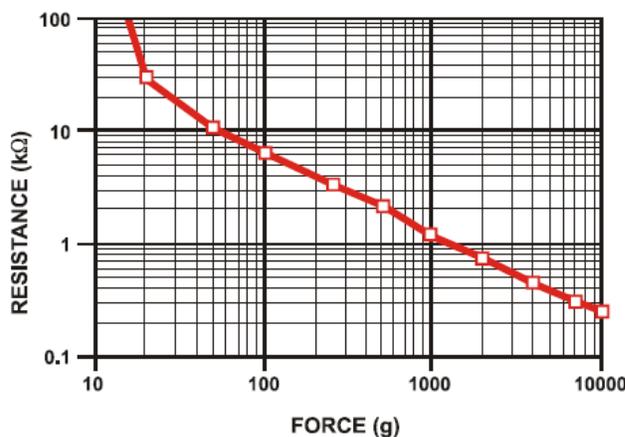


Figure 2: Resistance vs. Force

Referring to Figure 2, at the low force 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 from the area where the force is being applied, such as the center of a large FSR device, will give it a lower rest resistance (e.g. stand-off resistance).



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 decrease in resistance. Under these conditions of Figure 2, 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 200 psi. For the data shown in Figures 2, 3 and 4, the actual measured pressure range is 0 to 175 psi (0 to 22 lbs 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 FSRs earlier in the dynamic range, since the saturation point is reached at a lower force.

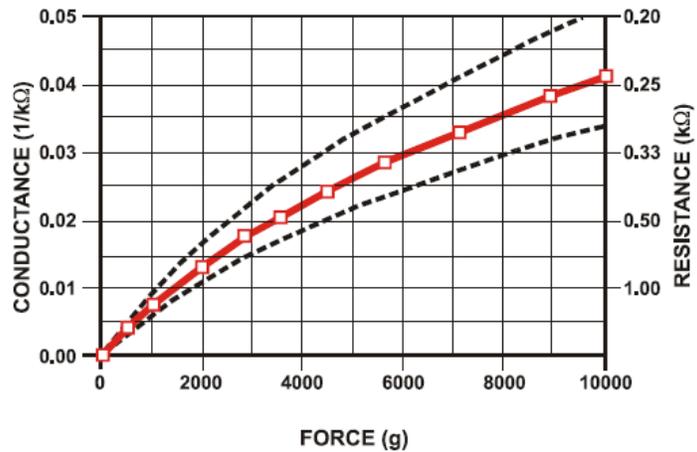


Figure 3:
Conductance vs. Force (0-10Kg)

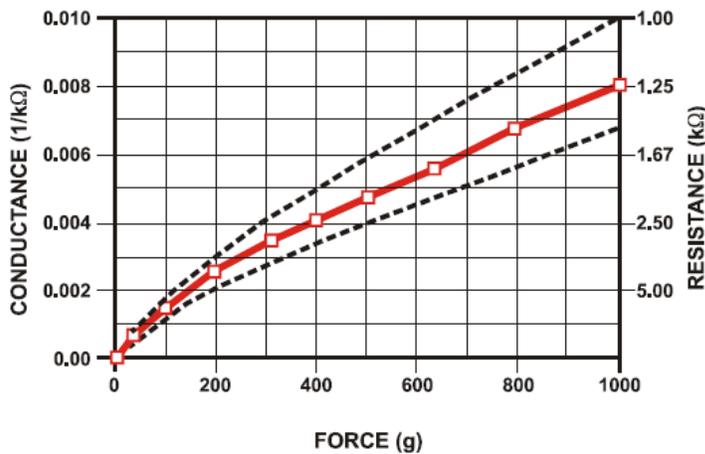


Figure 4:
Conductance vs. Force (0-1Kg) Low Force Range

Force vs. Conductance

In Figure 3, the conductance is plotted vs. force (the inverse of resistance: $1/r$). This format allows interpretation on a linear scale. For reference, the corresponding resistance values are also included on the right vertical axis. A simple circuit called a current-to-voltage converter (see page 21) gives a voltage output directly proportional to FSR conductance and can be useful where response linearity is desired. Figure 3 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 Interlink Electronics during FSR production. Typically, the part-to-part repeatability tolerance held during manufacturing ranges from $\pm 15\%$ to $\pm 25\%$ of an established nominal resistance.

Figure 4 highlights the 0-1 kg (0-2.2 lbs) range of the conductance-force characteristic. As in Figure 3, 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 force 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 factors studies have shown that in this force range repeatability errors of less than $\pm 50\%$ are difficult to discern by touch alone.

