



FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA

CARRERA: INGENIERÍA MECÁNICA

TRABAJO ESTRUCTURADO DE MANERA INDEPENDIENTE

TEMA:

**ESTUDIO DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Y
DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FUNCIONALES
PARA SER APLICADO EN UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE PIE
CAÍDO**

Autor: MANUEL ALEJANDRO LASCANO FREIRE

Tutor: Ing. MAURICIO CARRILLO

Ambato – Ecuador

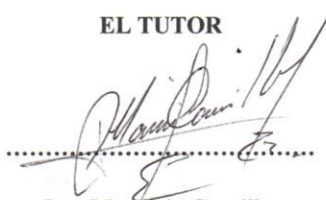
Diciembre 2012.

CERTIFICACIÓN

En mi calidad de Tutor del trabajo de investigación sobre el tema: **ESTUDIO DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Y DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FUNCIONALES PARA SER APLICADO EN UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE PIE CAÍDO**, desarrollado por el Sr. Manuel Alejandro Lascano Freire, egresado de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica de la Universidad Técnica de Ambato, considero que dicho informe investigativo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometidos a la evaluación del jurado examinador designado por el Honorable Consejo Directivo.

Ambato, Diciembre 14 del 2012.

EL TUTOR

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Mauricio Carrillo', is written over a horizontal dotted line. The signature is stylized and cursive.

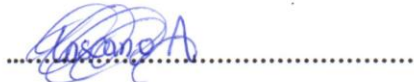
Ing. Mauricio Carrillo.

AUTORÍA DE LA TESIS

Declaro que los criterios emitidos en el trabajo de investigación: **“ESTUDIO DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Y DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FUNCIONALES PARA SER APLICADO EN UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE PIE CAÍDO”**, como también los contenidos, ideas, análisis, conclusiones y propuesta son de exclusiva responsabilidad de mi persona, como autor de este trabajo de grado.

Ambato, Diciembre 14 del 2012.

AUTOR



Egdo. Manuel Alejandro Láscano Freire.

CI. 180344098-9

DEDICATORIA

Dedico este proyecto y toda mi carrera universitaria a Dios, y a los santos de mi devoción, por ser quienes han estado a mi lado en todo momento dándome las fuerzas necesarias para continuar luchando día tras día y seguir adelante rompiendo todas las barreras que se me presenten.

A mis padres, porque creyeron en mí y porque me sacaron adelante, dándome ejemplos dignos de superación y entrega, porque en gran parte gracias a ustedes, hoy puedo ver alcanzada mi meta, ya que siempre estuvieron impulsándome en los momentos más difíciles de mi carrera, y porque el orgullo que sienten por mí, fue lo que me hizo ir hasta el final. Va por ustedes, por lo que valen, porque admiro su fortaleza y por lo que han hecho de mí.

A mis hermanos, tíos, primos, abuelos y amigos.

Gracias por haber fomentado en mí el deseo de superación y el anhelo de triunfo en la vida.

Mil palabras no bastarían para agradecerles su apoyo, su comprensión y sus consejos en los momentos difíciles.

AGRADECIMIENTO

A Dios y a la Virgen María porque han estado conmigo a cada paso que doy, cuidándome y dándome fortaleza para continuar, a mis padres, quienes a lo largo de mi vida han velado por mi bienestar y educación siendo mi apoyo en todo momento.

A mis hermanas, hermano, cuñados y sobrinos, quienes siempre estuvieron a mi lado en mis alegrías y tristezas, dándome ánimos todo el tiempo, y esa voz de aliento para seguir adelante.

A la Universidad Técnica de Ambato y en especial a la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, y a sus educadores quienes me brindaron sus conocimientos para aprender a desenvolverme en el campo profesional.

Al Ingeniero Mauricio Carrillo tutor de mi tesis por guiarme durante su desarrollo, le rindo mi eterna gratitud.

Al "Ministerio de Inclusión Económica y Social. MIES" Patronato Municipal San José de Quito, Centro de Referencia y Acogida para Personas con Discapacidad Severa y Limitaciones Graves, (Vicepresidencia de la República del Ecuador). A la licenciada Lorena Changoluisa quien fue uno de los pilares fundamentales para la realización de este proyecto, y en especial al Doctor Patricio Cazar, por haberme dado la apertura y confianza para la realización de las pruebas del equipo ortopédico en su institución.

A todos mis amigos que han estado siempre conmigo en todo momento.

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

TÍTULO	I
CERTIFICACIÓN.....	II
AUTORÍA DE LA TESIS	III
DEDICATORIA.....	IV
AGRADECIMIENTO	V
ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS	VI
ÍNDICE GENERAL DE FIGURAS.....	XII
ÍNDICE GENERAL DE TABLAS	XVI
ÍNDICE GENERAL DE GRÁFICAS.....	XVIII
GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	XIX
RESUMEN EJECUTIVO.....	XXI

B.TEXTO: INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. TEMA DE INVESTIGACIÓN	1
1.2. CONTEXTUALIZACIÓN DEL PROBLEMA	1
1.2.1. ANÁLISIS CRÍTICO	3
1.2.2. PRÓGNOSIS	3
1.2.3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	4
1.2.4. PREGUNTAS DIRECTRICES	4
1.2.5. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	4
1.2.5.1. DE CONTENIDO	4
1.2.5.2. DELIMITACIÓN ESPACIAL.....	5
1.2.5.3. DELIMITACIÓN TEMPORAL	5

1.2.5.4. DELIMITACIÓN DE CONTENIDO	5
1.3. JUSTIFICACIÓN	5
1.4. OBJETIVOS.....	6
1.4.1. OBJETIVO GENERAL.....	6
1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	6

CAPÍTULO II MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS.....	7
2.2. FUNDAMENTACIÓN FILOSÓFICA	8
2.3. CATEGORÍAS FUNDAMENTALES	8
2.3.1. SISTEMAS PROTÉSICOS, APARATOS ORTOPEDICOS- ORTÉSICOS	8
2.3.2. APARATOS DE MARCHA.....	9
2.3.4. TIPOS DE MATERIALES DE LAS ÓRTESIS.....	13
2.3.4.1. EN EL ENCAJE.....	13
2.3.4.2. FIBRA DE CARBÓN.....	15
2.3.4.3. POLIETILENO Y POLIPROPILENO.....	16
2.3.4.4. METALES	16
2.3.5. EL PIE CAÍDO	17
2.3.6. BIOMECÁNICA.....	19
2.3.6.1. BIOMECÁNICA DEL TOBILLO Y PIE	21
2.3.7. BIOMECÁNICA PARA EL CONTROL DE LAS AFO.....	24
2.3.7.1. SISTEMA DE TRES PUNTOS	24
2.3.7.2. BLOQUEO DE LA FLEXIÓN PLANTAR	25
2.3.7.3. BLOQUEO DE LA DORSIFLEXIÓN	26
2.3.7.4. ASISTENCIA A LA DORSIFLEXIÓN.....	26
2.3.8. MÚSCULOS NEUMÁTICOS.....	26
2.3.8.1. ESTRUCTURA Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO	28
2.3.8.2. APLICACIONES	30

2.3.9. MATERIALES PARA MANGUERAS INTERNAS DE LOS MÚSCULOS	32
2.3.9.1. TIPOS DE CAUCHOS SINTÉTICOS	32
2.3.9.2. TUBO DE SILICONA	33
2.3.9.3. LÁTEX DE POLÍMEROS.....	34
2.3.10. POLIESTERS	34
2.3.11. FIBRAS SINTÉTICAS	35
2.4. RED DE CATEGORÍAS FUNDAMENTALES	35
2.5. HIPÓTESIS	36
2.6. VARIABLES.....	36

CAPÍTULO III METODOLOGÍA

3.1. ENFOQUE	37
3.2. MODALIDAD BÁSICA DE LA INVESTIGACIÓN	37
3.2.1. NIVEL O TIPO DE INVESTIGACIÓN	38
3.2.1.1. EXPLORATORIO	38
3.2.1.2. DESCRIPTIVO	38
3.2.1.3. ASOCIACIÓN DE VARIABLES.....	38
3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA	38
3.3.1. POBLACIÓN O UNIVERSO.....	38
3.3.2. MUESTRA	39
3.4. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	40
3.4.1. VARIABLE INDEPENDIENTE: MÚSCULOS NEUMÁTICOS	40
3.5.1. PARA EL ESTUDIO DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS	42
3.5.1.1. FABRICACIÓN ARTESANAL DE LAS MANGUERAS DE LÁTEX	42
3.5.2. REVESTIMIENTOS DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS.....	43
3.5.3. CONSTRUCCIÓN DEL BANCO DE PRUEBAS, DE FUERZA DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS	46
3.5.4. CONSTRUCCIÓN DE LOS MODELOS DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS	46

3.5.5. ACCESORIOS, INSTRUMENTOS Y EQUIPOS QUE SE UTILIZÓ EN LA TOMA DE DATOS	47
3.6. PLAN DE RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN	50
3.6.1. DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA FUERZA QUE PRODUCEN LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS	50
3.7. PLAN DE PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN.....	53

CAPÍTULO IV
ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	54
4.1.1. PRUEBAS DE RESISTENCIA DE LOS REVESTIMIENTOS DE LOS MÚSCULOS	54
4.1.1.1. Tela mallada de poliéster, con manguera de látex que fue construida en taller.....	54
4.1.1.2. Tela de confección de ropa tipo licra con la manguera de silicón grado 3.....	55
4.1.1.3. Plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad, con manguera de silicón grado 3	57
4.1.1.4. Cilindro de elástico reforzado con hilo y manguera de látex contruida industrialmente.....	59
4.1.1.5. Manga trenzada de poliéster tipo pet (polietileno terephthalate)	59
4.1.2. Pruebas de resistencia a la presión de las mangueras.....	60
4.1.2.1. Manguera de silicón grado 3	60
4.1.2.2. Manguera de látex producida industrialmente y comercializada en el mercado local.....	62
4.1.2.3. Manguera de látex producida en taller.....	64
4.1.3. Pruebas de presión vs fuerza, ejercida por los músculos neumáticos	66
4.1.5. Pruebas de ciclos de funcionamiento los músculos neumáticos con una presión de 35 psi (2,4bar).....	69
4.1.6. Pruebas de ciclos de funcionamiento de los músculos neumáticos con una presión de 65 psi (4,5 bar)	72

4.1.7. Pruebas de ciclos de funcionamiento de los músculos neumáticos con una presión de 100 psi (6,9 bar)	75
4.2. Interpretación de datos	78
4.2.1. Resistencia a la presión de las mangueras sin recubrimiento	78
4.2.2. Ensayo de resistencia en los músculos neumáticos.....	81
4.2.2.1. Músculo neumático de manguera de silicón grado 3, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	81
4.2.2.2. Músculo neumático de manguera de látex producida industrialmente, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina	83
4.2.2.3. Músculo neumático de manguera de látex producida en taller, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina	84
4.3. VERIFICACIÓN DE LA HIPÓTESIS.....	91

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES	92
5.2. RECOMENDACIONES	94

CAPÍTULO VI

PROPUESTA

6.1. DATOS INFORMATIVOS	96
6.2. ANTECEDENTES DE LA PROPUESTA	96
6.3. JUSTIFICACIÓN	97
6.4. OBJETIVOS.....	98
6.4.1 OBJETIVO GENERAL.....	98
6.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	98
6.5. ANÁLISIS DE FACTIBILIDAD.....	98
6.6. FUNDAMENTACIÓN	99

6.6.1. MEDIDA DE LA FUNCIÓN MÚSCULO ESQUELÉTICA	99
6.6.1.1. GONIOMETRÍA	99
6.6.1.2. APARATOS E INSTRUMENTOS	99
6.6.1.3. SISTEMAS DE MEDICIÓN	101
6.6.2. TERMINOLOGÍA	102
6.6.2.1. PLANOS DEL CUERPO HUMANO	102
6.6.3. MARCHA	103
6.6.3.1. MARCHA NORMAL	103
6.6.3.2. FENÓMENOS Y FASES DE LA MARCHA	103
6.6.3.3. LA MARCHA ANORMAL	104
6.6.3.4. ANÁLISIS DE LA MARCHA ANORMAL TOBILLO	106
6.6.3.5. DEFECTOS GENÉTICOS	109
6.6.3.6. LA ANTROPOMETRÍA	109
6.6.3.7. ALTURA POPLÍTEA	110
6.6.3.8. DATOS ANTROPOMÉTRICOS	111
6.6.3.9. PERCENTILES ANTROPOMÉTRICOS	111
6.7. METODOLOGÍA. MODELO OPERATIVO	116
6.7.1. CONSTRUCCIÓN DE LA ÓRTESIS EN ALUMINIO	116
6.7.2. PRUEBAS CON EL EQUIPO ORTOPÉDICO EN EL “MINISTERIO DE INCLUSIÓN ECONÓMICA Y SOCIAL. MIES” PATRONATO MUNICIPAL SAN JOSÉ DE QUITO, EN EL CENTRO DE REFERENCIA Y ACOGIDA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD SEVERA Y LIMITACIONES GRAVES, (VICEPRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA DEL ECUADOR)	131
6.8 ADMINISTRACIÓN	137
6.9.1. PREPARACION Y PROTECCION DE LA PIEL AL COLOCAR FÉRULAS Y APARATOS DE TRACCIÓN	138
6.9.2. MANTENIMIENTO DEL EQUIPO ORTOPÉDICO	139
6.9.3. AUTOMATIZACIÓN DEL EQUIPO ORTOPÉDICO	139
MATERIALES DE REFERENCIA	140

ÍNDICE DE FIGURAS

FIG	Pág.
Fig. 2.1 órtesis dinámicas de fibra de carbono con músculos neumáticos.	12
Fig. 2.2 órtesis dinámica de polímero con cilindro neumático.	13
Fig. 2.3. El pie caído.	18
Fig. 2.4. Rotura del tendón de Aquiles, una de las causas del pie caído.	18
Fig. 2.5.- Principales ramas de la biomecánica.	19
Fig. 2.6. Huesos, ligamentos, arterias y músculos del pie.	20
Fig. 2.7. Dorsiflexión del pie.	21
Fig. 2.8. Flexión plantar.	22
Fig.2.9. Abducción.	22
Fig.2.10. Adducción.	23
Fig. 2.11. Eversión.	23
Fig. 2.12. Inversión.	24
Fig.2.13. Sistema de aplicación de fuerza de tres puntos en las órtesis .a, calcáneo; b. maléolo tibial; c, sustentaculum tali; d, zona proximal pierna (lado lateral).	24
Fig.2.14. Ángulo que forma la tibia y el suelo.	25
Fig.2.15. Músculos neumáticos.	28
Fig.2.16. Estructura de los actuadores por músculo neumático.	29
Fig.2.17. Disposición de malla de fibras en forma de rombo.	29
Fig. 2.18. a) Músculo neumático en su longitud nominal.	30
Fig. 2.19. Tubo de silicona.	33
Fig. 3.1. Mangueras de látex.	42
Fig. 3.2. Recubrimiento de tela mallada de poliéster.	43
Fig. 3.3. Recubrimiento de tela de confección de ropa tipo licra.	44
Fig. 3.4. Recubrimiento de Elástico reforzado, utilizado en la confección de fajas de seguridad.	44
Fig. 3.5. Recubrimiento de cilindro de elástico reforzado con hilo.	45
Fig. 3.6. Recubrimiento de manga trenzada de poliéster tipo PET.	45
Fig. 3.7. Banco de pruebas de los músculos neumáticos.	46

Fig. 3.8. Músculo neumático.....	47
Fig. 3.9. Calibrador pie de rey.....	47
Fig. 3.10. Flexómetro.....	47
Fig. 3.11. Cámara fotográfica.....	48
Fig. 3.12. Unidad de mantenimiento neumático o FLR.....	48
Fig. 3.13. Compresor.	48
Fig. 3.14. Tablero de pruebas en funcionamiento con el músculo.	49
Fig. 3.15. Equipos: eléctricos, electrónicos, computador, utilizados para las pruebas.	49
Fig. 3.16. Programación en Labview 7.5.....	50
Fig. 3.17. Manómetro de la unidad de mantenimiento.....	50
Fig. 3.18. Sujeción del extremo del musculo neumático, al extremo del dinamómetro.....	51
Fig. 3.19. Conexión total de accesorios en el tablero.....	51
Fig. 3.20. Medidas con el calibrador y flexómetro.....	52
Fig. 3.21. Válvula 3/2 con manómetro.....	52
Fig. 3.22. Toma de datos y medidas.....	52
Fig. 3.23. Musculo neumático despresurizándose.....	53
Fig. 4.1. Toma de medida de desplazamiento longitudinal, al revestimiento de tela mallada de poliéster con una presión de 25 psi, y diámetro de 25mm.	54
Fig. 4.2. Toma de medida de desplazamiento longitudinal, al revestimiento de tela mallada de poliéster con una presión de 30 psi, y diámetro de 45 mm.	55
Fig. 4.3. Ruptura del revestimiento de tela mallada de poliéster.....	55
Fig. 4.4. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 30 psi, y con un diámetro de 20mm.....	56
Fig. 4.5. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 50 psi, y con un diámetro de 20mm.....	56
Fig. 4.6. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 70 psi, y con un diámetro de 20mm.....	57
Fig. 4.7. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 30 psi, y con un diámetro de 20mm.....	57
Fig. 4.8. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 50 psi, y con un diámetro de 20mm.....	58

Fig. 4.9. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 70 psi, y con un diámetro de 20mm.	58
Fig. 4.10. Prueba del revestimiento de elástico reforzado con hilo una presión de 20 psi.....	59
Fig. 4.11. Prueba del revestimiento de elástico reforzado con hilo una presión de 30 psi.....	59
Fig. 4.12. Manga trenzada de poliéster tipo PET.	60
Fig. 4.13. Ruptura de la manguera de silicón grado 3.....	60
Fig. 4.14. Prueba de resistencia a la presión en la manguera de látex producida industrialmente, sin recubrimiento.	62
Fig. 4.15. Mangueras de látex construidas en taller.	64
Fig.6.1. Dos ejemplos de goniómetros universales empleados habitualmente por el clínico.....	100
Fig.6.2. Sistema goniométrico de círculo completo o sistema de 360°, aplicado a varias articulaciones del cuerpo, que muestra la localización de la posición del grado cero (0°).....	101
Fig. 6.3. Planos del cuerpo humano.....	102
Fig. 6.4. Fases de la marcha normal.	104
Fig. 6.5. Marcha en “Estepage”.....	108
Fig. 6.6. Altura poplítea	110
Fig. 6.7. Molde de pierna en madera, estandarizado.	116
Fig. 6.8. Yeso quirúrgico en rollos.	116
Fig. 6.9. Rollo de película de plástico para embalar.....	117
Fig. 6.10. Molde de madera embalado con película de plástico.	117
Fig. 6.11. Cortes de las vendas de yeso para cubrir el molde.	118
Fig. 6.12. Primera capa de yeso en el molde.....	119
Fig. 6.13. Molde completamente cubierto con las bandas de yeso.	119
Fig. 6.14. Secado del molde de yeso.	120
Fig. 6.15. Molde de órtesis en plastilina.	120
Fig. 6.16. Trazado de líneas en el molde para el corte de la órtesis.	120
Fig. 6.17. Corte del molde de la férula en el yeso.	121
Fig. 6.18. Pulida del molde de la férula de yeso.	122
Fig. 6.19. Molde de la férula de yeso en dos partes.	122