Descriptions and Dimensions

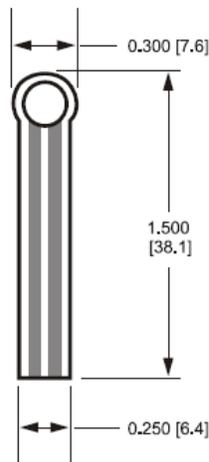


Figure 5:
Part No. 400 (0.2" Circle)

Active Area: 0.2" [5.0] diameter

Nominal Thickness: 0.012" [0.30 mm]

Material Build:

Semiconductive layer

0.004" [0.10] PES

Spacer adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Conductive layer

0.004" [0.10] PES

Rear adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connector options

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

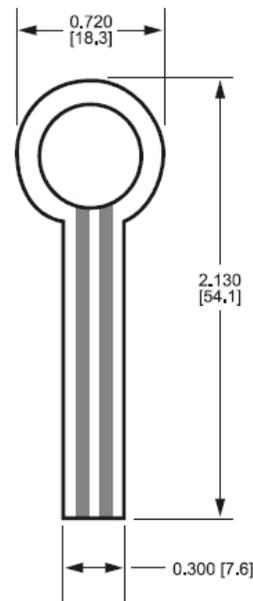


Figure 6:
Part No. 402 (0.5" Circle)

Active Area: 0.5" [12.7] diameter

Nominal thickness: 0.018" [0.46 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

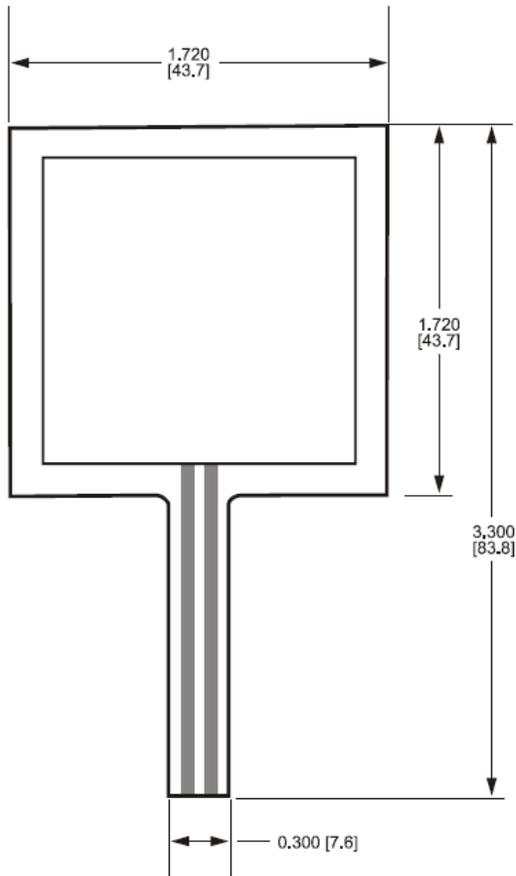
Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connector

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

Dimensions in brackets: millimeters • Dimensional Tolerance: ± 0.015 " [0.4] • Thickness Tolerance: $\pm 10\%$



Active Area: 1.5" [38.1] x 1.5" [38.1]

Nominal thickness: 0.018" [0.46 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Spacer Adhesive

0.006" [0.15] Acrylic

Conductive Layer

0.005" [0.13] Ultem

Rear Adhesive

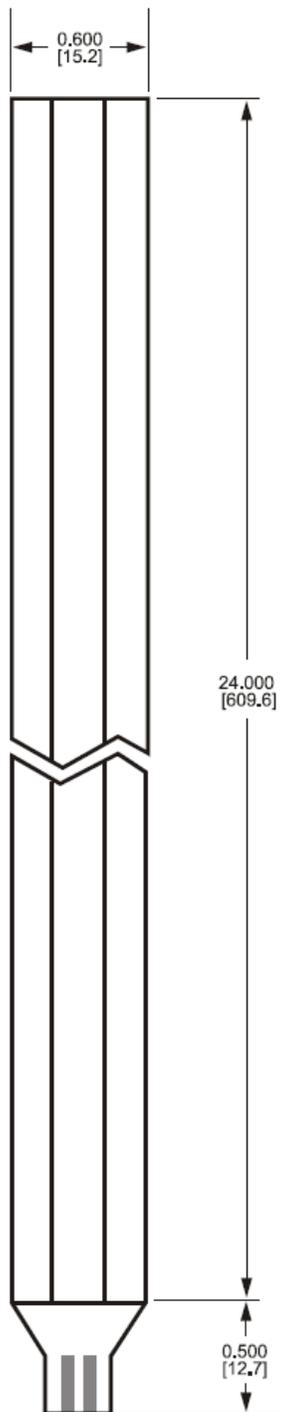
0.002" [0.05] Acrylic

Connectors

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

Figure 7:
Part No. 406 (1.5" Square)

Dimensions in brackets: millimeters • Dimensional Tolerance: $\pm 0.015"$ [0.4] • Thickness Tolerance: $\pm 10\%$