Fig. 6.20. Férula moldeada en arena.....	123
Fig. 6.21. Fundición del aluminio.	124
Fig. 6.22. Colado del aluminio líquido en moldes.	124
Fig. 6.23. Desmoldado de la fundición de la férula.....	125
Fig. 6.24. Rectificado de la férula de aluminio.	125
Fig. 6.25. Pulido total de la férula de aluminio.	126
Fig. 6.26. Construcción de las diferentes partes constitutivas del equipo ortopédico.....	128
Fig. 6.27. Perforaciones y roscados en la férula.....	129
Fig. 6.28. Primer ensamble de las partes constitutivas del equipo ortopédico...	129
Fig. 6.29. Recubrimiento de látex de la férula y plantilla del equipo.....	130
Fig. 6.30. Ensamble total de partes constitutivas del equipo ortopédico.....	131
Fig. 6.31. Patronato municipal san José de Quito.	132
Fig. 6.32 Tratamiento terapéutico de pie caído a un paciente de la forma tradicional.....	132
Fig. 6.33. Paciente con secuela de hemiplejia por traumatismo, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.	133
Fig. 6.34 Paciente parapléjica, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.....	134
Fig. 6.35. Paciente con ligera movilidad en su hemilado izquierdo, con secuela de pie caído, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.....	134
Fig. 6.36. Paciente con paraplejia, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.	135
Fig. 6.37. Paciente en rehabilitación después de una intervención quirúrgica en el pie, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.	135
Fig. 6.38. Paciente con hemiplejia izquierda con secuela de pie caído, PCI (parálisis cerebral infantil), realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.....	136

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA	Pág.
Tabla 3.1 muestra	39
Tabla 4.1 prueba de resistencia de presión en la manguera de silicón grado 3, sin recubrimiento	61
Tabla 4.2 prueba de resistencia de presión en la manguera de látex producida industrialmente, sin recubrimiento	63
Tabla 4.3 prueba de resistencia de presión en la manguera de látex producida en taller, sin recubrimiento	65
Tabla 4.4 prueba de resistencia, presión vs fuerza del músculo neumático de manguera de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina	66
Tabla 4.5 prueba de resistencia, presión vs fuerza del músculo neumático de manguera de látex industrial y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina	67
Tabla 4.6 prueba de resistencia, presión vs fuerza del músculo neumático de manguera de látex producida en taller, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina	68
Tabla 4.7 prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con tubo de silicón grado 3 recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	69
Tabla 4.8. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex producido industrialmente, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	70
Tabla 4.9. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	71
Tabla 4.10. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con tubo de silicón grado 3 recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	72
Tabla 4.11. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex producido industrialmente recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	73
Tabla 4.12. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina	74
Tabla 4.13. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de silicón grado 3 recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina ..	75

Tabla 4.14. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex producido industrialmente recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	76
Tabla 4.15. Prueba de ciclos de funcionamiento del músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	77
Tabla 4.16. Valores de comparación de resistencia de las mangueras.....	80
Tabla 4.17. Valores de comparación de presión vs fuerza entre los músculos neumáticos.....	86
Tabla 4.18. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 2,4 bares ó 35 psi.....	88
Tabla 4.19. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 4,5 bares ó 65 psi.....	89
Tabla 4.20. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 6,9 bares ó 100 psi.....	90
Tabla 6.1. Altura de rodilla.....	112
Tabla 6.2. Altura poplíteo.....	113
Tabla 6.3. Dimensiones del cuerpo.....	114
Tabla 6.4. Dimensiones de cabeza, cara, mano y pie.....	115
Tabla 6.5 Costos directos.....	137
Tabla 6.6 Costos indirectos.....	138
Tabla 6.7 Costo total.....	138

ÍNDICE DE GRÁFICAS

GRÁFICAS	Pág.
Gráfica 4.1. Ruptura manguera de silicón grado 3.....	78
Gráfica 4.2. Ruptura manguera de látex industrial.....	79
Gráfica 4.3. Ruptura manguera de látex producida en taller.....	79
Gráfica 4.4 Comparación gráfica de la resistencia a la presión entre las mangueras.	80
Gráfica 4.5. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	81
Gráfica 4.6. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	82
Gráfica 4.7. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	82
Gráfica 4.8. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de látex producido industrialmente.....	83
Gráfica 4.9. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de látex producido industrialmente y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	83
Gráfica 4.10. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo látex producido industrialmente.....	84
Gráfica 4.11. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de látex producido artesanalmente, remache máquina.....	85
Gráfica 4.12. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de látex producido artesanalmente y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	85
Gráfica 4.13. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo látex producido artesanalmente, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.....	86
Gráfica 4.14. Comparación de curvas de presión Vs fuerza entre los músculos neumáticos.....	87

GLOSARIO DE TÉRMINOS

- **Desaxaciones:** Pérdida del eje normal de un movimiento.
- **FO.** Órtesis de pie.
- **AFO.** Órtesis de tobillo y pie.
- **KAFO.** Órtesis de rodilla, tobillo y pie.
- **HKAFO.** Órtesis de control de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y pie.
- **RGO.** Reciprocating Gait Orthoses. Órtesis reciprocadoras de marcha.
- **Goniómetro:** instrumento para medir ángulos.
- **Osificación:** Transformación en hueso o adquisición de consistencia ósea por parte de un tejido orgánico.
- **Plano sagital:** plano vertical anteroposterior a través del eje longitudinal del tronco, divide al cuerpo en dos mitades, derecha e izquierda.
- **Plano frontal o coronal:** cualquier plano vertical en ángulo recto con el plano sagital, divide al cuerpo en dos porciones, dorsal y ventral.
- **Plano horizontal o transverso:** cualquier plano que atravesase al cuerpo y sea paralelo al horizonte.
- **Flexión:** movimiento de una articulación de tal manera que los dos segmentos adyacentes se acerquen el uno al otro y que disminuya el ángulo de la articulación.

- **Extensión:** movimiento de una articulación de tal manera que los dos segmentos adyacentes se alejen y que aumente el ángulo de la articulación.
- **Rotación:** giro o movimiento de una parte alrededor de su eje.
- **Inversión:** giro hacia adentro; girar la planta del pie de manera que tienda a mirar hacia la línea media.
- **Eversión:** giro hacia afuera; girar la planta del pie de manera que tienda a mirar lateralmente.
- **Abducción:** movimiento de una articulación de tal manera que un segmento se mueva lateralmente alejándose de la línea media.
- **Aducción:** movimiento de una articulación de tal manera que un segmento se mueva medialmente acercándose a la línea media.
- **Dorsiflexión:** flexión del pie hacia la pierna de tal manera que disminuya el ángulo entre el dorso del pie y la pierna.
- **Flexión plantar:** flexión del pie en la dirección de la planta de tal manera que aumente el ángulo entre el dorso del pie y la pierna.
- **Palanca Anatómica:** Es en un principio un hueso que se acopla a partir de una articulación en un movimiento angular o giratorio, cuando el músculo unido a él se contrae aplicándole fuerza de tracción, dado que los músculos son incapaces de empujar por su característica flexibilidad.
- **Paresias:** Disminución de fuerza de uno o más grupos musculares. Es un grado menor de parálisis.

RESUMEN EJECUTIVO

Para la recolección de datos se elaboró un banco de pruebas, donde se realizaron ensayos de fuerza, contracción longitudinal, ensanchamiento de la sección transversal.

En este proyecto de investigación se presenta el estudio de músculos neumáticos, es así como se llegó a determinar el material más óptimo, para la construcción del mismo, que en base a los datos obtenidos es el músculo construido de manguera de látex producido industrialmente con recubrimiento de manga trenzada de poliéster.

Además se construyó el prototipo de una órtesis dinámica de pie caído, para la cual se le sacaron moldes en yeso a una pierna de madera estandarizada, de y luego se la moldeó en arena para posteriormente fundirla en aluminio. Obteniendo así el prototipo donde se instalaron dos músculos neumáticos para la verificación del movimiento de dorsiflexión que debe tener el equipo.

El prototipo es capaz de producir movimientos de dorsiflexión del pie, por medio de dos músculos neumáticos. Siendo así que el equipo ortopédico cuenta con regulaciones angulares que están en una diferencia de 5° hasta los 35°. Además que también tiene una holgura para el desplazamiento longitudinal de 50 mm.

CAPÍTULO I

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. TEMA DE INVESTIGACIÓN

“ESTUDIO DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Y DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FUNCIONALES PARA SER APLICADO EN UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE PIE CAÍDO”

1.2. CONTEXTUALIZACIÓN DEL PROBLEMA

Cada día la ciencia y la tecnología avanzan esto obliga a que existan productos cada vez más prácticos y novedosos. A través del tiempo, el hombre ha intentado descifrar el funcionamiento de todo lo que lo rodea incluido su propio cuerpo.

Actualmente, gracias a los avances tecnológicos, han sido desarrollados inmensidad de dispositivos mecánicos capaces de desempeñar alguna función específica del cuerpo humano. Tanto que los investigadores pueden usar un esqueleto humano con músculos de aire conectados al esqueleto, en las ubicaciones de los músculos biológicos para estudiar biomecánica y las propiedades neurales de los músculos biológicos.

Uno de estos avances tecnológicos son las órtesis dinámicas de pie caído que ya se los está utilizando de una manera beneficiosa en los pacientes que adolecen del politraumatismo de pie caído.

Pese a que en países desarrollados de Europa y Estados Unidos esto no es una novedad por la gran variedad de estudios e investigaciones realizados. Ya que en estos países el avance tecnológico se acrecienta de una manera muy rápida por la exigencia misma que ellos la requieren.

En Europa específicamente en España tenemos entre los principales centros de estudios y de fabricación que se dedican a elaborar esta clase de equipos de rehabilitación son:

- Sociedad Española de Fisioterapia en pediatría. SEFIP.
- Teflex.
- Efmo.

En Norte América específicamente en los Estados Unidos tenemos entre los principales centros de estudios y de fabricación que se dedican a elaborar esta clase de equipos de rehabilitación son:

- Orthopedic Surgery Service, Department of Orthopedics and Rehabilitation, San Antonio Military Medical Center, San Antonio, TX.
- Prosthetics and Orthotics Service, Center for the Intrepid, San Antonio.
- Military Performance Laboratory, Center for the Intrepid, San Antonio Military Medical Center, San Antonio, TX.
- United States Army Institute of Surgical research, San Antonio Military Medical Center, San Antonio, TX. Entre otros.

En Centro y Sur América los países que más se dedican a esta clase de estudios y fabricación de esta clase de equipos de rehabilitación son:

- Universidad de Antofagasta Facultad de Ciencias de la Salud. Carrera de Kinesiología. Antofagasta Chile.
- Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Concepción, multidisciplinariedad en la enseñanza de la Ingeniería Mecánica: el estudio

de la biomecánica del cuerpo humano. Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad de Concepción. Concepción Chile.

- Fundación Universitaria Manuela Beltrán. Umbral científico. Material sustituto al Orthoplast para la fabricación de férulas dinámicas. Bogotá, Colombia.

A nivel nacional son muy pocas las empresas inmersas en este mercado, pero solo en lo que se refiere a la comercialización ya que se trata de un producto que recién se está dando a conocer en nuestro medio. El más reconocido en nuestro país que se dedica a la construcción de órtesis es el de los talleres Hermano Miguel en Quito.

1.2.1. ANÁLISIS CRÍTICO

El presente trabajo investigativo nos dará a conocer criterios válidos sobre la necesidad de la utilidad de nuevos dispositivos más eficientes en la automatización de máquinas, así como también estos dispositivos pueden ser utilizados en la rehabilitación física o bien en la construcción de órtesis dinámicas. De igual forma está orientado a facilitar la vida de muchas personas ya que por medio de estas órtesis podemos dar una mejor calidad de vida a personas que han sufrido alguna clase de discapacidad. También podemos llegar a dar movimiento de una manera más sencilla algún dispositivo o maquinaria mecánica. Y la posibilidad de generar nuevas oportunidades de trabajo.

En tanto que en el laboratorio de Energía de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica, se ve en la necesidad de implementar nuevas herramientas didácticas para el mejor desarrollo de las materias y lo que es más importante el dar a conocer nuevas tecnologías que nos servirán para el enriquecimiento intelectual de los alumnos.

1.2.2. PRÓGNOSIS

De no llevarse a cabo el presente estudio, se desconocería el efecto que produce los diferentes materiales utilizados en la construcción del músculo neumático y su influencia en cuanto al funcionamiento del mismo.

1.2.3. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Con el estudio de los músculos neumáticos obtendremos un modelo que servirá para la implementación en la órtesis dinámica de pie caído, que dará una forma más práctica de realizar el movimiento de flexión dorsal que se necesita?

1.2.4. PREGUNTAS DIRECTRICES

- ¿Mediante la variación de parámetros físicos en los músculos neumáticos, se podrá inferir en los resultados sobre su funcionamiento?
- ¿Utilizando diferentes materiales para la construcción de los músculos se podrá verificar la contracción en cada uno de ellos?
- ¿El tamaño y diámetro del músculo influirá en cuanto a su funcionamiento?

1.2.5. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.2.5.1. DE CONTENIDO

Tema: Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una órtesis dinámica de pie caído.

Aspecto: Comprobativo, en cuanto a parámetros de construcción del músculo y su incidencia en la eficiencia de funcionamiento.

Campo: Ingeniería Mecánica.

1.2.5.2. DELIMITACIÓN ESPACIAL

Los trabajos de construcción de los músculos neumáticos y banco de pruebas se los llevarán en el taller de la Mecánica LASCANO en la ciudad de Ambato. Lo correspondiente a las pruebas y parte experimental en el laboratorio de Energía de la FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL Y MECÁNICA y la recolección bibliográfica en la biblioteca de la misma institución.

1.2.5.3. DELIMITACIÓN TEMPORAL

Se realiza entre los meses de Febrero del 2012 a Noviembre del 2012.

1.2.5.4. DELIMITACIÓN DE CONTENIDO

Las materias que serán necesarias para el estudio del tema de investigación son las siguientes: Sistemas neumáticos, Mecánica de fluidos, Transferencia de calor, Ingeniería de Materiales, Diseño de Elementos Mecánicos y Proyectos Industriales.

1.3. JUSTIFICACIÓN

El interés de este estudio está básicamente enfocado en la uso de diferentes materiales en la construcción de los músculos neumáticos y de esta forma poder determinar sus parámetros de funcionamiento óptimos que nos servirán para obtener resultados , los cuales nos darán una idea más clara de su funcionamiento y que nos servirán para poder utilizarlos en alguna determinada función.

La importancia de poder implementar estos dispositivos neumáticos en una órtesis dinámica de pie caído es con la finalidad de obtener una nueva forma de dar el movimiento necesario de funcionamiento requerido en la órtesis. Y de esta forma tener una manera más cómoda en la rehabilitación.

Este proyecto en tanto a su originalidad está muy bien enfocado ya que en el mercado podemos conseguir órtesis dinámicas pero su movimiento no es autónomo, depende del movimiento del pie y tobillo, por lo tanto el equipo que se propone va a tener un movimiento autónomo y su fuente de fuerza será el aire comprimido. En tanto que la factibilidad para la construcción de los músculos neumáticos no tiene mayor problema por que se utilizará los materiales que se encuentran en el mercado local y nacional.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. OBJETIVO GENERAL

- Estudiar los músculos neumáticos y determinar los parámetros funcionales para ser aplicado en una órtesis dinámica de pie caído.

1.4.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Investigar los tipos de órtesis de pie caído, mediante recopilación bibliográfica.
- Seleccionar el material adecuado para la construcción de los músculos neumáticos, realizando pruebas de laboratorio.
- Realizar pruebas de funcionamiento en los músculos neumáticos previamente fabricados en taller.
- Realizar pruebas de ciclos de repeticiones de funcionamiento en los músculos neumáticos.
- Proponer una alternativa de solución en lo que se refiere al movimiento de la órtesis dinámica de pie caído, por medio de la adaptación de los músculos neumáticos en el equipo.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

El avance en el diseño de las órtesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.

La primera órtesis activa controlable se desarrolló en 1942 y consistía en un dispositivo accionado hidráulicamente para asistir el movimiento en caderas y rodillas. En la década del 70 en la Universidad de Belgrado (Europa), se presentó el primer exoesqueleto para ayudar a personas parapléjicas. Estos primeros prototipos tuvieron poco éxito por estar limitados a movimientos predefinidos.

Actualmente, los sistemas ortésicos en general, utilizan patrones predefinidos de movimientos y momentos en las articulaciones, con técnicas de control clásicas o basadas en la actividad eléctrica muscular, en un intento por integrar el sistema músculo-esquelético humano y la órtesis. Tal es el caso de algunas órtesis y exoesqueletos diseñados para rehabilitación de sujetos con discapacidad severa (parapléjicos, cuadripléjicos y similares).

En el año de 2008 en CENIDET, los Maestros en Ciencias Francisco Aguilar y Román Ruiz, presentaron su tesis titulada “Diseño y Construcción de un Dedo de Cuatro Grados de Libertad. Conformado por Músculos Neumáticos Antagonistas”. En este proyecto de investigación se presenta un prototipo capaz de reproducir movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción, de forma análoga a los movimientos que realiza un dedo de la mano humana. El dedo mecánico es actuado por 8 músculos neumáticos en un arreglo antagonista para

cada uno de sus cuatro GDL (grados de libertad), y utiliza sensores para su control.

2.2. FUNDAMENTACIÓN FILOSÓFICA

Con el desarrollo del presente trabajo investigativo se va a dar a conocer sobre lo que es un músculo neumático y su funcionamiento, además podremos conocer que tan funcional es este dispositivo en la adaptación de una órtesis dinámica de pie caído.

2.3. CATEGORÍAS FUNDAMENTALES

2.3.1. SISTEMAS PROTÉSICOS, APARATOS ORTOPEDICOS-ORTÉSICOS

Con este nombre se designa a una serie de aditamentos mecánicos fabricados para prevenir, tratar o corregir las deformaciones o disfunciones músculo-esqueléticas.