Active Area: 24" [609.6] x 0.25" [6.3]

Nominal thickness: 0.135" [0.34 mm]

Material Build:

Semiconductive Layer

0.004" [0.10] PES

Spacer Adhesive

0.0035" [0.089] Acrylic

Conductive Layer

0.004" [0.10] PES

Rear Adhesive

0.002" [0.05] Acrylic

Connectors

- a. No connector
- b. Solder Tabs (not shown)
- c. AMP Female connector

Figure 8
Part No. 408 (24" Trimmable Strip)

Dimensions in brackets: millimeters
Dimensional Tolerance: ± 0.015" [0.4]
Thickness Tolerance: ± 10%



General FSR Characteristics

These are typical parameters. The FSR is a custom device and can be made for use outside these characteristics. Consult Sales Engineering with your specific requirements.

Simple FSR Devices and Arrays

PARAMETER	VALUE	NOTES
Size Range	Max = 20" x 24" (51 x 61 cm) Min = 0.2" x 0.2" (0.5 x 0.5 cm)	Any shape
Device thickness	0.008" to 0.050" (0.20 to 1.25 mm)	Dependent on materials
Force Sensitivity Range	< 100 g to > 10 kg	Dependent on mechanics
Pressure Sensitivity Range	< 1.5 psi to > 150 psi (< 0.1 kg/cm ² to > 10 kg/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)	20 g to 100 g (0.7 oz to 3.5 oz)	Dependent on mechanics and FSR build
Stand-Off Resistance	> 1MΩ	Unloaded, unbent
Switch Characteristic	Essentially zero travel	
Device Rise Time	1-2 msec (mechanical)	
Lifetime	> 10 million actuations	
Temperature Range	-30°C to +70°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	

Resistive Versus Capacitive

Resistive sensor interface solutions use pressure sensitivity to activate and enable user controls. As such, they are passive components, requiring no dedicated microprocessor and only minimal battery power. See how this compares with capacitive controls.

	FSR	Capacitive
External microprocessor	<ul style="list-style-type: none"> No ASIC or microprocessor required FSR connected to host processor Saves cost, space and battery life 	<ul style="list-style-type: none"> Required Contributes to cost and power consumption Requires extra space (5.5 x 5.5 x 1.0 mm min.)
Enhanced capabilities	<ul style="list-style-type: none"> Force sensing provides enhanced scrolling 	<ul style="list-style-type: none"> Not a force sensor
Power Consumption	<ul style="list-style-type: none"> No dedicated processor required No power required in untouched state Average measurement current <20 μA 	<ul style="list-style-type: none"> Measurement requires 1000 μA Sleep mode requires 70 μA
Activation	<ul style="list-style-type: none"> Finger, stylus, actuator, gloved finger 	<ul style="list-style-type: none"> Requires direct skin contact
Mechanical	<ul style="list-style-type: none"> Thickness as low as 0.012 inch (0.30 mm) Surface contaminants do not affect operation Long life – over 2 million actuations 	<ul style="list-style-type: none"> Thickness of 2.5 mm or greater Water and other contaminants can impact performance
Cost	<ul style="list-style-type: none"> Low cost, no microprocessor required, high volume production process 	<ul style="list-style-type: none"> Higher cost from dedicated microprocessor, some suppliers require complete module purchase
Notes	<ul style="list-style-type: none"> Available options include PCB assembly, narrow tail pitch, EL and LED lighting, metallic actuators, PC over silicone actuators 	<ul style="list-style-type: none"> Inadvertent actuations a nuisance; some suppliers leave customer to design, procure and integrate sensor

Force Sensing Versus Simple Switch

Force sensing resistor interface solution use pressure sensitivity to activate and enable user controls. Variably sensitive and more versatile than a simple switch, FSRs can provide analog control of continuous device functions, such as in the Microsoft X-Box game controller. Use the comparison below to learn more about how FSR control solutions can differentiate your products.

	FSR	Conventional Switch
Scrolling	<ul style="list-style-type: none"> • Analog output enabling scrolling, zooming, or control management, such as volume control • Force sensing allows for user controlled scrolling speed • Complex menus require enhanced capabilities of analog output sensor 	<ul style="list-style-type: none"> • No variable input, only on or off • Standard offering, same look as competitors • Navigating complex menus cause user frustration
Product Differentiation	<ul style="list-style-type: none"> • Sensor can be configured to meet design objective of mobile phone 	<ul style="list-style-type: none"> • Very little difference between switch sensors
Enhancements	<ul style="list-style-type: none"> • Available options include PCB assembly, narrow tail pitch, EL and LED lighting, metallic actuators, PC over silicone actuators 	<ul style="list-style-type: none"> • Very few, if any, product options
Mechanical	<ul style="list-style-type: none"> • Thickness as low as 0.012 inch (0.30 mm) • More durable input solution, and a thinner and more streamlined industrial design and device form factor 	<ul style="list-style-type: none"> • Mechanical switches wear out

A5.