El término órtesis tiene el mismo origen etimológico que ortopedia (orthos: recto, paidos: niño) y es parte de ella. Es una estructura sólida utilizada frecuentemente en la práctica médica desde hace muchos años, aplicada a un segmento corporal afectado, adyacente o alrededor de él, para darle soporte, recuperar o suplir la función del miembro o segmento. Toda prótesis artificial activa necesita una fuente de energía de donde tomar su fuerza; un sistema de transmisión de esta fuerza; y un sistema de mando o acción. En la elección de las prótesis a utilizar desempeña un papel trascendental el nivel de amputación o el tipo de displasia de que se trate. Entre las prótesis más importantes tenemos:

- Prótesis mecánicas.

- Prótesis eléctricas.

- Prótesis neumáticas.

- Prótesis mioeléctricas.

- Robótica y prótesis inteligentes.

- Prótesis híbridas.

2.3.2. APARATOS DE MARCHA

Durante muchas décadas, las órtesis han sido aparatos que sólo se han utilizado para colocar rectas las extremidades y la columna, pero desde hace un tiempo han comenzado a utilizarse con objetivos preventivos de las deformidades, como ocurre en los traumatismos craneoencefálicos (TCE).

El problema principal que existe con la aplicación y uso de las órtesis es que deben ser fabricadas a medida, y no existen estándares adecuados, especialmente en nuestro medio, por falta de formación específica de los técnicos ortoprotésicos.

Las órtesis son más efectivas y beneficiosas si los objetivos funcionales por las que se colocan están perfectamente definidos y son asumidos por la totalidad del equipo, porque el tipo de órtesis depende de las necesidades biomecánicas y de los objetivos funcionales para cada individuo.¹

La prescripción ortésica debe reunir una serie de indicaciones, como ocurre con las indicaciones farmacéuticas, y deben incluir el nombre y apellidos del usuario, diagnóstico, descripción y diseño de la misma, objetivo de uso y forma de aplicación. La terminología de las órtesis no se ha desarrollado suficientemente en lengua española, por lo que muchas siguen denominándose con nombre propio,

¹ Yamane A. Lower limb orthosis and rehabilitation. En: Spinal Cord Medicine. Principles and Practice. Lin VW ed. Demos Medical.

cuando lo correcto es agruparlas como parte de grupos terapéuticos. Actualmente se utiliza la terminología que se estandarizó a partir de 1970 en EE.UU.²

Porque hasta ese momento eran identificadas por nombres propios o epónimos (epónimo es un nombre propio de un médico que fue quien describió o descubrió una enfermedad); derivados de su lugar de origen o desarrollo. Hay varios ejemplos de esta situación como: Klenzack, Scottish Rite, etc. Pero el problema es que no identificaban claramente los objetivos terapéuticos.

Se definieron a partir de entonces las órtesis como un aparato médico aplicado en o alrededor de un segmento corporal, que reduce deficiencias o alteraciones funcionales. Es decir, las órtesis suplen funciones.

La “*Task Force*” recomendó utilizar las articulaciones mayores como elemento de definición de las órtesis. De forma que combinando las iniciales de las letras de las articulaciones se crean los acrónimos (usual bautizar enfermedades, síndromes, signos, instrumentos, partes anatómicas y pruebas clínicas con los nombres de sus descubridores o inventores). Por ejemplo, las órtesis largas de la extremidad inferior, que abarcan desde la rodilla (knee) hasta el tobillo (ankle) y el pie (foot), se denominará KAFO, que corresponde a “*Knee-Ankle-Foot- Orthosis*”.

Hoy, la *American Academy of Orthopedic Surgeons*, el *Committee on Prosthetics-Orthotics Education* de la *National Academy of Sciences* y la *American Orthotics and Prosthetics* denominan a las órtesis según los siguientes acrónimos:

- FO. Órtesis de pie. Son órtesis para controlar el pie y la articulación subastragalina.
- AFO. Órtesis de tobillo y pie. Son órtesis que sirven para controlar el pie y la articulación del tobillo y de forma indirecta la rodilla.

² Cary JM, Lusskinn R, Thompson RG. Prescription principles. En: Atlas of Orthotics: Biomechanical principles and applications. St Louis. CV Mosby. 1975.

- KAFO. Órtesis de rodilla, tobillo y pie. Son órtesis para el control del pie y las articulaciones de tobillo y rodilla.
- HKAFO. Órtesis de control de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y pie.
- RGO. Reciprocating Gait Orthoses. Órtesis reciprocadoras de marcha.

Un elemento importante en la terminología se refiere a los sistemas de control de las articulaciones, que son los elementos que se interponen en las mismas, para dar funcionalidad al sistema. Pueden actuar de diferentes formas, libres cuando no controlan el movimiento, asistidas cuando ayudan al movimiento, con movimiento restringido o fijas. En la prescripción debe indicarse qué tipo de articulación se coloca, y si es restringida debe especificarse en qué rango articular se produce la limitación del movimiento.

2.3.3. ÓRTESIS DINÁMICAS DE PIE CAÍDO

Para las extremidades inferiores existen órtesis llamadas AFO (Ankle Foot Orthosis), cuya función se limita normalmente a la corrección del ángulo entre pie y pierna durante el ciclo de marcha para evitar la flexión plantar excesiva, que es una de las causas de la marcha patológica del “pie equino”. Otro tipo de órtesis son las KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis), que además de la parte del tobillo incluyen la articulación de la rodilla. Las KAFO están dirigidas a pacientes con niveles de disfunción en las marchas más graves, incluyendo ausencia parcial de control muscular. Una variante de las órtesis de rodilla-tobillo son las llamadas SCKAFO (Stance-Control Knee Ankle Foot Orthosis), cuya característica más relevante es que permiten el libre movimiento de la rodilla durante la fase de balanceo, pero ofrecen resistencia a la flexión durante la fase de apoyo. Este sistema está indicado para individuos con debilidad en el músculo cuádriceps.

Estos modelos de órtesis pueden ser elementos pasivos destinados al soporte de partes del cuerpo debilitadas o incluso paralizadas, o dispositivos activos que contengan sistemas motorizados para asistir el movimiento de la extremidad.

Existen diversos sistemas de actuación, variando desde actuadores eléctricos lineales y rotativos, hasta la implementación de músculos neumáticos artificiales.

Función principal:

- Controlar la alineación, movimientos de pie y tobillo.
- Soporte para arcos longitudinales del pie.



Fig. 2.1 órtesis dinámicas de fibra de carbono con músculos neumáticos.

Fuente:http://www-personal.umich.edu/~ferrisdg/Gordon_et_al,JB.pdf.

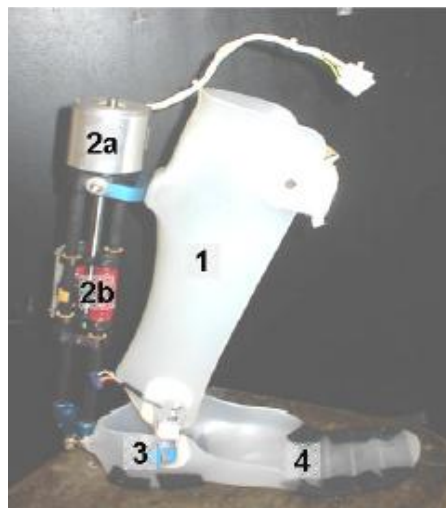


Fig. 2.2 órtesis dinámica de polímero con cilindro neumático.

Fuente:<http://www.ee.cityu.edu.hk/~rtbrad/muscles%20riupeec%202006.pdf>

Las principales anomalías de la marcha en las que pueden utilizarse las AFO son:³

- Inadecuada dorsiflexión en la oscilación de la extremidad.
- Inadecuada dorsiflexión durante la fase de apoyo.
- Inestabilidad medio lateral del tobillo y el pie.
- Inestabilidad de la tibia durante la fase de apoyo.

2.3.4. TIPOS DE MATERIALES DE LAS ÓRTESIS

Existen una gran cantidad de materiales que pueden ser utilizados en un miembro protésico, las órtesis cuentan con diferentes componentes que a su vez están diseñados y construidos con una gran variedad de materiales. Es de suma importancia, en el diseño, el tipo de material usado ya que este determina el peso y el confort que tendrá el amputado, o lesionado con su órtesis.

A continuación se describen los materiales más usados en los diferentes componentes de una órtesis.

2.3.4.1. EN EL ENCAJE

Como todos los componentes ortésicos, existe una gran variedad de encajes fabricados con diferentes materiales. El material de fabricación depende de lo que el paciente requiera. El encaje es la parte que conecta al cuerpo con la órtesis y es el único componente que tiene contacto directo con el cuerpo. Dentro de la variedad de materiales que se utilizan en la fabricación de encajes, se encuentran los siguientes.

³ Waters ROL. Ganland DE. Montgomery J. Orthotic prescription for stroke and head injury. En: AAOS. Atlas of Orthotics. St. Louis. CV Mosby.

a. SILICÓN

Este material es conocido como elastómero, tiene la propiedad de deformarse elásticamente, esto quiere decir, que cuando una fuerza es aplicada a estos materiales, se deforman, pero cuando la fuerza es retirada vuelven a su forma original. Las propiedades de este material se obtienen debido a que su estructura molecular presenta enlaces cruzados pequeños, que a su vez se forman a elevadas temperaturas.

b. POLÍMEROS

Los polímeros plásticos laminados se usan en gran medida en los encajes, el plástico líquido se mezcla con un catalizador que satura los materiales de refuerzo que se han aplicado al molde del muñón. Los polímeros más usados en la protésica son el epoxy, poliéster y acrílico. Su principal ventaja es que permiten al ortesista controlar muchos factores importantes como por ejemplo: resistencia, rigidez y espesor del producto final. De esta forma el encaje puede ser diseñado de manera que en algunas áreas específicas sea fuerte y grueso y en otras sea relativamente delgado y liviano.

Una de sus desventajas es que la lámina de polímero no puede, o es muy difícil que sea remodelada, es decir, que si un área del encaje incomoda al paciente es muy difícil mejorarla.

c. TEXTILES DE REFUERZO

Estos textiles se usan en la laminación de polímeros para dar la resistencia o fuerza necesaria al encaje. Algunos de éstos materiales usados son: la fibra de carbón, fibra de vidrio, nylon, etc.

Estos materiales tienen sus ventajas y desventajas. Por ejemplo, la fibra de carbón es muy eficiente para diseñar encajes livianos, resistentes y delgados, sin

embargo, es muy difícil cambiar su forma una vez que se hizo la lámina, por lo que no se podrán hacer ajustes, otra desventaja es que, aunque es muy resistente, si se dobla demasiado se puede romper.

2.3.4.2. FIBRA DE CARBÓN

Es un material de la familia de los polímeros, compuesto de una matriz de material llamada fase dispersante que da forma a la pieza a base de fibras, en este caso el material de la matriz es obviamente carbón. Es un material de elevado costo, muy ligero y propiedades mecánicas elevadas.

Como se trata de un material compuesto, por lo general se utilizan polímeros termoestables como base, por ejemplo el epoxy, el poliéster. Algunas de sus propiedades son:

- Elevada resistencia mecánica.
- Baja densidad, comparándolo con otros materiales como el acero.
- Elevado precio de producción.
- Gran capacidad de aislamiento térmico.

2.3.4.3. POLIETILENO Y POLIPROPILENO

Estos materiales son conocidos como termoplásticos, a temperatura ambiente son materiales muy rígidos, pero cuando se calientan a temperaturas elevadas se pueden moldear muy fácilmente, ya que en su estructura molecular, sus cadenas se debilitan con la temperatura. El polipropileno (PP) al igual que el polietileno (PE) es un plástico sumamente rígido que se utiliza para fabricar estructuras de conexión y de soporte. El PE es el polímero más simple, más barato y más común.

2.3.4.4. METALES

a. ALUMINIO

El aluminio en realidad se considera como una alternativa de poco peso para no utilizar el acero. Si bien es cierto que no es tan fuerte como los otros metales usados en ciertas partes de las rodillas protésicas no se requiere de soportar tanto peso o fuerza, por lo que sí se puede utilizar este metal. Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa. En cambio, unido en aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas muy superiores. A estas aleaciones se las conoce con el nombre genérico de Duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre, magnesio, manganeso y Zinc.

b. ACERO

El acero es un material muy fuerte y resistente, sin embargo es relativamente pesado, por lo que no es la mejor opción en una prótesis, sin embargo debido a estas propiedades, se puede utilizar para fabricar componentes pequeños en donde importa más la fuerza del material para resistir las fuerza y el peso del cuerpo, que el diseño de la pieza.

El acero es la denominación que comúnmente se le da en ingeniería metalúrgica a una aleación de hierro con una cantidad de carbono variable entre el 0,088% y el 2,11% en peso de su composición, aunque normalmente estos valores se encuentran entre el 0,2% y el 0,3%.

Si la aleación posee una concentración de carbono mayor al 2,0% se producen fundiciones que, en oposición al acero, son quebradizas y no es posible forjarlas sino que deben ser moldeadas. Una aleación muy utilizada en prótesis es el acero inoxidable, esta aleación contiene por lo menos 10.5% de

cromo generalmente; otros aceros inoxidables contienen además níquel y molibdeno.

c. TITANIO

Este material puede ser la mejor alternativa para la construcción de una órtesis debido a que es muy fuerte y muy liviano, sin embargo es muy caro. Muchos componentes que antes se fabricaban de acero son actualmente fabricados de titanio. El titanio comparte muchas características con el acero inoxidable. Puede formar aleaciones con otros elementos, tales como hierro, aluminio, vanadio, molibdeno y otros. Es un metal erróneamente considerado como exótico ya que es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre.

2.3.5. EL PIE CAÍDO

Pie caído es el término comúnmente utilizado para describir la debilidad o contractura de los músculos en la articulación del tobillo. Puede surgir de muchas enfermedades neuromusculares. Las intervenciones pueden incluir un enfoque de "espera y vigilancia", fisioterapia, órtesis (aparatos), cirugía o tratamiento farmacológico. El problema de la debilidad y contractura de los músculos alrededor de la articulación del tobillo, que se presenta a causa de las enfermedades neuromusculares que afectan a la motoneurona inferior (MNI) o al músculo.

En los casos moderados, el frente del pie cae al piso después de que se apoya el talón, lo que previene que la pierna que realiza el paso largo oscile, mientras que en los casos graves, el apoyo de los dedos del pie puede preceder al apoyo del talón y los dedos del pie tocan el suelo durante la oscilación de la pierna, lo que puede producir tropezones o caídas. Según la terminología de la International Classification of Function, Disability and Health (Clasificación Internacional de Funcionamiento, Discapacidad y Salud), el pie caído es, por lo tanto, una "deficiencia de la estructura corporal" que puede influir de forma notable en las "actividades" y "participación" del individuo afectado. La causa principal del pie

caído es la debilidad de los músculos dorsiflexores del tobillo, principalmente el tibial anterior, pero con contribuciones importantes de debilidad de los extensores largos de los dedos del pie. Un efecto secundario significativo de esta debilidad es el acortamiento y la contractura del tendón de Aquiles. Sin embargo, el tobillo es una articulación bipartida compleja, capaz de moverse en cuatro direcciones: dorsiflexión, flexión plantar, eversión e inversión.

Muchas de las enfermedades que causan debilidad de los dorsiflexores, también afectan los músculos de la eversión y de la inversión (tibial posterior). Por lo tanto, el síndrome del pie caído con frecuencia incluye la debilidad de estos músculos, y una contractura asociada de los tendones del músculo antagonista. La contribución exacta puede diferir según la enfermedad.



Fig. 2.3. El pie caído.

Fuente:http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/tercero/IntegradoTercero/ApSem iologia/24_Marcha.html578.



Fig. 2.4. Rotura del tendón de Aquiles, una de las causas del pie caído.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

2.3.6. BIOMECÁNICA

La Biomecánica es la ciencia que estudia la aplicación de las leyes de la mecánica (física) a las estructuras y los órganos de los seres vivos.

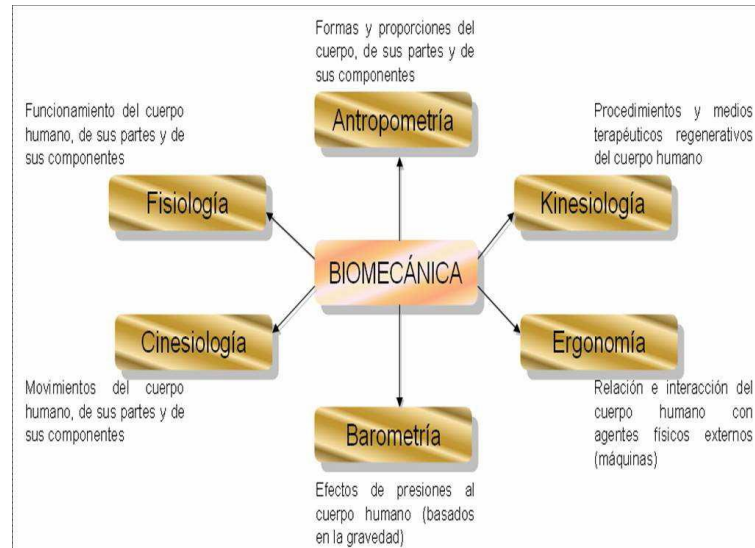


Fig. 2.5.- Principales ramas de la biomecánica.

Fuente:http://www.octi.guanajuato.gob.mx/.../21042007_BIOMECANICA_PIE.pdf.

Las ramas de la biomecánica son particularmente las presentadas en la figura 2.5. De igual forma, existen tres ámbitos generales para el estudio de la biomecánica, los cuales son:

a. BIOMECÁNICA MÉDICA

Para evaluar las patologías que aquejan al cuerpo humano y generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o mitigarlas.

b. BIOMECÁNICA DEPORTIVA

Para el análisis de la práctica deportiva en busca de mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones.

c. BIOMECÁNICA OCUPACIONAL

Para analizar particularmente la interacción del cuerpo humano con los elementos con que se relaciona en diversos ámbitos (en el trabajo, en casa, en la conducción de automóviles, en el manejo de herramientas, etc.) y adaptarlos a sus necesidades y capacidades. Dado que el pie es un componente fundamental en la actividad humana y del aparato locomotor, éste ha cobrado particular importancia en la investigación.

Las extremidades inferiores del cuerpo humano constituyen el soporte esencial para la posición bípeda. Las partes generales de las extremidades inferiores son, cadera, muslo, rodilla, pierna, tobillo, pie y dedos. Comúnmente en los estudios y referencias del pie se incluyen los dedos.

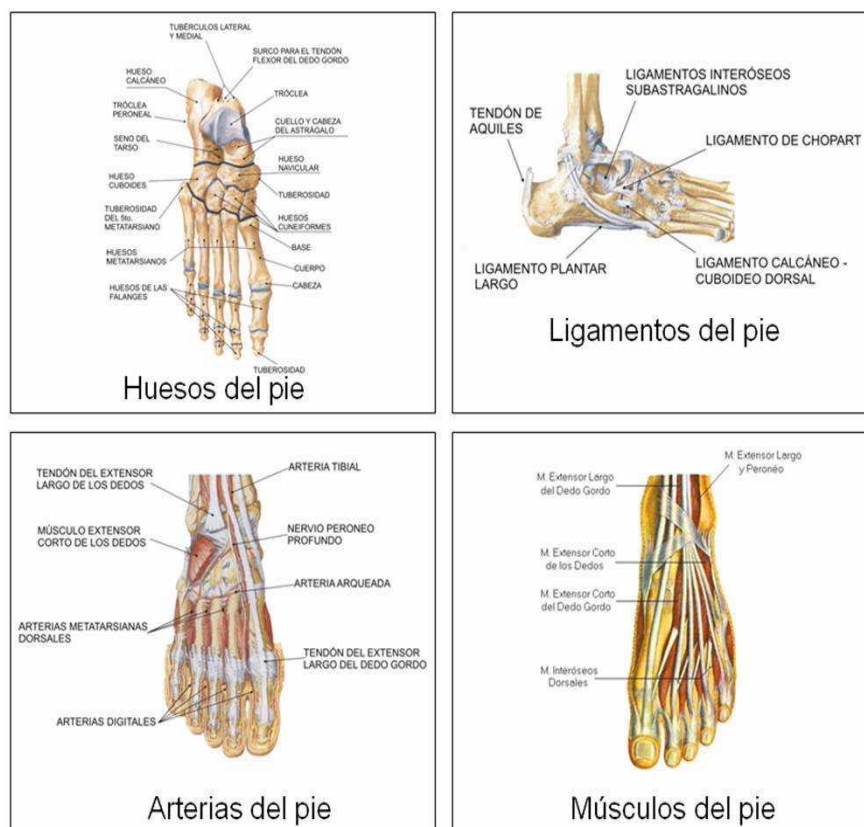


Fig. 2.6. Huesos, ligamentos, arterias y músculos del pie.

Fuente: http://www.octi.guanajuato.gob.mx/.../21042007_BIOMECANICA_PIE.p

df.

2.3.6.1. BIOMECÁNICA DEL TOBILLO Y PIE

a. MOVIMIENTOS DEL PIE

Los movimientos del pie se realizan en tres ejes cuando el pie está en ángulo recto.

- Eje transversal.
- Eje longitudinal de la pierna o eje vertical.
- Eje longitudinal del pie.

DORSIFLEXIÓN (FLEXIÓN DORSAL)

Movimiento de los dedos hacia arriba. Flexión dorsal: Aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna, llega hasta los 20° - 30°; esta acción depende de los músculos extensores del tobillo.



Fig. 2.7. Dorsiflexión del pie.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

FLEXIÓN PLANTAR

Movimiento de los dedos hacia el suelo. Flexión plantar: aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna; su rango de movimiento es de 30° - 50°; se logra por la contracción de los flexores del tobillo.



Fig. 2.8. Flexión plantar.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

ABDUCCIÓN

Movimiento de la punta del pie, se lleva hacia fuera.

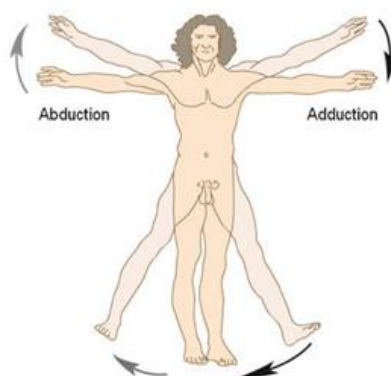


Fig.2.9. Abducción.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

ADDUCCIÓN

Movimiento de la punta del pie, se lleva hacia adentro.

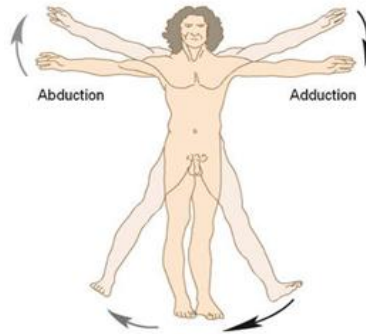


Fig.2.10. Adducción.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

La amplitud de ambos movimientos, Abducción y Adducción, es de 35° a 45° ; se realiza a nivel de la articulación de chopart, pero es ayudado por los movimientos de rotación de la rodilla cuando está en flexión.

EVERSIÓN

Movimiento de la planta del pie hacia afuera; el peso carga en el borde interno.

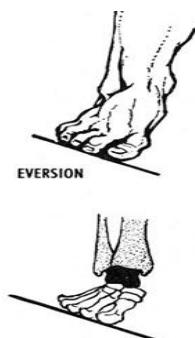


Fig. 2.11. Eversión.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

INVERSIÓN

Dirigiendo la planta del pie hacia adentro; el peso carga sobre el borde externo.

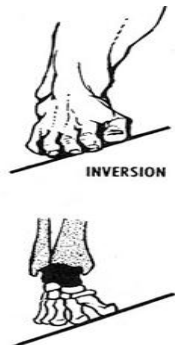


Fig. 2.12. Inversión.

Fuente:<http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.

2.3.7. BIOMECÁNICA PARA EL CONTROL DE LAS AFO

2.3.7.1. SISTEMA DE TRES PUNTOS

El control de las órtesis se basa en el sistema de aplicación de fuerza a través de tres puntos.

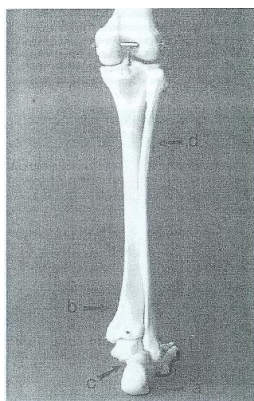


Fig.2.13. Sistema de aplicación de fuerza de tres puntos en las órtesis .a, calcáneo; b. maléolo tibial; c, sustentaculum tali; d, zona proximal pierna (lado lateral).

Fuente: Libro de prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Ramón Zambudio Periago.2009 España.

La fuerza de corrección se aplica siempre sobre el lado convexo de la curva, colocándose dos fuerzas en el lado contralateral. Si se incrementa la distancia de las fuerzas de contrarreacción, también se incrementa la efectividad. Las órtesis deben evitar las prominencias óseas, para que la efectividad de la fuerza de tres puntos sea adecuada y consiga sus objetivos.

Las dos fuerzas de contrarreacción deben colocarse por encima y debajo de la articulación, tan lejos como sea posible, para incrementar el brazo de palanca.

2.3.7.2. BLOQUEO DE LA FLEXIÓN PLANTAR

Un bloqueo de la flexión plantar o “*stop*” posterior se coloca para sustituir una inadecuada fuerza de los dorsiflexores, incluyendo el tibial anterior, durante la fase de oscilación. Este “*stop*” es efectivo para limitar la plantiflexión de la articulación subastragalina. El sistema de fuerzas de tres puntos tiene una fuerza en la articulación del tobillo y dos contrafuerzas, una situada a nivel de la superficie plantar y la segunda en la parte posterior de la pantorrilla.

Es muy importante evaluar el ángulo que forman la tibia y el suelo; este se define como la bisectriz que forma la tibia en el plano sagital con el suelo.

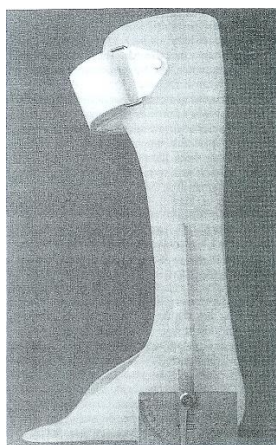


Fig.2.14. Ángulo que forma la tibia y el suelo.

Fuente: Libro de prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Ramón Zambudio Periago.2009 España.

Debe medirse con el calzado y puede modificarse cambiando la altura del tacón del zapato.

2.3.7.3. BLOQUEO DE LA DORSIFLEXIÓN

Se utiliza un “*stop*” anterior en las AFO para simular el despegue y sustituir la debilidad de los gemelos y sóleo.

La limitación de la dorsiflexión, desde la posición neutra a una ligera plantiflexión, influye en la estabilidad de la rodilla y asiste al cuádriceps cuando su balance es inferior, de forma que el centro de masas se mueve por delante del eje de la rodilla, a causa del vector de fuerza generado por la reacción del suelo, y así se crea una ligera extensión de rodilla o “*recurvatum*” que da estabilidad a la marcha.

2.3.7.4. ASISTENCIA A LA DORSIFLEXIÓN

Se puede conseguir a través de la memoria del material del que esté construida la órtesis o también a través de una articulación, de esta forma hace que la articulación subastragalina provoque una dorsiflexión, para elevar el pie del suelo durante la fase de oscilación y consiguiendo una plantiflexión en el momento de la carga, que provoca una disminución del momento flexor plantar y que puede desestabilizar la rodilla.⁴

2.3.8. MÚSCULOS NEUMÁTICOS

El actuador por músculo neumático (PMA) es un dispositivo mecánico de actuación cuyo modo de funcionamiento está inspirado en el de los músculos biológicos. El músculo neumático está compuesto por un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal. Éste está cerrado por los dos extremos, uno de ellos es la entrada de aire y el otro el punto de conexión. El principio de funcionamiento es el siguiente: cuando en el tubo interior entra aire y aumenta la presión, el músculo se hincha y se contrae.

⁴ Cansen MI, Berglund G. An effective orthotic design for controlling the instable subtalar joint. Orthot Prosth

Las ventajas del músculo artificial, frente a otros actuadores convencionales (servo-motores, cilindros hidráulicos y neumáticos), son evidentes, su comportamiento dinámico, su ligereza y su reducido costo.

Un claro ejemplo son los músculos del fabricante Alemán Festo Pneumatics que propone nuevas aplicaciones para sus actuadores por músculo neumático diferentes de la robótica o la ortopedia asistida. Estos modernos actuadores por músculo neumático presentan unas relaciones potencia/peso y potencia/volumen excelentes.

La principal ventaja de este dispositivo es que se trata de un actuador mecánico de alto rendimiento y, a su vez, extremadamente ligero.

Entre sus aplicaciones destacan las ortopédicas, como elemento de asistencia a la movilidad de personas discapacitadas y en rehabilitación, y su uso como actuador en robótica de alto rendimiento, por ejemplo en robots bípedos, garras artificiales, etc. Su uso supondrá una revolución en el campo de la actuación mecánica.

La relación entre la presión y la fuerza generada por el músculo es constante en extensiones constantes del músculo. Los controladores desarrollados para estos músculos demostraron que pueden ser controlados con una precisión superior al 1% de su desplazamiento.

Limitada frecuencia de operación de los músculos debido a que la velocidad de respuesta del músculo depende de la capacidad de inyectar y extraer el aire del músculo.

Bajo costo por la eficiencia de conversión de energía eléctrica en energía neumática es de 50 %. En teoría se puede alcanzar valores mayores. Son actuadores con una excepcional relación potencia/peso y fuerza/volumen. Pero el músculo artificial presenta unas propiedades que le hace parecer el más indicado para funcionar como actuador en robótica.

Estas propiedades son:

- Gran fuerza inicial.
- Gran capacidad de aceleración.
- No posee el efecto stick-slip (movimiento a tirones).
- Ligero y robusto.
- Totalmente estanco: no entra suciedad y puede ser utilizado en ambientes peligrosos.
- Gran versatilidad: puede montarse en cualquier ángulo y se mantiene las propiedades.



Fig.2.15. Músculos neumáticos.

Fuente: <http://www.kineticmuscles.com/ceu.html>

2.3.8.1. ESTRUCTURA Y PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

Como se puede observar en la figura, los músculos neumáticos están compuestos por una tubo interno de caucho, que alojará el aire a presión, recubierto por una malla de fibras trenzadas.

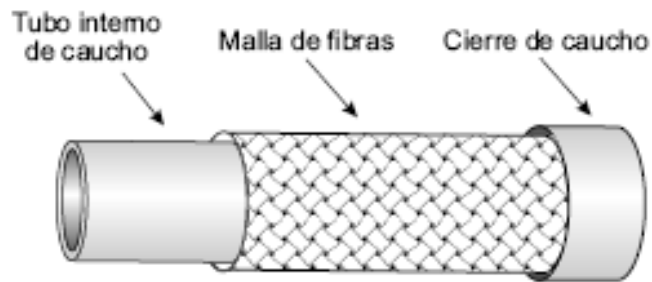


Fig.2.16. Estructura de los actuadores por músculo neumático.

Fuente: personales.alc.upv.es/ahilario/LaTeX/pdf/exemple_01_article.pdf

Uno de los extremos se encuentra cerrado por una placa y es por donde el músculo aplicara la fuerza al exterior. En el otro extremo se sitúa una válvula de regulación con la que se hincha o deshincha el tubo interior de caucho. Al introducir aire a presión en el tubo de caucho éste se hincha expandiéndose en sentido transversal, lo cual provoca en la malla de fibras una tensión en sentido tangencial al tubo de caucho y ortogonal al eje de rotación del mismo. La malla de fibras inextensibles está trenzada en forma de rombo, de tal forma que esa tensión ortogonal al eje de rotación se convierte en una tensión y un desplazamiento en el mismo sentido del eje de rotación, en sentido axial.

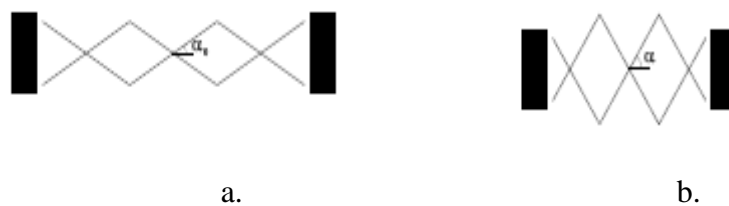


Fig.2.17. Disposición de malla de fibras en forma de rombo.

Fuente: personales.alc.upv.es/ahilario/LaTeX/pdf/exemple_01_article.pdf

De esta forma, la presencia de una determinada presión del aire en el interior del tubo de caucho recubierto de la malla trenzada se convierte en un desplazamiento y una fuerza en sentido axial.

El proceso termina cuando se alcanza un determinado ángulo neutral entre las fibras. En la figura se muestra el aspecto de un músculo neumático comercial de

tipo FESTO funcionando como actuador de simple efecto. En la figura 2.17.a cuando su longitud es la nominal, y en la figura 2.17.b se muestra el aspecto que presenta ese mismo músculo neumático cuando se le aplica una presión en el tubo interior de caucho y sufre un desplazamiento en sentido axial.

Al igual que los músculos biológicos, los músculos artificiales solo pueden ejercer fuerzas efectivas al contraerse en sentido axial. Si se desea aplicar fuerzas en ambos sentidos, se utiliza un par antagonista de músculos: cuando uno de ellos se contrae el otro se expande y viceversa. La tensión generada en ambos sentidos puede utilizarse para conseguir movimiento lineal o angular así como para ejercer un par o una fuerza longitudinal. En ambos casos el par de músculos artificiales proporcionan gran suavidad en el movimiento, que normalmente no puede conseguirse con otros actuadores.

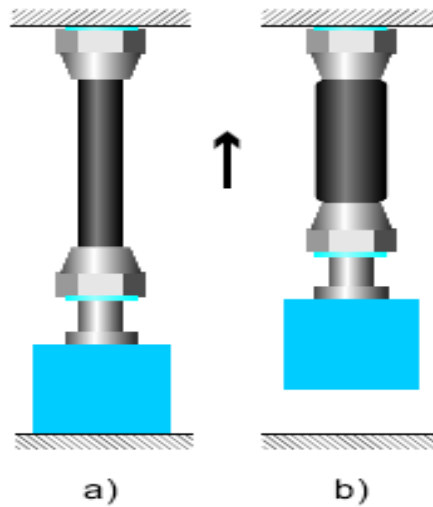


Fig. 2.18. a) Músculo neumático en su longitud nominal.
b) Músculo contraído por el efecto de la presión interior.

Fuente: personales.alc.upv.es/ahilario/LaTeX/pdf/exemple_01_article.pdf

2.3.8.2. APLICACIONES

Las funciones básicas del actuador por músculo neumático para las que está siendo utilizado actualmente en la industria son:

a. ACTUADOR DE SIMPLE EFECTO

En esta aplicación el actuador levanta una masa constante desde la posición de reposo (longitud nominal del músculo, fuerza ejercida por el actuador nula) hasta una posición dada por la presión del gas en el interior del músculo.

b. MUELLE NEUMÁTICO

En este caso se mantiene constante la presión para distintas cargas externas, de forma que varía la longitud del músculo en función de la carga externa aplicada.

c. SISTEMA DE POSICIONAMIENTO SENCILLO

Para una carga constante, se aumenta la presión en el interior del músculo según un cálculo previo para conseguir una contracción determinada. No se realiza control de la posición.

De forma que las áreas de aplicación más importantes son la automatización industrial y de procesos de fabricación, en las que el actuador por músculo neumático realiza funciones de sujetar, elevar y posicionar, animaciones mecánicas.

d. OTRA CLASE DE APLICACIONES

Otra aplicación importante de los músculos artificiales es la interacción con los seres humanos en forma de equipos sanitarios o deportivos.

Las aplicaciones de los músculos artificiales documentadas en la literatura técnica van desde la ortopedia y las prótesis asistidas, los brazos artificiales, piernas y manos, y, en general, cualquier aplicación de robótica capaz de imitar tareas humanas trabajando en ambientes peligrosos.

2.3.9. MATERIALES PARA MANGUERAS INTERNAS DE LOS MÚSCULOS

2.3.9.1. TIPOS DE CAUCHOS SINTÉTICOS

Se producen varios tipos de caucho sintético: neopreno, buna, caucho de butilo y otros cauchos especiales.

a. NEOPRENO

El neopreno es un químico artificial que se utiliza como sucedáneo del caucho, y posee características tan similares a las del caucho natural, que puede incluso cumplir las mismas funciones. Además de comportarse como tal, el neopreno es aún más resistente a la luz del sol, a los aceites y a las grasas, que el mismo caucho.

Hoy en día la fabricación de neopreno ha evolucionado de forma considerable con respecto a sus primeras producciones durante la Segunda Guerra Mundial. Ya se cuenta con diferentes tipos de este material entre los que se destaca el neopreno industrial que se utiliza, sobre todo, en la fabricación de ruedas. Por otra parte, nos encontramos con el neopreno celular, que es aquel utilizado para los trajes húmedos, también se lo emplea en tuberías de conducción de petróleo y como aislante en cables y maquinaria.

b. BUNA O CAUCHO ARTIFICIAL

Químicos alemanes sintetizaron en 1935 el primero de una serie de cauchos sintéticos llamados buna o cauchos buna. La palabra buna se deriva de las letras iniciales de butadieno, empleado como catalizador.