ESPECIFICACIONES

Microcontrolador

PIC16F87XA



PIC16F87XA
Data Sheet

28/40/44-Pin Enhanced Flash
Microcontrollers



PIC16F87XA

28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers

Devices Included in this Data Sheet:

- PIC16F873A
- PIC16F874A
- PIC16F876A
- PIC16F877A

High-Performance RISC CPU:

- Only 35 single-word instructions to learn
- All single-cycle instructions except for program branches, which are two-cycle
- Operating speed: DC – 20 MHz clock input
DC – 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of Flash Program Memory,
Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM),
Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to other 28-pin or 40/44-pin
PIC16CXXX and PIC16FXXX microcontrollers

Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler,
can be incremented during Sleep via external
crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period
register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
 - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
 - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
 - PWM max. resolution is 10-bit
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™
(Master mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver
Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address
detection
- Parallel Slave Port (PSP) – 8 bits wide with
external \overline{RD} , \overline{WR} and \overline{CS} controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for
Brown-out Reset (BOR)

Analog Features:

- 10-bit, up to 8-channel Analog-to-Digital
Converter (A/D)
- Brown-out Reset (BOR)
- Analog Comparator module with:
 - Two analog comparators
 - Programmable on-chip voltage reference
(VREF) module
 - Programmable input multiplexing from device
inputs and internal voltage reference
 - Comparator outputs are externally accessible

Special Microcontroller Features:

- 100,000 erase/write cycle Enhanced Flash
program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM
memory typical
- Data EEPROM Retention > 40 years
- Self-reprogrammable under software control
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™)
via two pins
- Single-supply 5V In-Circuit Serial Programming
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC
oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving Sleep mode
- Selectable oscillator options
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins

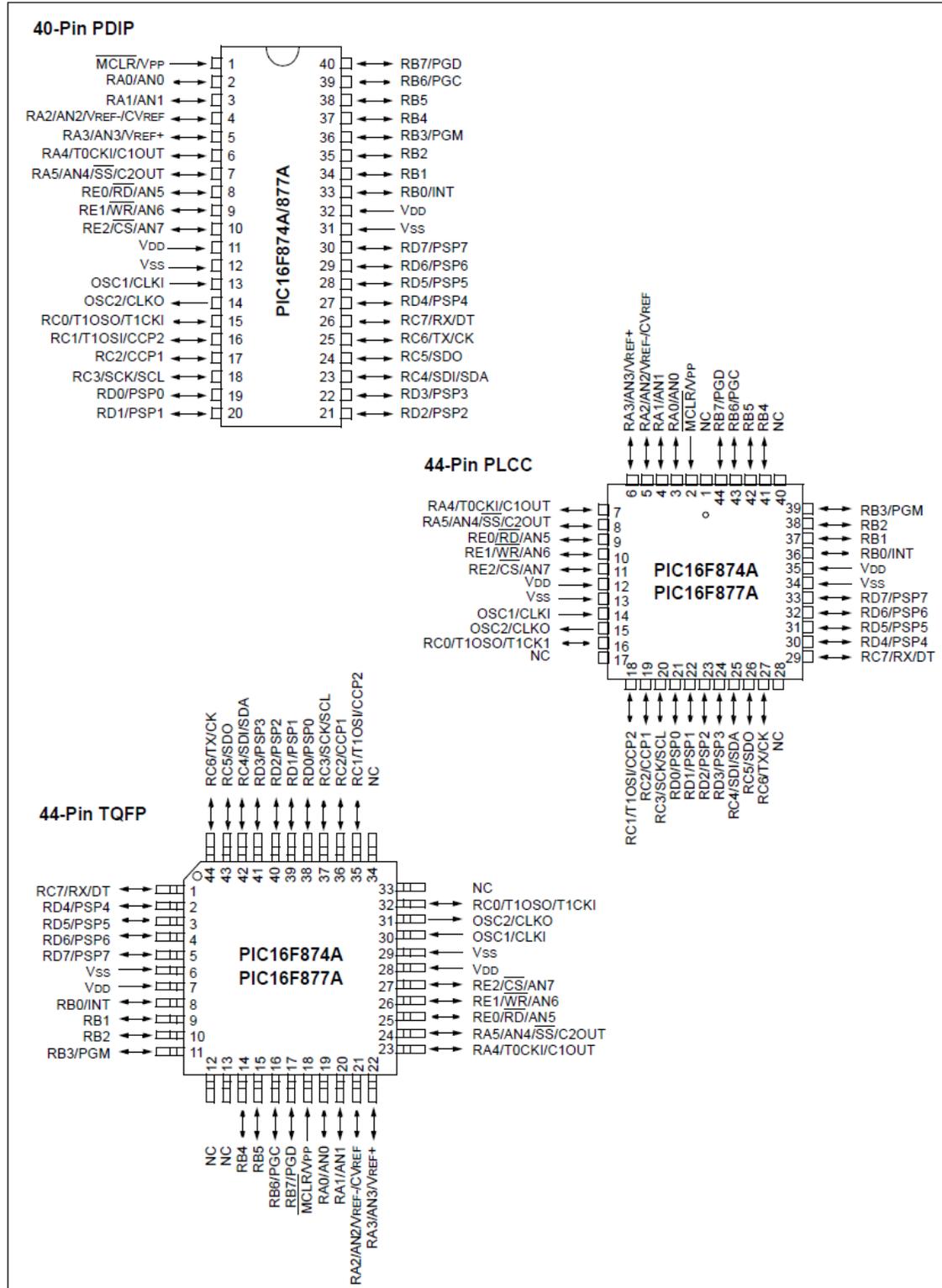
CMOS Technology:

- Low-power, high-speed Flash/EEPROM
technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range (2.0V to 5.5V)
- Commercial and Industrial temperature ranges
- Low-power consumption

Device	Program Memory		Data SRAM (Bytes)	EEPROM (Bytes)	I/O	10-bit A/D (ch)	CCP (PWM)	MSSP		USART	Timers 8/16-bit	Comparators
	Bytes	# Single Word Instructions						SPI	Master I ² C			
PIC16F873A	7.2K	4096	192	128	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F874A	7.2K	4096	192	128	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F876A	14.3K	8192	368	256	22	5	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2
PIC16F877A	14.3K	8192	368	256	33	8	2	Yes	Yes	Yes	2/1	2

PIC16F87XA

Pin Diagrams (Continued)



PIC16F87XA

1.0 DEVICE OVERVIEW

This document contains device specific information about the following devices:

- PIC16F873A
- PIC16F874A
- PIC16F876A
- PIC16F877A

PIC16F873A/876A devices are available only in 28-pin packages, while PIC16F874A/877A devices are available in 40-pin and 44-pin packages. All devices in the PIC16F87XA family share common architecture with the following differences:

- The PIC16F873A and PIC16F874A have one-half of the total on-chip memory of the PIC16F876A and PIC16F877A
- The 28-pin devices have three I/O ports, while the 40/44-pin devices have five
- The 28-pin devices have fourteen interrupts, while the 40/44-pin devices have fifteen
- The 28-pin devices have five A/D input channels, while the 40/44-pin devices have eight
- The Parallel Slave Port is implemented only on the 40/44-pin devices

The available features are summarized in Table 1-1. Block diagrams of the PIC16F873A/876A and PIC16F874A/877A devices are provided in Figure 1-1 and Figure 1-2, respectively. The pinouts for these device families are listed in Table 1-2 and Table 1-3.