La buna N es muy útil en aquellos casos en los que se requiere resistencia a la acción de aceites y a la abrasión.

c. CAUCHO DE BUTILO

Este es un tipo de caucho sintético. Es un plástico y puede trabajarse como el caucho natural, pero es difícil de vulcanizar. Aunque no es tan flexible como el caucho natural y otros sintéticos, es muy resistente a la oxidación y a la acción de productos corrosivos. Debido a su baja permeabilidad a los gases, se utiliza en las cámaras interiores de los neumáticos.

d. OTROS CAUCHOS ESPECIALES

Se han desarrollado numerosos tipos de cauchos con propiedades específicas para aplicaciones y usos especiales. Estos polímeros son resistentes al calor, la corrosión y la electricidad, y no se deterioran por la acción de la luz ni por un almacenamiento prolongado.

2.3.9.2. TUBO DE SILICONA

El tubo de Silicona es de calidad Alimentaria. Muy utilizado en Máquinas de café y dispensadores de bebidas el tubo de Silicona se puede ofrecer con refuerzo de Poliéster.

Resistente a la oxidación y radiación. El tubo de Silicona tiene excelentes propiedades eléctricas. La silicona es adaptable y suave. Su flexibilidad permite un fácil manejo. Estos tubos son fáciles de limpiar y resisten altas y bajas temperaturas. La silicona es fuerte y con una vida útil tan larga como la goma.



Fig. 2.19. Tubo de silicona.

Fuente: <http://www.merefsa.com/ES/products/111/cauchos-de-silicona/1114/tubos-de-silicona.html>

a. FABRICACIÓN

Mediante los procesos de extrusión, moldeo por compresión y troquelado, se fabrica todo tipo de perfiles, tubos, cordones, juntas, juntas normalizadas, planchas y productos a medida en silicona compacta o esponjosa.

2.3.9.3. LÁTEX DE POLÍMEROS

El caucho o látex natural se obtiene mayoritariamente de las incisiones periódicas realizadas sobre la corteza de los árboles de determinadas especies tropicales, aunque el 99% de la producción industrial se extrae del árbol *Hevea brasiliensis* originario de América Latina, África y Asia Suroriental. La suspensión acuosa de aspecto lechoso que conocemos como látex natural contiene una mezcla de hidrocarburos específicos del caucho, proteínas, resinas orgánicas, sales minerales, agua y otras sustancias químicas minoritarias.

La materia prima virgen ya empieza a sufrir las primeras transformaciones en los lugares de origen para facilitar tratamientos industriales; de hecho, para evitar su coagulación y oxidación prematuras, se añade como estabilizador-conservante formaldehído, amoníaco o sulfito sódico. En este estado natural el látex obtenido puede volverse blando y pegajoso por la acción del calor, se endurece y se vuelve frágil por las bajas temperaturas y el paso del tiempo le provoca un olor bastante desagradable.

Con el fin de eliminar estos efectos indeseables y, a la vez, darle unas propiedades adecuadas para posteriores aplicaciones comerciales, se le puede añadir una gran variedad de aditivos de composición química muy compleja que mejoran sus características físico-químicas y mecánicas, otorgándole una versatilidad difícil de igualar artificialmente.

2.3.10. POLIESTERS

Un Poliéster es un polímero. Se utiliza en la industria de los plásticos para la fabricación de pinturas, barnices, fibras textiles y, armado con fibra de vidrio, en

la obtención de materias plásticas aptas para la construcción de carrocerías de automóviles y cascos de embarcaciones.

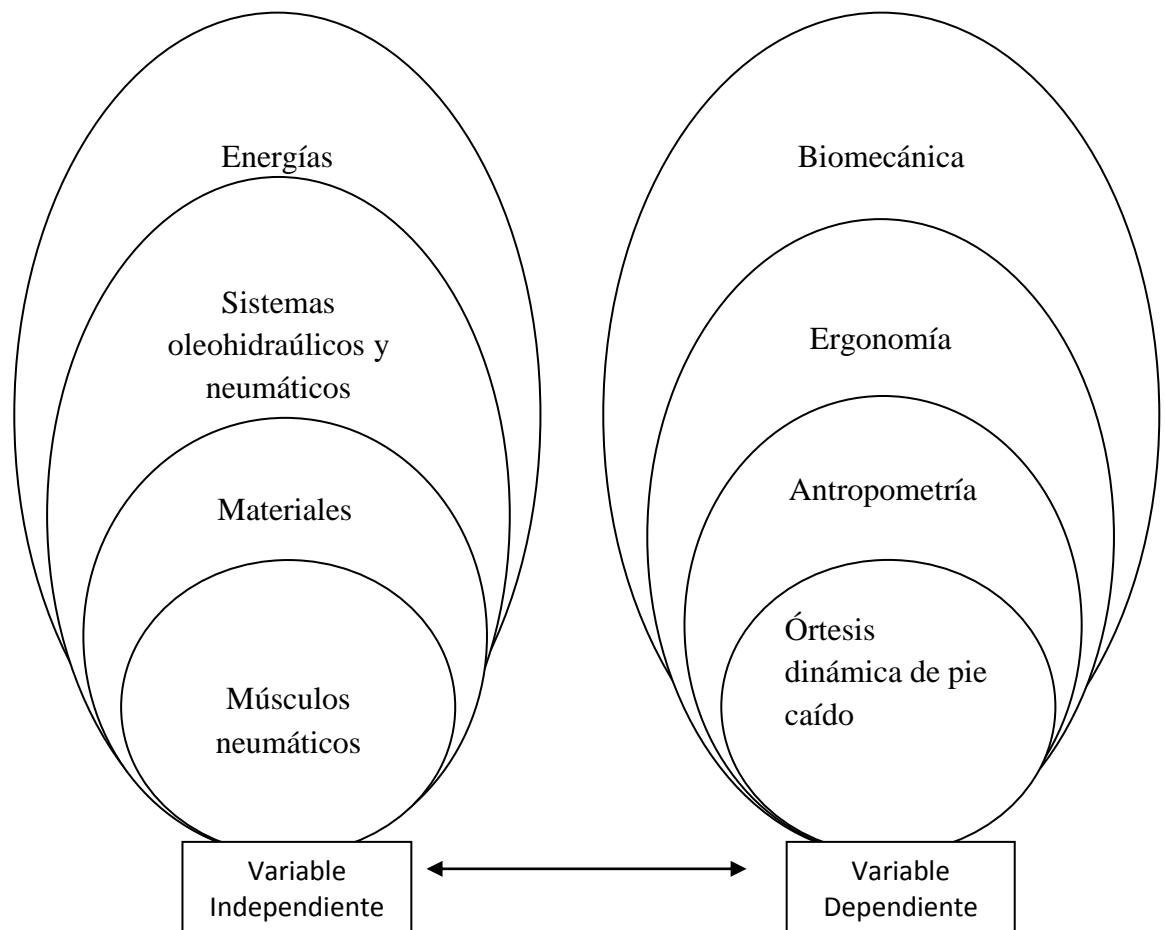
En la reacción entre el etilenglicol y el ácido tereftálico se obtiene una fibra poliéster de propiedades muy parecidas a las del nailon.

2.3.11. FIBRAS SINTÉTICAS

Fibra, estructura de origen animal, vegetal, mineral o sintético parecida al pelo. Su diámetro no suele ser superior a 0,05 cm. Las fibras se utilizan, entre otras muchas aplicaciones, en productos textiles y se clasifican en función de su origen, de su estructura química o de ambos factores.

2.4. RED DE CATEGORÍAS FUNDAMENTALES

Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una prótesis dinámica de pie caído.



2.5. HIPÓTESIS

Con la determinación de los parámetros funcionales tales como: deformación, fuerza, y resistencia, de los músculos neumáticos se obtendrá un modelo con la manguera de látex industrial, que dará el movimiento principal para la órtesis dinámica de pie caído.

2.6. VARIABLES

V.I.: Músculos Neumáticos.

V.D.: Parámetros funcionales para ser aplicados en órtesis.

TÉRMINO DE RELACIÓN

Influencia en el movimiento de una órtesis dinámica.

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA

3.1. ENFOQUE

En el siguiente estudio se efectuará un análisis cuantitativo de variables ya que se tomará diferentes medidas dimensionales así como de fuerza máxima que pueden ejercer los músculos, usando un prototipo para pruebas en el laboratorio.

Además un análisis de la documentación existente en la biblioteca de la facultad de Ingeniería Civil y Mecánica así como la información que se recopile en el internet, libros, revistas u otros documentos.

3.2. MODALIDAD BÁSICA DE LA INVESTIGACIÓN

En el presente estudio se utilizará las modalidades bibliográfica y experimental.

BIBLIOGRÁFICA

La investigación bibliográfica tiene como propósito detectar, ampliar y profundizar diferentes enfoques, teorías, conceptualizaciones y criterios de diversos autores sobre un tema determinado, basándose en documentos, libros, revistas, internet; de esta forma poder ampliar nuestros conocimientos sobre este tema.

EXPERIMENTAL

La investigación será experimental por que es necesario en este proyecto analizar y evaluar los resultados obtenidos para poder sacar conclusiones que nos permitan verificar nuestros objetivos.

3.2.1. NIVEL O TIPO DE INVESTIGACIÓN

En el presente estudio se utilizará el tipo de investigación exploratorio, descriptivo y asociación de variables.

3.2.1.1. EXPLORATORIO

Se realiza cuando el tema de la investigación es poco conocido por el investigador, este tipo de investigación es de ayuda para el planteamiento del problema. También nos permite sondear el problema en un contexto espacial analizarlo y conocer sus características más comunes.

3.2.1.2. DESCRIPTIVO

Permite determinar las variables de estudio profundizado en el conocimiento sobre las causas que provoca el fenómeno y a que afectará. Esta investigación será la más adecuada al problema planteado por su origen y desarrollo.

3.2.1.3. ASOCIACIÓN DE VARIABLES

En el desarrollo de este tema a investigar es importante asociar las variables, ya que de esta manera se podrá determinar si en realidad el tipo de materiales de los cuales están contruidos los músculos nos darán el funcionamiento requerido.

3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA

3.3.1. POBLACIÓN O UNIVERSO

La población o universo en la presente investigación está catalogada dentro de un parámetro infinito dado que existen infinidad de materiales , así como varias combinaciones dimensionales (diámetro Vs longitud), que podrían aplicarse en músculos neumáticos.

En este caso específico de estudio, serán los parámetros de construcción los cuales van a ser modificados para investigar el comportamiento del funcionamiento del músculo.

3.3.2. MUESTRA

Son por lo tanto, los músculos neumáticos construidos para la investigación.

Los parámetros que se consideran para estructurar la muestra son los siguientes:

- Presión.
- Longitud.

Tabla3.1 Muestra

Músculo.	Presión. (PSI)	Longitud. (mm)	Diámetro ext. (mm)	Contracción. (mm)	Ensanchamiento. (mm)	Fuerza. (Lb. F)
De manguera de silicón grado 3.	35	367 mm.	15 mm.			
	65					
	100					
De manguera de látex industrial.	35	360 mm.	10 mm.			
	65	360 mm	10 mm.			
	100	340 mm.	10 mm.			
De manguera de látex artesanal.	35	370 mm.	13 mm.			
	65	370 mm.	13 mm.			
	100	305 mm.	9 mm.			

Fuente: Autor.

3.4. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

3.4.1. VARIABLE INDEPENDIENTE: MÚSCULOS NEUMÁTICOS

Conceptualización.	Dimensiones.	Indicadores.	Ítems.	Técnicas e Instrumentos
El músculo neumático es un dispositivo mecánico de actuación cuyo modo de funcionamiento está inspirado en el de los músculos biológicos. El músculo neumático está compuesto por un tubo interior de caucho cubierto por una capa de fibras trenzadas de forma helicoidal.	Diámetro deformado.	Sección transversal.	Sin presión. Presurizado.	Observación directa. Formato.
	Longitud contraída.	Sección longitudinal.	Sin contracción. Contraído.	Observación directa. Formato.
	Fuerza obtenida.	Dinamómetro.	Baja. Media. Alta.	Observación directa. Formato.

3.4.2. VARIABLE DEPENDIENTE: PARÁMETROS FUNCIONALES PARA SER APLICADO EN ÓRTESIS

Conceptualización	Dimensiones	Indicadores	Ítems	Técnicas e Instrumentos
<p>Los parámetros de funcionamiento de un músculo neumático están básicamente ligados al dimensionamiento, a los materiales de que está construido, y a la presión a la cual está sometido.</p> <p>Al aplicar presión, el músculo se contrae.</p>	<p>Materiales.</p> <p>Dimensiones originales.</p> <p>Presión.</p>	<p>Interior.</p> <p>Exterior.</p> <p>Longitud.</p> <p>Diámetros.</p> <p>Presión baja.</p> <p>Presión media.</p> <p>Presión alta.</p>	<p>Manguera de silicón.</p> <p>Manguera de látex comercial.</p> <p>Manguera de látex artesanal.</p> <p>Pruebas con diferentes materiales.</p> <p>330 mm.</p> <p>6, 8,10 mm.</p> <p>35 psi.</p> <p>65 psi.</p> <p>100 psi.</p>	<p>Observación directa.</p> <p>Formato.</p> <p>Observación directa.</p> <p>Formato.</p> <p>Observación directa.</p> <p>Formato.</p>

3.5. TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

Para la presente investigación se realizó con la técnica de la observación directa, la misma que se realizó en el laboratorio de energía de la carrera de Ingeniería Mecánica de la Universidad técnica de Ambato, para poder comprobar el cumplimiento de los objetivos planteados como también el correcto desarrollo del estudio y sobre todo su buen funcionamiento; posteriormente se procederá a la recolección de datos con la ayuda de los implementos e instrumentos de laboratorio.

3.5.1. PARA EL ESTUDIO DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

3.5.1.1. FABRICACIÓN ARTESANAL DE LAS MANGUERAS DE LÁTEX

Para la construcción de las mangueras se realizó primeramente los moldes metálicos, y el látex líquido se los adquirió en el mercado local. Un valor aproximado de grosor por cada inmersión en el látex es de 1 mm, dependiendo del grosor que necesitemos serán las inmersiones. En nuestro caso se probó con 6, 8, 10 inmersiones. Aproximadamente dejamos secar el látex de los moldes de cuatro a seis semanas.



Fig. 3.1. Mangueras de látex.

Fuente: Autor.

3.5.2. REVESTIMIENTOS DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

A continuación se detallará los diferentes materiales que se utilizó en la construcción de los revestimientos de los músculos neumáticos.

- Tela mallada de poliéster.



Fig. 3.2. Recubrimiento de tela mallada de poliéster.

Fuente: Autor.

Se realizó una costura en la tela mallada con hilo de nylon, de forma longitudinal con la cuál obtuvimos una forma cilíndrica de diámetros aproximados de 10, 15, 20, 25, y 30 mm.

- Tela de confección de ropa tipo licra.



Fig. 3.3. Recubrimiento de tela de confección de ropa tipo licra.

Fuente: Autor.

Se realizó una costura en la tela de confección de ropa tipo licra con hilo de nylon, de forma longitudinal con la cuál obtuvimos una forma cilíndrica de diámetros aproximados de 10, 15, y 20 mm.

- Elástico reforzado, utilizado en la confección de fajas de seguridad.

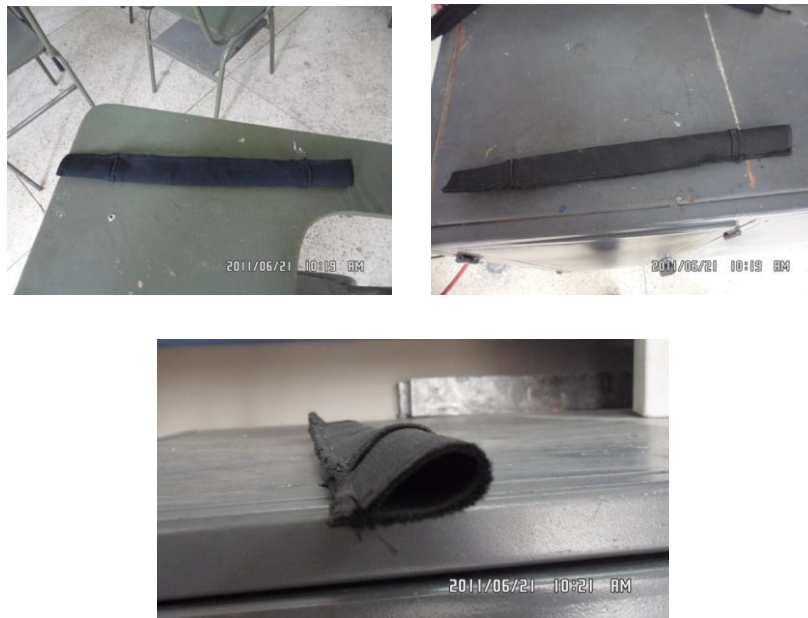


Fig. 3.4. Recubrimiento de Elástico reforzado, utilizado en la confección de fajas de seguridad.

Fuente: Autor.

Se realizó una costura al elástico reforzado, utilizado en la confección de fajas de seguridad con hilo de nylon, de forma longitudinal con la cuál obtuvimos una forma cilíndrica de diámetros aproximados de 15, y 20 mm.

- Cilindro de elástico reforzado con hilo.

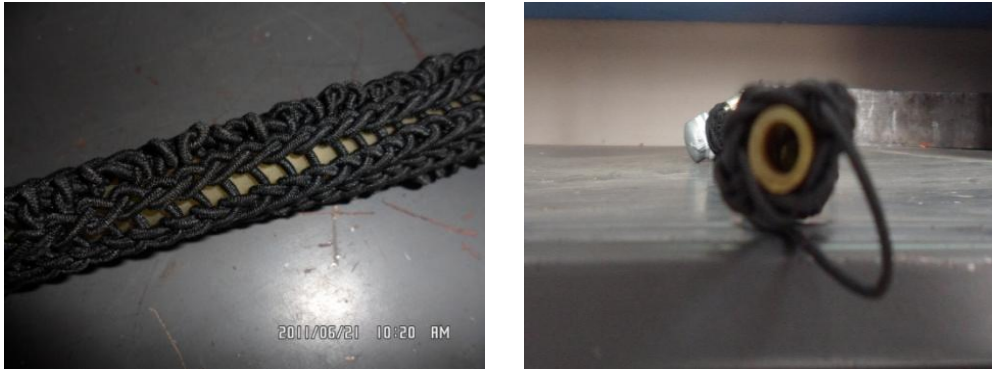


Fig. 3.5. Recubrimiento de cilindro de elástico reforzado con hilo.

Fuente: Autor.

Se tejió el cilindro de elástico reforzado con hilo, sobre el tubo de látex, de forma que obtendremos una malla trenzada aproximadamente.

- Manga trenzada de poliéster tipo PET (Polietileno Terephthalate).



Fig. 3.6. Recubrimiento de manga trenzada de poliéster tipo PET.

Fuente: Autor.

Esta manga se adquirió en el mercado (importada), se la utiliza en la parte eléctrica para aislar a los cables que transmiten altas potencias, y como revestimiento en mangueras hidráulicas de vehículos, etc.

Éste recubrimiento es el que más se adaptó a las necesidades que tenemos.

3.5.3. CONSTRUCCIÓN DEL BANCO DE PRUEBAS, DE FUERZA DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

El banco se lo construyó de acuerdo a las necesidades de tamaño que se requería en este caso alrededor de 900 mm x 350mm. También vale recalcar que se realizó muchos cambios conforme se iban realizando las pruebas con los músculos, tanto en fuerza con el dinamómetro, así también con la contracción, y observando las necesidades a las cuales están expuestos, hasta conseguir el modelo definitivo que se lo presenta a continuación.

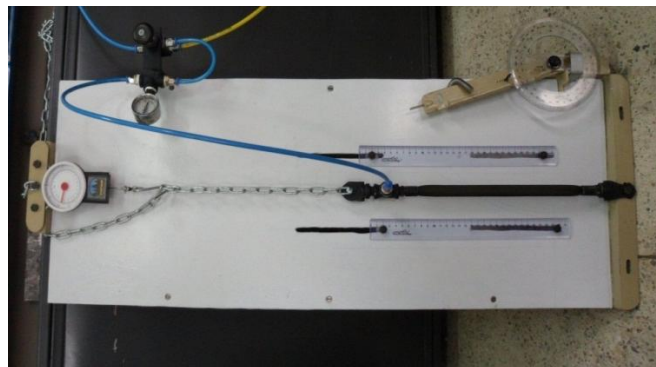


Fig. 3.7. Banco de pruebas de los músculos neumáticos.

Fuente: Autor.

3.5.4. CONSTRUCCIÓN DE LOS MODELOS DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS

Los músculos neumáticos se los construyó, con tres clases de mangueras, la manguera de silicón grado 3, manguera de látex construida industrialmente,

manguera de látex construida artesanalmente, y el recubrimiento fue el de manga trenzada de poliéster. Con remaches industriales en las puntas.



Fig. 3.8. Músculo neumático.

Fuente: Autor.

3.5.5. ACCESORIOS, INSTRUMENTOS Y EQUIPOS QUE SE UTILIZÓ EN LA TOMA DE DATOS

- Calibrador pie de rey.



Fig. 3.9. Calibrador pie de rey.

Fuente: Autor.

- Flexómetro.



Fig. 3.10. Flexómetro.

Fuente: Autor.

- Cámara fotográfica.



Fig. 3.11. Cámara fotográfica.

Fuente: <http://www.samsung.com/latin/consumer/cameras-camcorders/cameras/compact/EC-MV800ZBPBPA> .

- Unidad de mantenimiento neumático o FLR.



Fig. 3.12. Unidad de mantenimiento neumático o FLR.

Fuente: Autor.

- Compresor.



Fig. 3.13. Compresor.

Fuente: Autor.

- Banco de pruebas.

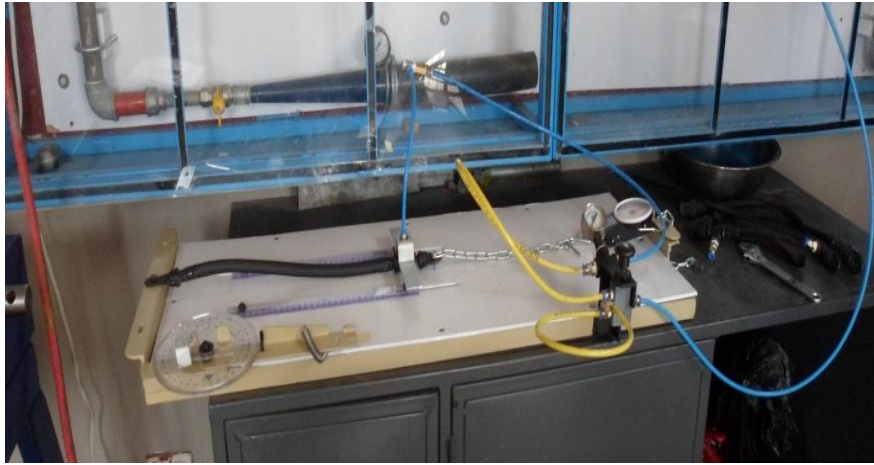


Fig. 3.14. Tablero de pruebas en funcionamiento con el músculo. .

Fuente: Autor.

- Equipos: eléctricos, electrónicos, computador, software (Labview 7.5).



Fig. 3.15. Equipos: eléctricos, electrónicos, computador, utilizados para las pruebas.

Fuente: Autor.

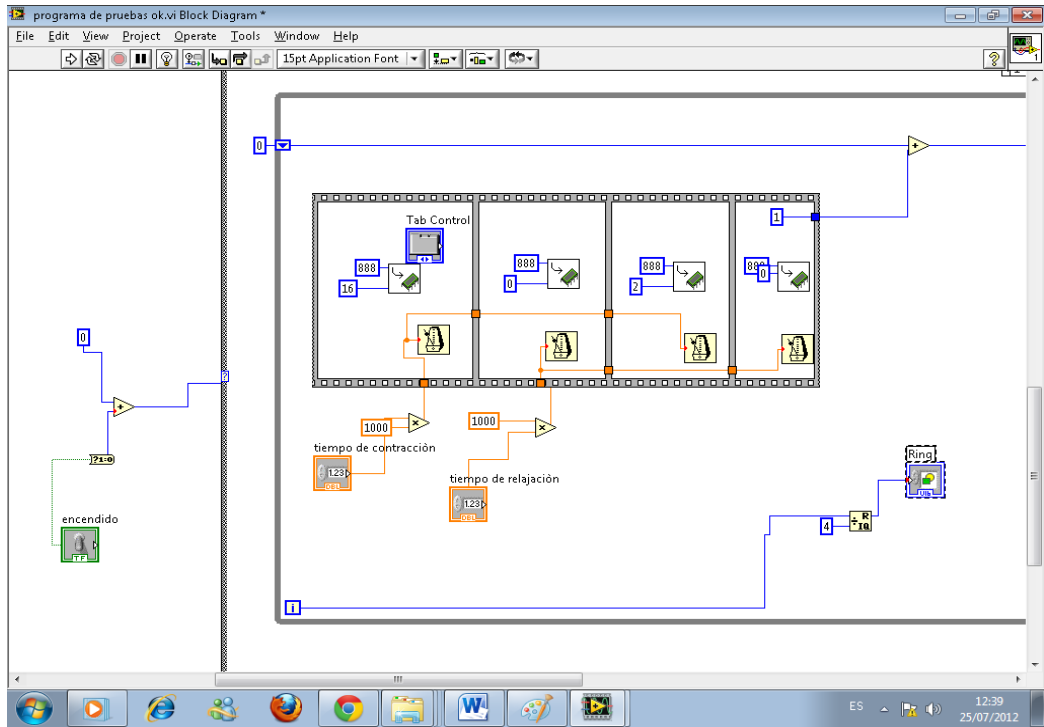


Fig. 3.16. Programación en Labview 7.5.

Fuente: Autor.

3.6. PLAN DE RECOLECCIÓN DE LA INFORMACIÓN

3.6.1. DETERMINACIÓN EXPERIMENTAL DE LA FUERZA QUE PRODUCEN LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

- Primeramente regulamos la presión a la que queremos ensayar el músculo, regulando la presión en la unidad de mantenimiento.



Fig. 3.17. Manómetro de la unidad de mantenimiento.

Fuente: Autor.

- Montamos en el banco de pruebas el músculo a ensayar, sujetándolo firmemente por el lado inferior con el perno de sujeción del banco, y por el otro extremo colocamos la cadena con el tornillo de sujeción mirando siempre que la cadena y el gancho del dinamómetro estén en una posición que no complique la toma de la lectura de la fuerza; esto quiere decir que no esté ni muy tensionada ni muy floja.



Fig. 3.18. Sujeción del extremo del musculo neumático, al extremo del dinamómetro.

Fuente: Autor.

- Realizamos las conexiones necesarias de las diferentes mangueras de presión en las válvulas.

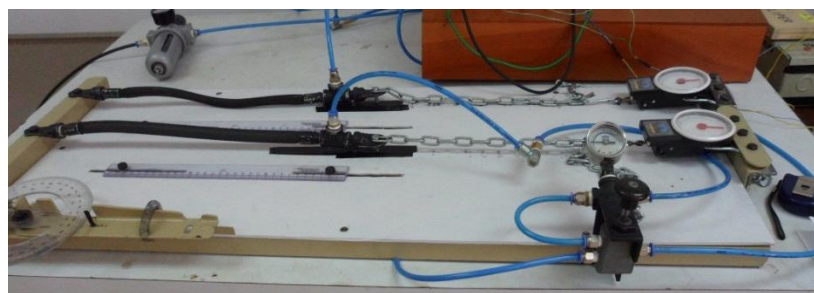


Fig. 3.19. Conexión total de accesorios en el tablero.

Fuente: Autor.

- Procedemos a tomar las dimensiones principales del músculo como son diámetro, longitud, sin todavía aplicar ninguna presión neumática.



Fig. 3.20. Medidas con el calibrador y flexómetro.

Fuente: Autor.

- Activamos la válvula de 3 vías y 2 posiciones para presurizar el músculo.

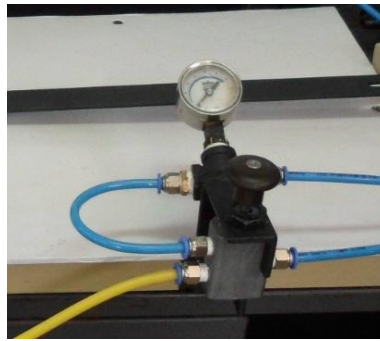


Fig. 3.21. Válvula 3/2 con manómetro.

Fuente: Autor.

- Revisamos la lectura que nos da el dinamómetro, también constatamos con la ayuda del calibrador el diámetro, y la longitud con el flexómetro.

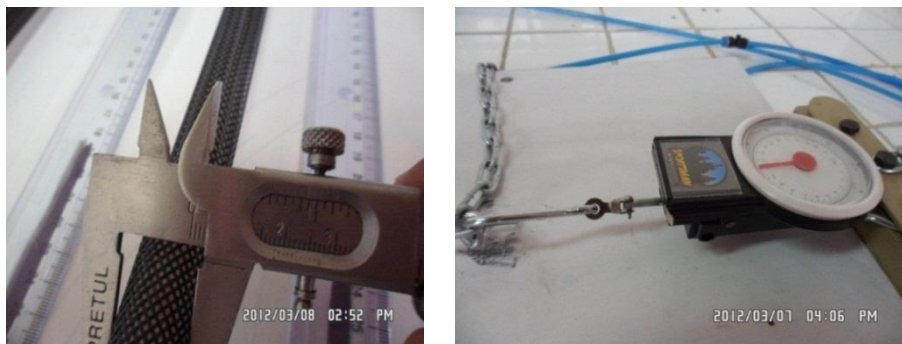


Fig. 3.22. Toma de datos y medidas.

Fuente: Autor.

- Desactivamos la válvula 3/2 para quitar la presión del músculo.



Fig. 3.23. Musculo neumático despresurizándose.

Fuente: Autor.

3.7. PLAN DE PROCESAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

- Tomar valores de fuerza ejercida por cada músculo, así como sus dimensiones con y sin presión.
- Procesamiento de los datos obtenidos experimentalmente para llegar a determinar el músculo que mejor desempeño tuvo en las pruebas, la ayuda de cuadros de comparación de datos.
- Representación gráfica de los datos de, presión Vs contracción longitudinal, y presión Vs ensanchamiento la le sección transversal y presión Vs fuerza.
- Analizar e interpretar los resultados obtenidos en el estudio de funcionamiento de los músculos neumáticos.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

4.1. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los valores a continuación que se presenta son los resultados de los ensayos experimentales realizados, entre los cuales tenemos los siguientes:

4.1.1. PRUEBAS DE RESISTENCIA DE LOS REVESTIMIENTOS DE LOS MÚSCULOS

4.1.1.1. TELA MALLADA DE POLIÉSTER, CON MANGUERA DE LÁTEX QUE FUE CONSTRUIDA EN TALLER

- Revestimiento con un diámetro de 25 mm, y 25 PSI, se observó que el mismo resistía.



Fig. 4.1. Toma de medida de desplazamiento longitudinal, al revestimiento de tela mallada de poliéster con una presión de 25 psi, y diámetro de 25mm.

Fuente: Autor.

- Revestimiento con un diámetro de 45 mm, y 35 PSI, el mismo empezaba a fallar.



Fig. 4.2. Toma de medida de desplazamiento longitudinal, al revestimiento de tela mallada de poliéster con una presión de 30 psi, y diámetro de 45 mm.

Fuente: Autor.

- Revestimiento con un diámetro de 45 mm, y 50 PSI, el mismo falló. Como se ve a continuación se produce la falla en un costado de la tela misma, más no en la costura realizada.

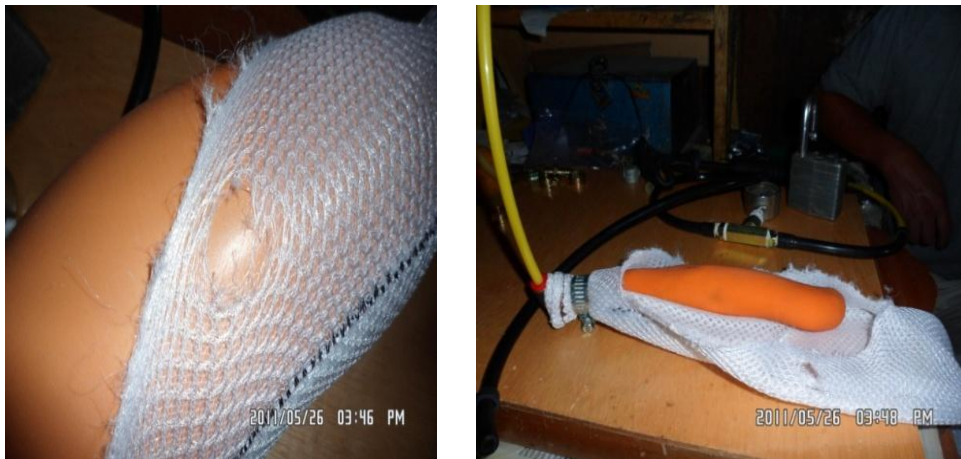


Fig. 4.3. Ruptura del revestimiento de tela mallada de poliéster.

Fuente: Autor.

4.1.1.2. TELA DE CONFECCIÓN DE ROPA TIPO LICRA CON LA MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3

- Tubo de silicón grado 3 con revestimiento de tela tipo licra, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 30 PSI.

No se observa cambios considerables, en tanto que empieza a ser notoria una curvatura.



Fig. 4.4. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 30 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

- Tubo de silicón grado 3 con revestimiento de tela tipo licra, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 50 PSI.

La curvatura se torna más pronunciada y empieza alargarse.



Fig. 4.5. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 50 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

- Tubo de silicón grado 3 con revestimiento de tela tipo licra, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 70 PSI.

En esta clase de revestimiento falla el hilo de nylon como se puede apreciar, a las 70 PSI, más no la tela, pero también no da un buen resultado ya que la contracción no se realiza de una manera longitudinal sino más bien en forma circular.

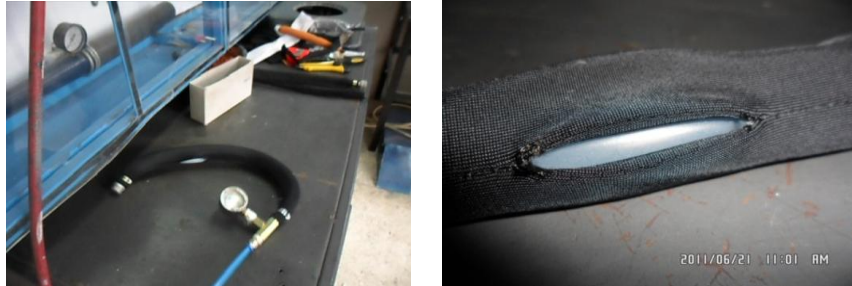


Fig. 4.6. Prueba del revestimiento de tela tipo licra a una presión de 70 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

4.1.1.3. PLANCHA DE ELÁSTICO REFORZADO UTILIZADO EN LA CONFECCIÓN DE FAJAS DE SEGURIDAD, CON MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3

- Manguera de silicón grado 3 con recubrimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 30 PSI.

Se produce una contracción mínima.



Fig. 4.7. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 30 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

- Manguera de silicón grado 3 con recubrimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 50 PSI.

Se produce un ligero movimiento, una mínima contracción.

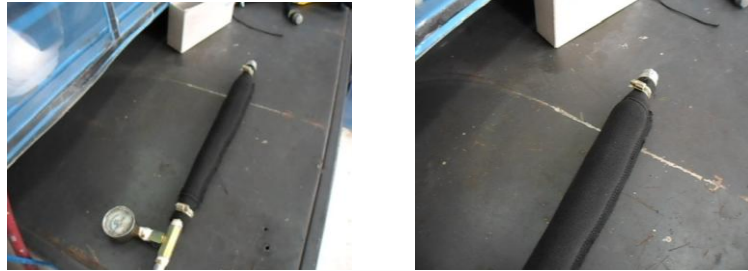


Fig. 4.8. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 50 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

- Tubo de silicón grado 3 con recubrimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad, con un diámetro de 20 mm; ensayado a 70 PSI.

Se produce un ensanchamiento máximo en la zona transversal pero no se consigue una buena contracción, además que se le realiza una repetición de un aproximado de 20 veces y falla el tubo.



Fig. 4.9. Prueba del revestimiento de plancha de elástico reforzado utilizado en la confección de fajas de seguridad a una presión de 70 psi, y con un diámetro de 20mm.

Fuente: Autor.

4.1.1.4. CILINDRO DE ELÁSTICO REFORZADO CON HILO Y MANGUERA DE LÁTEX CONTRUIDA INDUSTRIALMENTE

- Tubo de látex comercial con elástico reforzado con hilo, tejido de forma que obtendremos una malla trenzada aproximadamente. Ensayada a 20 PSI. Existe un ligero movimiento del tubo así como del recubrimiento.



Fig. 4.10. Prueba del revestimiento de elástico reforzado con hilo una presión de 20 psi.

Fuente: Autor.

- Tubo de látex comercial con elástico reforzado con hilo, tejido de forma que obtendremos una malla trenzada aproximadamente. Ensayada a 30 PSI. Se observó que el recubrimiento no dio el resultado esperado ya que se alargó de una manera no esperada.



Fig. 4.11. Prueba del revestimiento de elástico reforzado con hilo una presión de 30 psi.

Fuente: Autor.

4.1.1.5. MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER TIPO PET (Polietileno Terephthalate)

El resultado con este tipo de recubrimiento fue el más óptimo, en tanto a resistencia y por su funcionamiento a la contracción. Por lo cual se ensayó con las

tres clases de mangueras, y a las presiones desde 10 PSI hasta una máxima de 100 PSI.