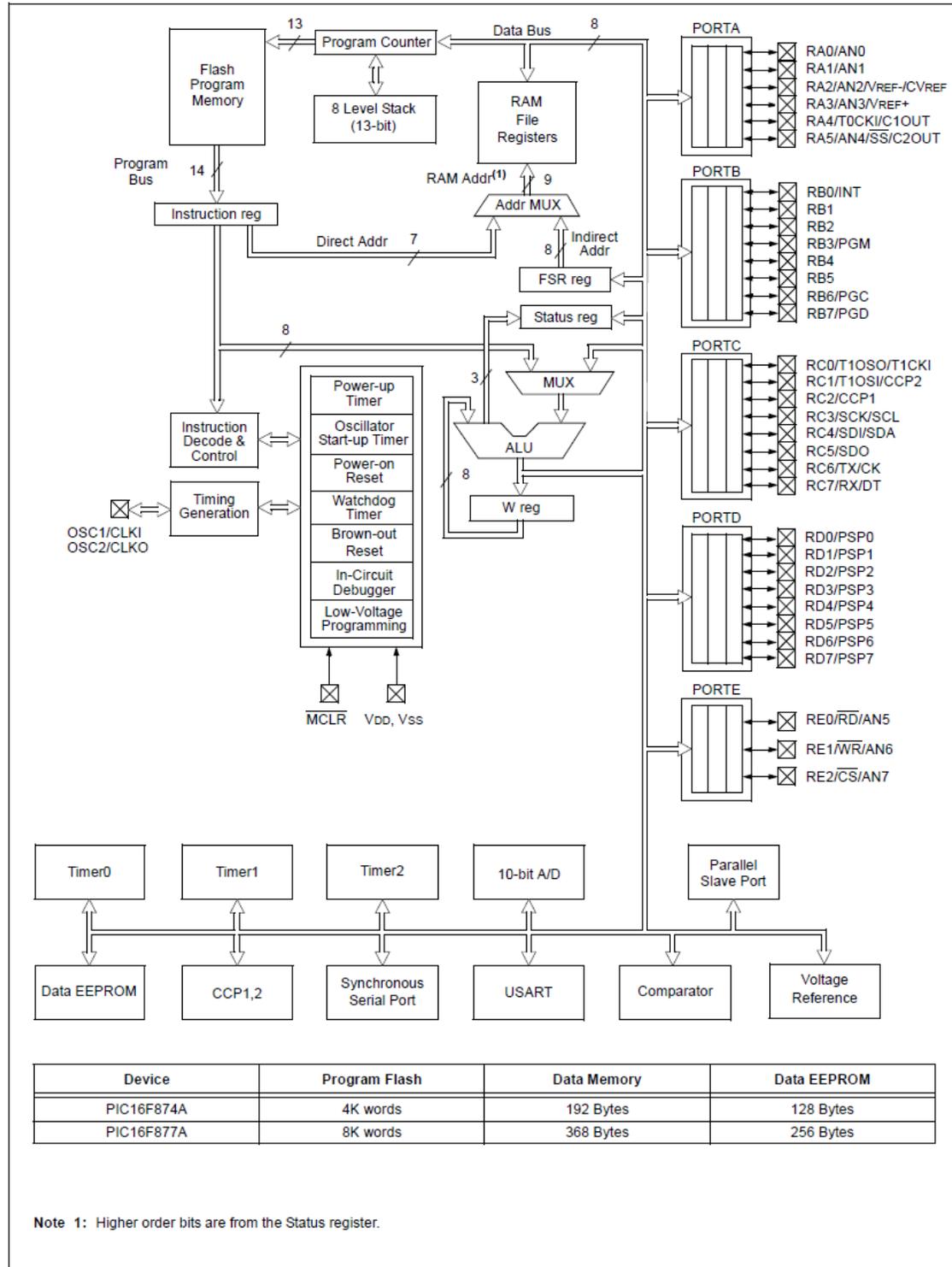
Additional information may be found in the PICmicro® Mid-Range Reference Manual (DS33023), which may be obtained from your local Microchip Sales Representative or downloaded from the Microchip web site. The Reference Manual should be considered a complementary document to this data sheet and is highly recommended reading for a better understanding of the device architecture and operation of the peripheral modules.

TABLE 1-1: PIC16F87XA DEVICE FEATURES

Key Features	PIC16F873A	PIC16F874A	PIC16F876A	PIC16F877A
Operating Frequency	DC – 20 MHz			
Resets (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)			
Flash Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory (bytes)	128	128	256	256
Interrupts	14	15	14	15
I/O Ports	Ports A, B, C	Ports A, B, C, D, E	Ports A, B, C	Ports A, B, C, D, E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Analog Comparators	2	2	2	2
Instruction Set	35 Instructions	35 Instructions	35 Instructions	35 Instructions
Packages	28-pin PDIP 28-pin SOIC 28-pin SSOP 28-pin QFN	40-pin PDIP 44-pin PLCC 44-pin TQFP 44-pin QFN	28-pin PDIP 28-pin SOIC 28-pin SSOP 28-pin QFN	40-pin PDIP 44-pin PLCC 44-pin TQFP 44-pin QFN

PIC16F87XA

FIGURE 1-2: PIC16F874A/877A BLOCK DIAGRAM



PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKI OSC1 CLKI	13	14	30	32	I I	ST/CMOS ⁽⁴⁾	Oscillator crystal or external clock input. Oscillator crystal input or external clock source input. ST buffer when configured in RC mode; otherwise CMOS. External clock source input. Always associated with pin function OSC1 (see OSC1/CLKI, OSC2/CLKO pins).
OSC2/CLKO OSC2 CLKO	14	15	31	33	O O	—	Oscillator crystal or clock output. Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in Crystal Oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKO, which has 1/4 the frequency of OSC1 and denotes the instruction cycle rate.
MCLR/VPP MCLR VPP	1	2	18	18	I P	ST	Master Clear (input) or programming voltage (output). Master Clear (Reset) input. This pin is an active low Reset to the device. Programming voltage input.
RA0/AN0 RA0 AN0	2	3	19	19	I/O I	TTL	PORTA is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Analog input 0.
RA1/AN1 RA1 AN1	3	4	20	20	I/O I	TTL	
RA2/AN2/VREF-/CVREF RA2 AN2 VREF- CVREF	4	5	21	21	I/O I I O	TTL	
RA3/AN3/VREF+ RA3 AN3 VREF+	5	6	22	22	I/O I I	TTL	
RA4/T0CKI/C1OUT RA4 T0CKI C1OUT	6	7	23	23	I/O I O	ST	
RA5/AN4/SS/C2OUT RA5 AN4 SS C2OUT	7	8	24	24	I/O I I O	TTL	