Fig. 4.12. Manga trenzada de poliéster tipo PET.

Fuente: Autor.

4.1.2. PRUEBAS DE RESISTENCIA A LA PRESIÓN DE LAS MANGUERAS

Con cada una de las mangueras ya establecidas se realizó los ensayos de resistencia a la presión, teniendo en cuenta que se los realizó sin ninguna clase de recubrimiento.


4.1.2.1. MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3



Fig. 4.13. Ruptura de la manguera de silicón grado 3.

Fuente: Autor.

TABLA 4.1 PRUEBA DE RESISTENCIA DE PRESIÓN EN LA MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3, SIN RECUBRIMIENTO

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar.: Laboratorio de Neumática. Material: Manguera de Silicón Grado 3. Longitud: 300 milímetros. Diámetro interior: 8 milímetros. Diámetro exterior: 14 milímetros. Caudal nominal: 1000 lt /min.					
					
Ensayo N° 1					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 15/06/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida Regulada (PSI)	Presión Salida Regulada (BAR)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	OBSERVACIONES.
100	6,9	5	0,34	14	No sufre ningún cambio.
100	6,9	10	0,7	14	No sufre ningún cambio
100	6,9	15	1,03	14,2	Empieza a ensancharse.
100	6,9	20	1,4	14,4	Empieza a ensancharse.
100	6,9	25	1,7	14,8	Ligera deformación.
100	6,9	30	2,1	15	Ligera deformación.
100	6,9	40	2,7	15,4	Deformación pronunciada, cambio de color de la manguera.
100	6,9	50	3,5	15,8	Ruptura.

Fuente: Autor


4.1.2.2. MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA INDUSTRIALMENTE Y COMERCIALIZADA EN EL MERCADO LOCAL



Fig. 4.14. Prueba de resistencia a la presión en la manguera de látex producida industrialmente, sin recubrimiento.

Fuente: Autor.

TABLA 4.2 PRUEBA DE RESISTENCIA DE PRESIÓN EN LA MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA INDUSTRIALMENTE, SIN RECUBRIMIENTO

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar.: Laboratorio de Neumática. Material: Manguera de látex producida industrialmente. Longitud: 300 milímetros. Diámetro interior: 6.35 milímetros. Diámetro exterior: 9.5 milímetros. Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 2					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 16/06/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida (PSI)	Presión Salida (BAR)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	OBSERVACIONES.
100	6,9	5	0,34	9,5	No sufre ningún cambio.
100	6,9	10	0,7	9,5	No sufre ningún cambio
100	6,9	15	1,03	10	Empieza a ensancharse.
100	6,9	20	1,4	12	Más ensanchamiento.
100	6,9	25	1,7	30	Se deforma completamente la manguera en una manera exagerada por lo cual se lo toma como la falla que tendría esta manguera. Por cuestiones de seguridad se deja hasta esa presión el ensayo. Además cabe recalcar que sufre una deformación pero que con el paso de unos minutos se recupera casi en su totalidad.

Fuente: Autor.


4.1.2.3. MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA EN TALLER



Fig. 4.15. Mangueras de látex construidas en taller.

Fuente: Autor.

TABLA 4.3 PRUEBA DE RESISTENCIA DE PRESIÓN EN LA MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA EN TALLER, SIN RECUBRIMIENTO

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar.: Laboratorio de Neumática. Material: Manguera de látex producida en taller. Longitud: 300 milímetros. Diámetro interior: 8 milímetros. Diámetro exterior: 10.5 milímetros. Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 3.					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 17/06/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida Regulada (PSI)	Presión Salida Regulada (BAR)	Ensanchami ento Sección Transversal (mm)	OBSERVACIONES.
100	6,9	5	0,34	10,5	No sufre ningún cambio.
100	6,9	10	0,7	10,5	No sufre ningún cambio
100	6,9	15	1,03	11	Empieza a ensancharse.
100	6,9	20	1,4	12	Más ensanchamiento.
100	6,9	25	1,7	15	Ensanchamiento muy notorio y pronunciado.
100	6,9	30	2,1	18	Se deforma completamente la manguera en una manera exagerada por lo cual se lo toma como la falla, que tendría esta manguera. Por cuestiones de seguridad se deja hasta esa presión el ensayo. Esta deformación en la manguera es de manera casi permanente.

Fuente: Autor.

4.1.3. PRUEBAS DE PRESIÓN Vs FUERZA, EJERCIDA POR LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

TABLA 4.4 PRUEBA DE RESISTENCIA, PRESIÓN VS FUERZA DEL MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3 Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO						
FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA						
CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA						
ENSAYO DE RESISTENCIA, PRESIÓN Vs FUERZA DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS						
Lugar.: Laboratorio de Neumática.						
Material: Manguera de Silicón Grado 3.						
Recubrimiento: manga trenzada de poliéster.						
Longitud: 350 milímetros.						
Remache: máquina.						
Diámetro exterior: 16 milímetros.						
Caudal nominal: 1000 lt /min. Ensayo N° 4						
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.				Fecha: 25/07/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida Regulada (PSI)	Presión Salida Regulada (BAR)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Contracción Sección Longitudinal. (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Lb)
100	6,9	10	0,7	16	350	0
100	6,9	20	1,4	16	345	0,75
100	6,9	30	2,1	16,5	340	2,5
100	6,9	40	2,8	17	338	4,5
100	6,9	50	3,5	17	335	7
100	6,9	60	4,1	17	333	12
100	6,9	70	4,8	18	332	13,5
100	6,9	80	5,5	18	328	16,5
100	6,9	90	6,2	18	328	20
100	6,9	100	6,9	18,5	325	22

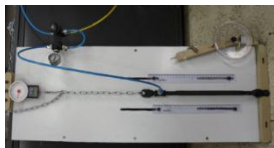
Fuente: Autor.

TABLA 4.5 PRUEBA DE RESISTENCIA, PRESIÓN VS FUERZA DEL MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE LÁTEX INDUSTRIAL Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA, PRESIÓN Vs FUERZA DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS Lugar.: Laboratorio de Neumática. Material: Látex Industrial. Recubrimiento: manga trenzada de poliéster. Longitud: 335milímetros. Remache: máquina. Diámetro exterior: 13 milímetros. Caudal nominal: 1000 lt /min.						
Ensayo N° 5						
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.				Fecha: 26/07/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida Regulada (PSI)	Presión Salida Regulada (BAR)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Contracción Sección Longitudinal. (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Lb)
100	6,9	10	0,7	13	335	0
100	6,9	20	1,4	14	320	3
100	6,9	30	2,1	15	315	9
100	6,9	40	2,8	15,5	310	14,5
100	6,9	50	3,5	16	305	18,5
100	6,9	60	4,1	16,5	302	25,5
100	6,9	70	4,8	17	300	29
100	6,9	80	5,5	17	297	33,5
100	6,9	90	6,2	17	295	37,5
100	6,9	100	6,9	18	293	40

Fuente: Autor.

TABLA 4.6 PRUEBA DE RESISTENCIA, PRESIÓN VS FUERZA DEL MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA EN TALLER, Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA, PRESIÓN Vs FUERZA DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS						
Lugar.: Laboratorio de Neumática. Material: Tubo de látex producida en taller. Recubrimiento: manga trenzada de poliéster. Longitud: 350 milímetros. Remache: máquina. Diámetro exterior: 16 milímetros. Caudal nominal: 1000 lt /min.						
						
Ensayo N° 6						
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.				Fecha: 27/07/2011		
Presión Entrada del FLR (PSI)	Presión Entrada del FLR (BAR)	Presión Salida Regulada (PSI)	Presión Salida Regulada (BAR)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Contracción Sección Longitudinal. (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Lb)
100	6,9	10	0,7	13	350	0
100	6,9	20	1,4	14	325	7
100	6,9	30	2,1	15,5	318	12,5
100	6,9	40	2,8	15,5	315	17,5
100	6,9	50	3,5	16	310	22
100	6,9	60	4,1	16,5	306	28
100	6,9	70	4,8	16,5	305	33
100	6,9	80	5,5	16,5	302	36,5
100	6,9	90	6,2	16,5	300	40
100	6,9	100	6,9	16,5	297	42,5

Fuente: Autor.

4.1.5. PRUEBAS DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS CON UNA PRESIÓN DE 35 PSI (2,4BAR)

TABLA 4.7 PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON TUBO DE SILICÓN GRADO 3 RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

<p>UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS</p>					
Lugar : Laboratorio					
Material: Músculo con tubo de silicón grado 3. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 367 mm.					
Diámetro exterior: 15 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 2,4 / (PSI) : 35					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 2,4 / (PSI) : 35					
Tiempo de contracción del músculo (seg) : 1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 7					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 12-03-2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Contracción Sección Longitudinal. (mm.)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm.)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f.)	OBSERVACIONES.
1	500	360	16,5	1,8	Músculo frío.
2	1000	360	16,5	1,8	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	360	16,5	1,8	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	360	16,5	1,8	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	360	16,5	1,8	Día siguiente, músculo frío.
6	3000	360	16,5	1,8	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
Total de repeticiones: 10500					



Fuente: Autor.

TABLA 4.8. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDO INDUSTRIALMENTE, RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar :Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de látex producido industrialmente. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 360 mm.					
Diámetro exterior: 10 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 2,4 / (PSI): 35					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 2,4 / (PSI): 35					
Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt/min.					
Ensayo N° 8					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 19-03-2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Alargamiento Sección Longitudinal. (mm)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f.)	OBSERVACIONES.
1	500	345	15	5,2	Músculo frío.
2	1000	345	15	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	345	15	5,2	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	345	15	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	345	15	5,2	Día siguiente, músculo frío.
6	3000	345	15	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
Total de repeticiones: 10500					



Fuente: Autor.

TABLA 4.9. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX CONSTRUIDA EN TALLER, RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar :Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 370 mm.					
Diámetro exterior: 13 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 2,4 / (PSI): 35					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 2,4 / (PSI): 35					
Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 9					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 26-03-2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Alargamiento Sección Longitudinal (mm)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Kg f.)	OBSERVACIONES.
1	500	358	16	5,2	Músculo frío.
2	1000	358	16	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	358	16	5,2	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	358	16	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	358	16	5,2	Día siguiente, músculo frío.
6	3000	358	16	5,2	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo. Total de repeticiones: 10500



Fuente: Autor.

4.1.6. PRUEBAS DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS CON UNA PRESIÓN DE 65 PSI (4,5 BAR)

TABLA 4.10. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON TUBO DE SILICÓN GRADO 3 RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO					
FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA					
CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA					
ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar :Laboratorio					
Material: Músculo con tubo de silicón grado 3. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 367 mm.					
Diámetro exterior: 15 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65					
Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 10					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 09/04/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Contracción Sección Longitudinal (mm.)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm.)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f.)	OBSERVACIONES.
1	500	353	17	6,6	Músculo frío.
2	1000	353	17	6,6	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	353	17	6,6	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	353	17	6,4	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	353	17	6,4	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
6	3000	353	17	6,6	Día siguiente, músculo frío.
Total de repeticiones: 10500					



Fuente: Autor.

TABLA 4.11. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDO INDUSTRIALMENTE RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Lugar :Laboratorio Material: Músculo con manguera de látex producido industrialmente. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina. Longitud: 360 mm. Diámetro exterior: 10 mm. Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65 Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65 Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5 Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5 Caudal nominal: 1000 lt/min. Ensayo N° 11					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 16/04/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Alargamiento o Sección Longitudinal (mm)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Kg. f.)	OBSERVACIONES
1	500	335	16	12,7	Músculo frío.
2	1000	335	16	12,7	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	335	16	12,7	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	335	16	12,5	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	335	16	12,7	Día siguiente, músculo frío.
6	3000	335	16	12,9	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo. Total de repeticiones: 10500

Fuente: Autor.

TABLA 4.12. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX CONSTRUIDA EN TALLER, RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar : Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 370 mm.					
Diámetro exterior: 13 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 4,5 / (PSI) : 65					
Tiempo de contracción del músculo (seg) : 1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt/min.					
Ensayo N° 12					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 23/04/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Alargamiento Sección Longitudinal (mm)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm)	Fuerza ejercida en el dinamómetro. (Kg. f.)	OBSERVACIONES
1	500	350	17	11,8	Músculo frío.
2	1000	350	17	11,6	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	350	17	11,3	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
4	2000	350	17	11,3	Día siguiente, músculo frío.
5	1350	350	17	11,8	Día siguiente, músculo frío. Ruptura. 6350 repeticiones.



Fuente: Autor.

4.1.7. PRUEBAS DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS CON UNA PRESIÓN DE 100 PSI (6,9 BAR)

TABLA 4.13. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3 RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar :Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de silicón grado 3. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 367 mm.					
Diámetro exterior: 15 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 6,9 / (PSI) : 100					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 6,9 / (PSI) : 100					
Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 13					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 07/05/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Contracción Sección Longitudinal (mm.)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm.)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f)	OBSERVACIONES.
1	500	345	18	11,3	Músculo frío.
2	1000	345	18	11,6	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	345	18	11,3	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	345	18	11,3	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	345	18	11,1	Día siguiente, músculo frío.
6	3000	345	18	11,1	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
					Total de repeticiones: 10500



Fuente: Autor.

TABLA 4.14. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDO INDUSTRIALMENTE RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar :Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de látex producido industrialmente. Recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 340 mm.					
Diámetro exterior: 10 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 6,9 / (PSI): 100					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 6,9 / (PSI): 100					
Tiempo de contracción del músculo (seg) :1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 14					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 14/05/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Contracción Sección Longitudinal (mm.)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm.)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f)	OBSERVACIONES.
1	500	325	20	16,6	Músculo frío.
2	1000	325	20	16,8	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	1500	325	20	16,8	Día siguiente, músculo frío.
4	2000	325	20	16,8	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
5	2500	325	20	16,6	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
6	3000	325	20	16,6	Día siguiente, músculo frío. Total de repeticiones: 10500



Fuente: Autor.

TABLA 4.15. PRUEBA DE CICLOS DE FUNCIONAMIENTO DEL MÚSCULO CON MANGUERA DE LÁTEX CONSTRUIDA EN TALLER, RECUBRIMIENTO MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO FACULTAD DE INGENIERIA CIVIL E INGENIERIA MECÁNICA CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA ENSAYO DE RESISTENCIA DE MANGUERAS UTILIZADAS PARA LA CONSTRUCCIÓN DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS					
Lugar : Laboratorio					
Material: Músculo con manguera de látex construida en taller, recubrimiento manga trenzada de poliéster, remache máquina.					
Longitud: 305 mm.					
Diámetro exterior: 9 mm.					
Presión de trabajo en el FLR (Bar) : 6,9 / (PSI) : 100					
Presión que llega al manómetro del banco de pruebas. (Bar) : 6,9 / (PSI) : 100					
Tiempo de contracción del músculo (seg) : 1,5					
Tiempo de relajación del músculo (seg) : 1,5					
Caudal nominal: 1000 lt /min.					
Ensayo N° 15					
Elaborado: Alejandro Lascano Freire.			Fecha: 21/05/2012.		
# de toma de datos	# de repeticiones	Contracción Sección Longitudinal. (mm.)	Ensanchamiento Sección Transversal (mm.)	Fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. f)	OBSERVACIONES.
1	500	290	19,5	10,4	Músculo frío. Ensanchamiento NO uniforme. 21mm de diámetro en la parte deformada.
2	1000	290	19	10,4	Leve calentamiento en la parte inferior del músculo.
3	225	290	19	10,7	Día siguiente, músculo frío. En total resistió 1725 repeticiones.



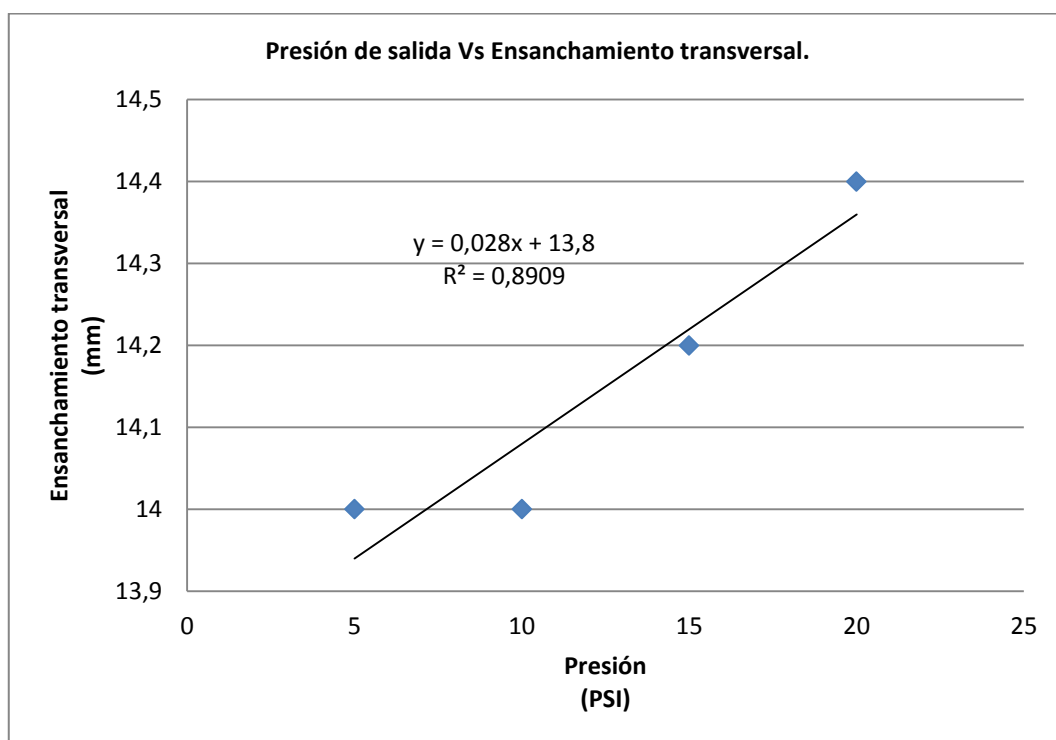
Fuente: Autor.

4.2. INTERPRETACIÓN DE DATOS

A partir de los datos tabulados que se encuentran en el numeral 4.1 (análisis de resultados), se realizan las gráficas de dispersión y un ajuste de curva de tendencia.