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
Note 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
Note 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RB0/INT RB0 INT	33	36	8	9	I/O I	TTL/ST ⁽¹⁾	PORTB is a bidirectional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs. Digital I/O. External interrupt.
RB1	34	37	9	10	I/O	TTL	Digital I/O.
RB2	35	38	10	11	I/O	TTL	Digital I/O.
RB3/PGM RB3 PGM	36	39	11	12	I/O I	TTL	Digital I/O. Low-voltage ICSP programming enable pin.
RB4	37	41	14	14	I/O	TTL	Digital I/O.
RB5	38	42	15	15	I/O	TTL	Digital I/O.
RB6/PGC RB6 PGC	39	43	16	16	I/O I	TTL/ST ⁽²⁾	Digital I/O. In-circuit debugger and ICSP programming clock.
RB7/PGD RB7 PGD	40	44	17	17	I/O I/O	TTL/ST ⁽²⁾	Digital I/O. In-circuit debugger and ICSP programming data.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note** 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RC0/T1OSO/T1CKI RC0 T1OSO T1CKI	15	16	32	34	I/O O I	ST	PORTC is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Timer1 oscillator output. Timer1 external clock input.
RC1/T1OSI/CCP2 RC1 T1OSI CCP2	16	18	35	35	I/O I I/O	ST	Digital I/O. Timer1 oscillator input. Capture2 input, Compare2 output, PWM2 output.
RC2/CCP1 RC2 CCP1	17	19	36	36	I/O I/O	ST	Digital I/O. Capture1 input, Compare1 output, PWM1 output.
RC3/SCK/SCL RC3 SCK SCL	18	20	37	37	I/O I/O I/O	ST	Digital I/O. Synchronous serial clock input/output for SPI mode. Synchronous serial clock input/output for I ² C mode.
RC4/SDI/SDA RC4 SDI SDA	23	25	42	42	I/O I I/O	ST	Digital I/O. SPI data in. I ² C data I/O.
RC5/SDO RC5 SDO	24	26	43	43	I/O O	ST	Digital I/O. SPI data out.
RC6/TX/CK RC6 TX CK	25	27	44	44	I/O O I/O	ST	Digital I/O. USART asynchronous transmit. USART1 synchronous clock.
RC7/RX/DT RC7 RX DT	26	29	1	1	I/O I I/O	ST	Digital I/O. USART asynchronous receive. USART synchronous data.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

- Note**
- 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
 - 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
 - 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

PIC16F87XA

TABLE 1-3: PIC16F874A/877A PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	PDIP Pin#	PLCC Pin#	TQFP Pin#	QFN Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
RD0/PSP0 RD0 PSP0	19	21	38	38	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	PORTD is a bidirectional I/O port or Parallel Slave Port when interfacing to a microprocessor bus. Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD1/PSP1 RD1 PSP1	20	22	39	39	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD2/PSP2 RD2 PSP2	21	23	40	40	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD3/PSP3 RD3 PSP3	22	24	41	41	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD4/PSP4 RD4 PSP4	27	30	2	2	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD5/PSP5 RD5 PSP5	28	31	3	3	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD6/PSP6 RD6 PSP6	29	32	4	4	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RD7/PSP7 RD7 PSP7	30	33	5	5	I/O I/O	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Parallel Slave Port data.
RE0/RD/AN5 RE0 RD AN5	8	9	25	25	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	PORTE is a bidirectional I/O port. Digital I/O. Read control for Parallel Slave Port. Analog input 5.
RE1/WR/AN6 RE1 WR AN6	9	10	26	26	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Write control for Parallel Slave Port. Analog input 6.
RE2/CS/AN7 RE2 CS AN7	10	11	27	27	I/O I I	ST/TTL ⁽³⁾	Digital I/O. Chip select control for Parallel Slave Port. Analog input 7.
V _{SS}	12, 31	13, 34	6, 29	6, 30, 31	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
V _{DD}	11, 32	12, 35	7, 28	7, 8, 28, 29	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.
NC	—	1, 17, 28, 40	12, 13, 33, 34	13	—	—	These pins are not internally connected. These pins should be left unconnected.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
 — = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
 2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
 3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC Oscillator mode and a CMOS input otherwise.

REFERENCIAS

BIBLIOGRAFÍA

- [1] FARAH SIMON, L., GARCÍA GUERRA, H. L., RODRÍGUEZ LOPEZ, R. *Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior*. Tesis Profesional, Facultad de Ingeniería, UNAM, 2006.
- [2] VIOSCA, Enrique. et.al. *Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida*. Instituto Biomecánico de Valencia. Valencia, España. 509 p.
- [3] SEYMUR, Ron. et.al. *Prothetics and Orthotics. Lower Limb ans Spinal*. Ed. Lippincott Williams and Wilkins. 1° edición, US, 2002. 485 p.
- [4] SHURR, Donald G., et. al. *Prothetics and Orthotics*. Ed. Prentice Hall, 2° edición, US, 2002. 284 p.
- [5] ULRICH, Karl T. et. al. *Product design and development*. Ed. Mc Graw Hill. 3° edición, 2004, US, 366 p.
- [6] GONZÁLEZ V., Miguel Ángel, et. al. *Amputación de extremidad inferior y discapacidad: prótesis y rehabilitación*". Ed. Masson. España, 2005. 239 p.
- [7] SERRA, Gabriel M.R. *El paciente amputado: Labor de equipo*. Ed. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona, 2002. 271 p.
- [8] ZAMBUDIO, R. *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. Ed. Elsevier. España, 2009. 360 p.
- [9] ÁVILA, Chaurand Rosalío. et.al. *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Centro universitario de arte, arquitectura y diseño, UDG. 1ª ed. Guadalajara Jalisco, México, 2001.
- [10] RUTHERFORD, Robert B. *Cirugía Vascolar*. Ed. Elsevier. 6° edición, España, 2006.
- [11] SEGARRA, Edgar E. *Fisiología de los aparatos y sistemas*. Universidad de Cuenca, Facultad de Ciencias Médicas. 1° edición, Ecuador, 2006. 458 p.
- [12] RUSO, R.; RAMOS, J.; BATISTA, O.; DEL REY, R. *Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial*. Memorias II Congreso de Ingeniería Biomédica, Mayo del 2001, La Habana, Cuba.
- [13] GÓMEZ, Luis Felipe. *Fisiología venosa*. Revista colombiana de cirugía vascular. Volumen 4 número 1, 2003.

- [14] BARONCINI, Simonetta. et. al. *Anestesia neonatal y pediátrica*. Ed. Masson, España, 2006. 463 p.
- [15] NETTER, Frank H. et. al. *Medicina interna*. Ed. Masson, 1° edición, España, 2003. 1216 p.
- [16] GUYTON, John E. *Fisiología Médica*. Ed. Masson, 11° edición, España, 2006. 1104 p.
- [17] PARRA, María Luisa M. et. al. *Procedimientos y técnicas en el paciente crítico*. Ed. Masson, España, 2003. 868 p.
- [18] ÁLVAREZ M., Luis M. et. al. *Semiología médica integral*. Universidad de Antioquia, Colombia, 2006. 640 p.
- [19] VILLACROSA, Jesús A. *Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular: Un problema multidisciplinar*. Ed. Glosa S. L., España, 2008. 596 p.
- [20] PALLÁS, R. *Sensores y acondicionadores de señal*. Ed. Marcombo. Universidad Politécnica de Cataluña, 4° edición, España, 2007. 480 p.
- [21] PALLÁS, R. *Adquisición y distribución de señales*. Ed. Marcombo. Universidad Politécnica de Cataluña, 4° edición, España, 1993. 426 p.
- [22] DUFOUR, M. *Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco*. Ed. Masson. España, 2006. 562 p.
- [23] BEER, Ferdinand. et. al. *Mecánica de materiales*. Ed. Mc Graw Hill, 4° edición, México, 2007. 788 p.
- [24] MOTT, Robert. *Resistencia de materiales aplicada*. Ed. Prentice Hall-Pearson, 3° edición, México, 1997. 654 p.
- [25] CONTRERAS LICONA, J. C. *Construcción e instrumentación de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior*. Tesis de maestría, Facultad de Ingeniería, UNAM.
- [26] MAYNÉ, Jordi. *Sensores acondicionadores y procesadores de señal*. Silica, an advanced división, 2003.
- [27] ALDRETE, H. E., SANDOVAL, F., SANTANA J. *Medidor de presión digital*. XV Congreso Nacional de Instrumentación (SOMI XV). Guadalajara, Jalisco, México. Octubre 2000.
- [28] NORDIN, Margareta. et. al. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Ed. Mc Graw Hill Interamericana. 3° edición, 2004. 485 p.

MESOGRAFÍA

Febrero de 2009

- [29] <http://www.inegi.org.mx>
- [30] <http://www.lajornadadeoriente.com.mx/2007/06/14/puebla/s1est15.php>
- [31] http://www.umm.edu/esp_ency/article/003398.htm

Marzo de 2009

- [32] <http://www.saludymedicinas.com.mx/Esquemas/E00011.html>
- [33] <http://www.biol.unlp.edu.ar/fisiologiaF/cardiovascular3.doc>
- [34] <http://www.ortoweb.com/web/prestaciones/Protesis%20miembro%20inferior.htm>

Abril de 2009

- [35] <http://www.insp.mx/rsp/articulos/articulo.php?id=000865>
- [36] <http://www.waramps.ca/nac/>
- [37] <http://www.oandp.com/>

Mayo de 2009

- [38] <http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-15.pdf>
- [39] <http://www.adampionline.com/inicio.php>