4.2.1. RESISTENCIA A LA PRESIÓN DE LAS MANGUERAS SIN RECUBRIMIENTO

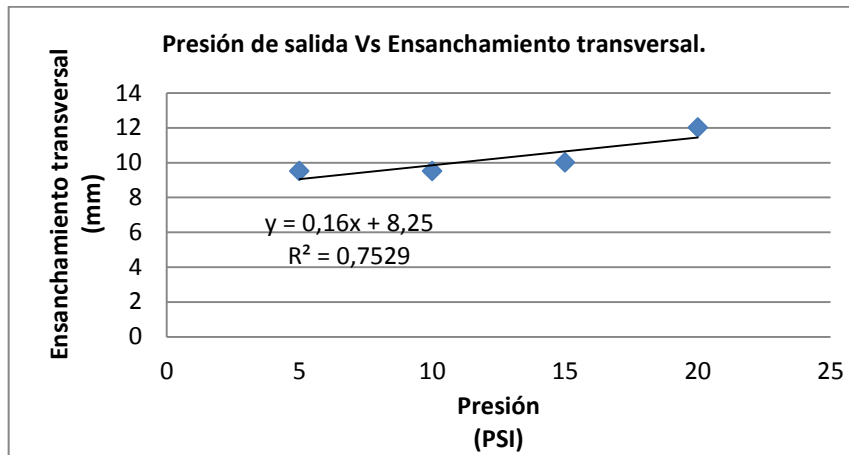
Gráfica 4.1. Ruptura manguera de silicón grado 3.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,028 es el factor multiplicador de la presión y el valor 13,8 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 89,09 %.

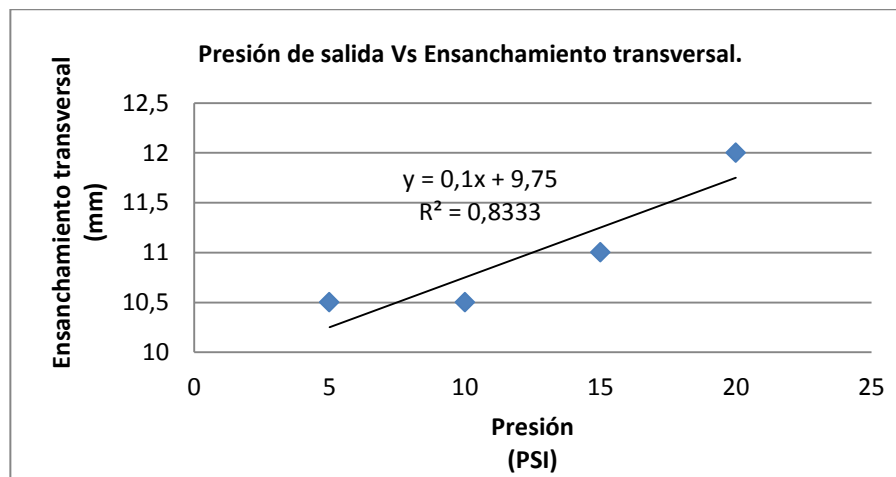
Gráfica 4.2. Ruptura manguera de látex industrial.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,16 es el factor multiplicador de la presión y el valor 8,25 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 75,29 %.

Gráfica 4.3. Ruptura manguera de látex producida en taller.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,1 es el factor multiplicador de la presión y el valor 9,75 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 83,33 %.

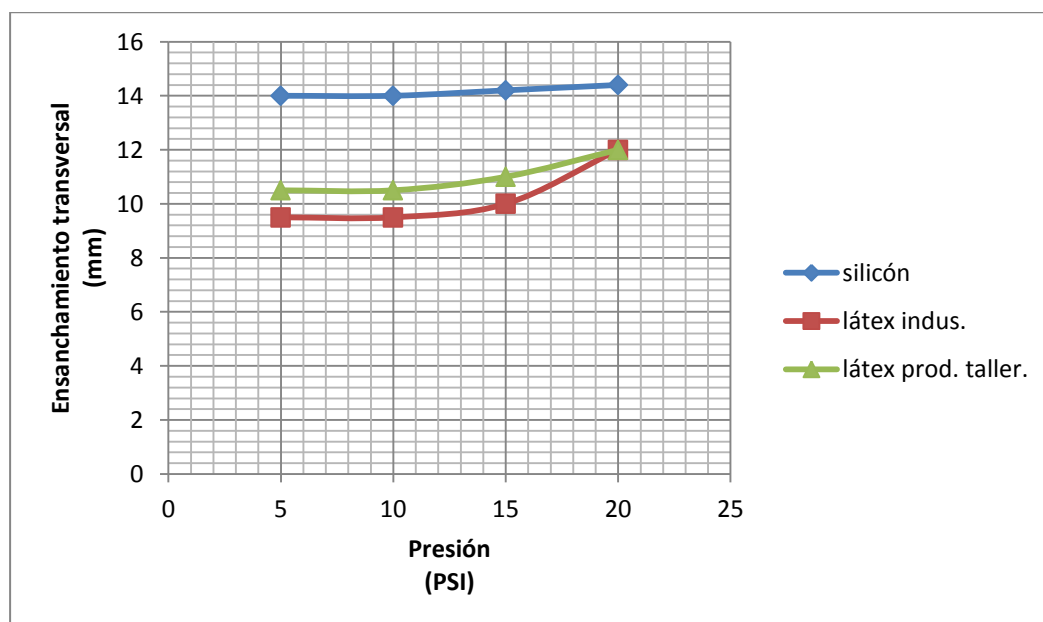
CUADRO DE COMPARACIÓN DE RESISTENCIA A LA PRESIÓN ENTRE LAS MANGUERAS

Tabla 4.16. Valores de comparación de resistencia de las mangueras.

Presión (PSI)	Silicón.	Látex com.	Látex art.
5	14	9,5	10,5
10	14	9,5	10,5
15	14,2	10	11
20	14,4	12	12

Fuente: Autor.

Gráfica 4.4 Comparación gráfica de la resistencia a la presión entre las mangueras.



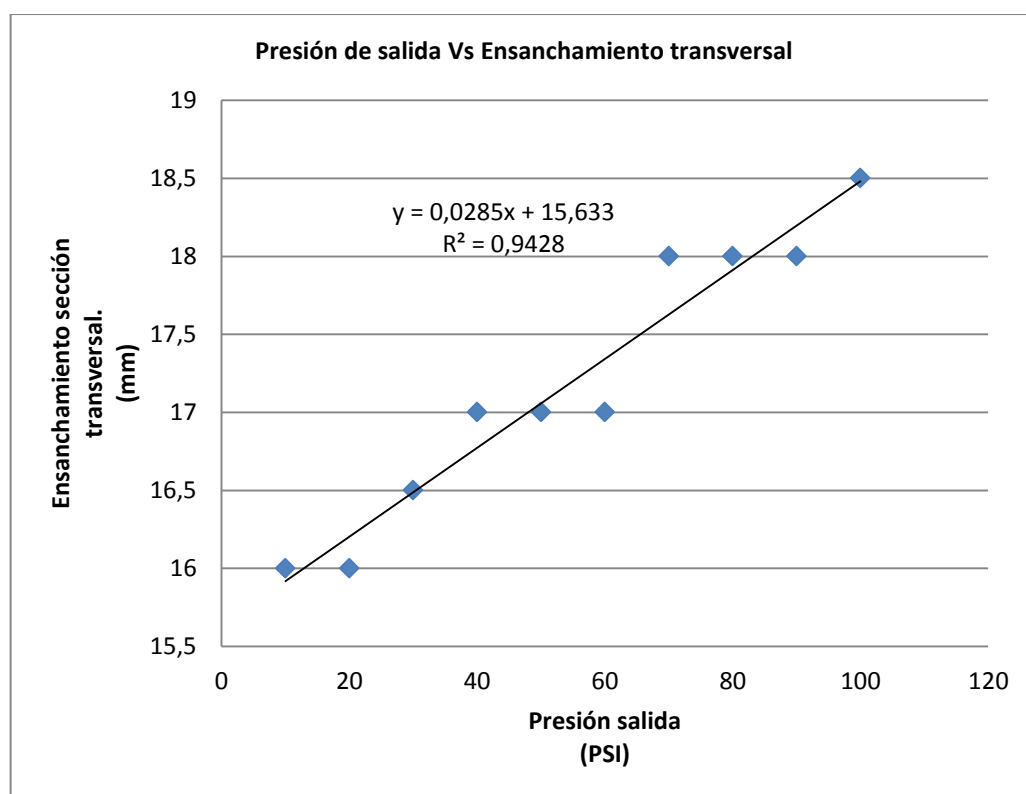
Fuente: Autor.

La variación del ensanchamiento transversal con respecto a la resistencia de la presión que tienen las mangueras, látex industrial, y látex producida en taller, es similar para las dos, mientras tanto que la manguera de silicón grado 3 tiene una variación más reducida que las otras dos anteriores.

4.2.2. ENSAYO DE RESISTENCIA EN LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

4.2.2.1. MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE SILICÓN GRADO 3, Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

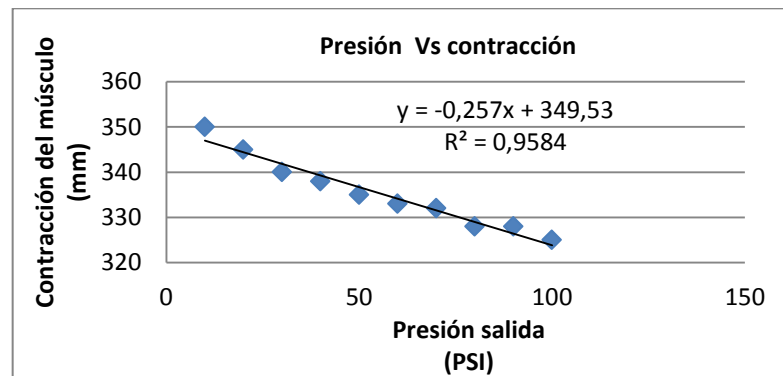
Gráfica 4.5. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,0285 es el factor multiplicador de la presión y el valor 15,633 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 94,28 %.

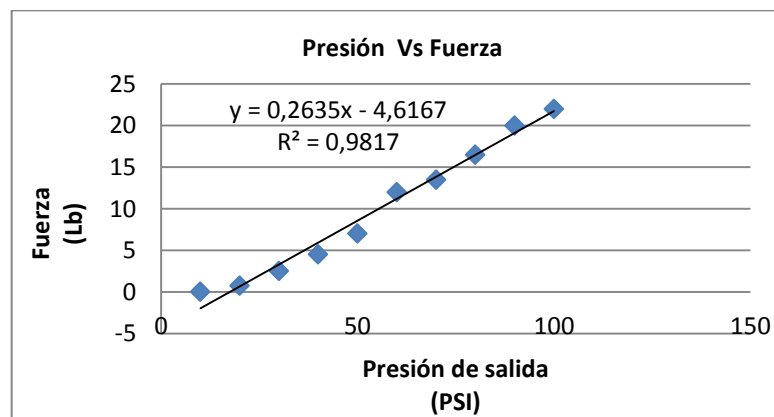
Gráfica 4.6. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, la contracción (y) tiene una tendencia lineal decreciente; en donde el valor $-0,257$ es el factor multiplicador de la presión y el valor $349,53$ es el desplazamiento de la contracción; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del $95,84\%$.

Gráfica 4.7. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo de silicón grado 3 y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.

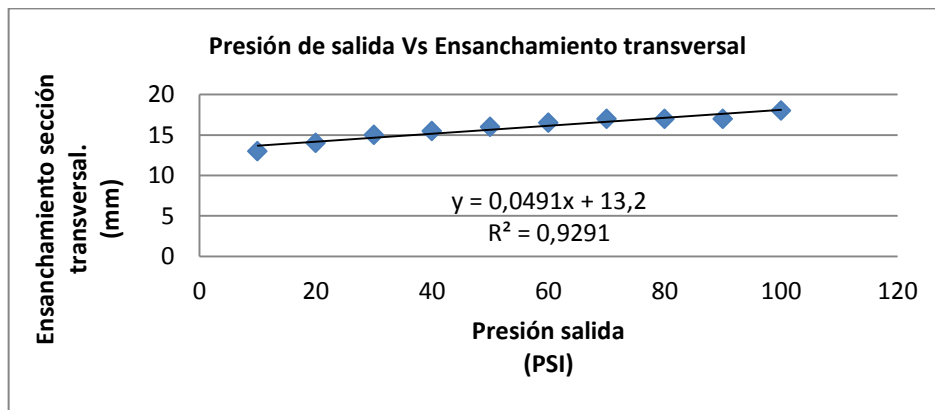


Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, la fuerza (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor $0,2635$ es el factor multiplicador de la presión y el valor $-4,6167$ es el desplazamiento de la fuerza; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del $98,17\%$.

4.2.2.2. MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA INDUSTRIALMENTE, Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

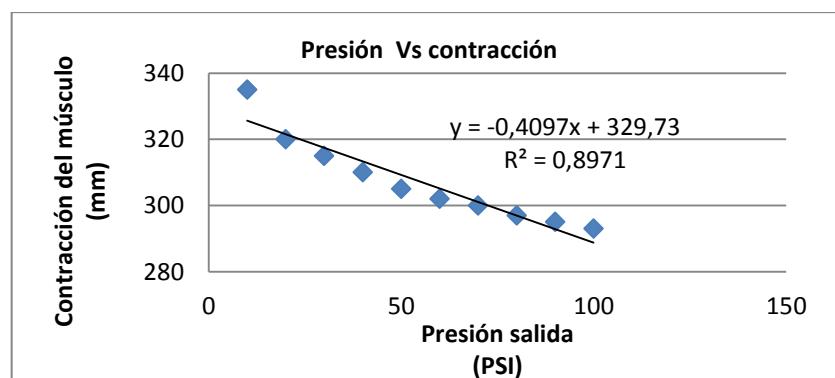
Gráfica 4.8. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de látex producido industrialmente.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,0491 es el factor multiplicador de la presión y el valor 13,2 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 92,91 %.

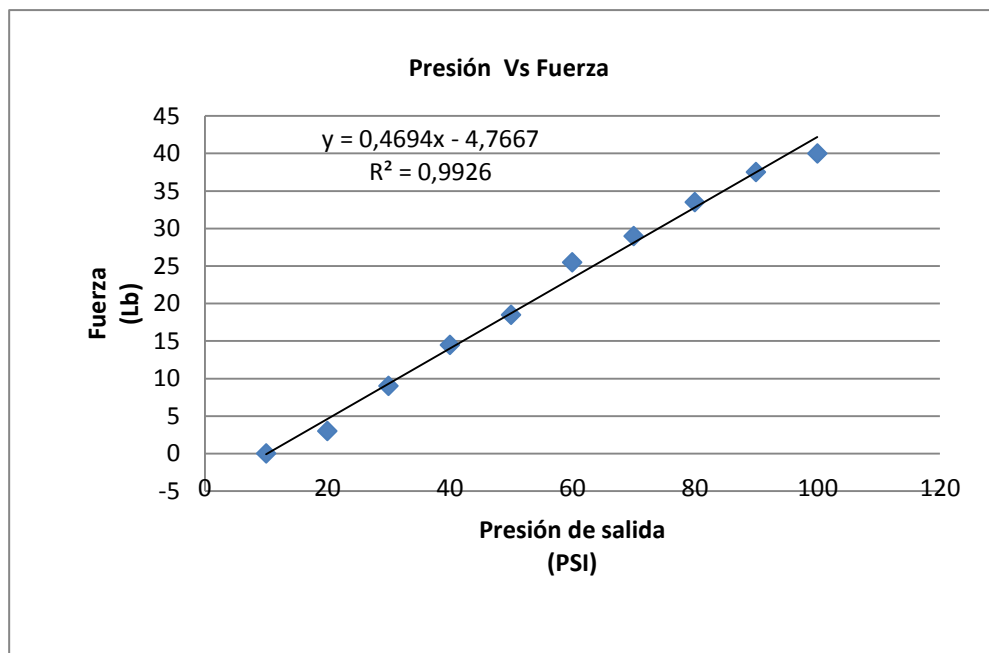
Gráfica 4.9. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de látex producido industrialmente y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que el presión (x) aumenta, la contracción (y) tiene una tendencia lineal decreciente; en donde el valor 0,4097 es el factor multiplicador de la presión y el valor 329,73 es el desplazamiento de contracción; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 89,71 %.

Gráfica 4.10. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo látex producido industrialmente.

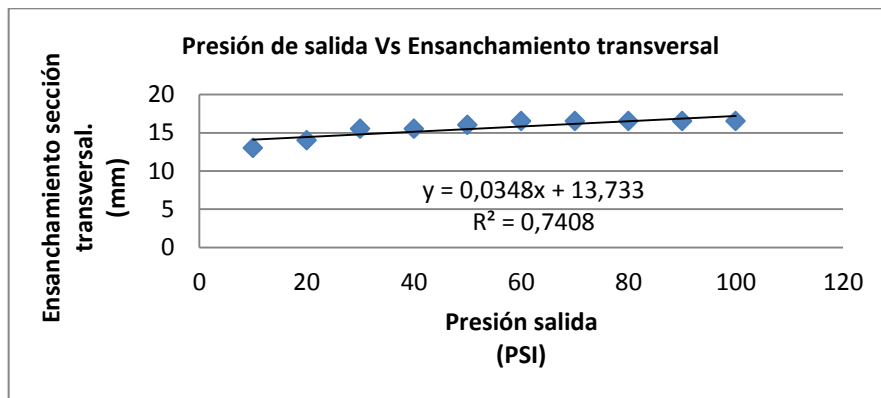


Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, la fuerza (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,4694 es el factor multiplicador de la presión y el valor -4,7667 es el desplazamiento de la fuerza; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 99,26 %.

4.2.2.3. MÚSCULO NEUMÁTICO DE MANGUERA DE LÁTEX PRODUCIDA EN TALLER, Y RECUBRIMIENTO DE MANGA TRENZADA DE POLIÉSTER, REMACHE MÁQUINA

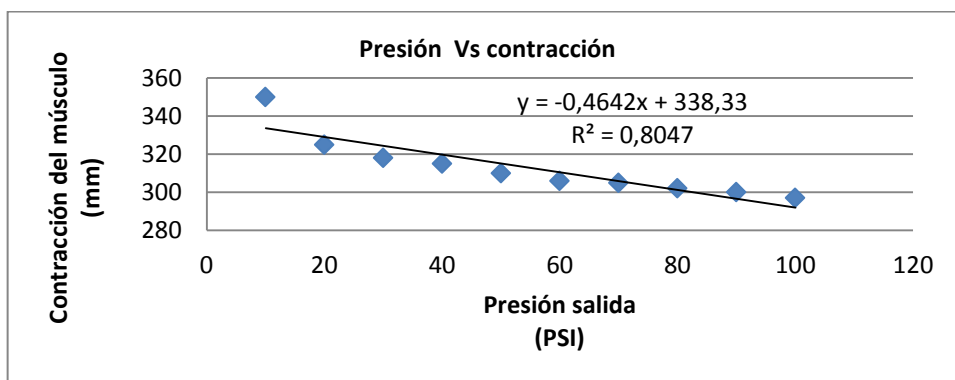
Gráfica 4.11. Ensayo de: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal del músculo de látex producido artesanalmente, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, el ensanchamiento transversal (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,0348 es el factor multiplicador de la presión y el valor 13,733 es el desplazamiento del ensanchamiento transversal; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 74,08%.

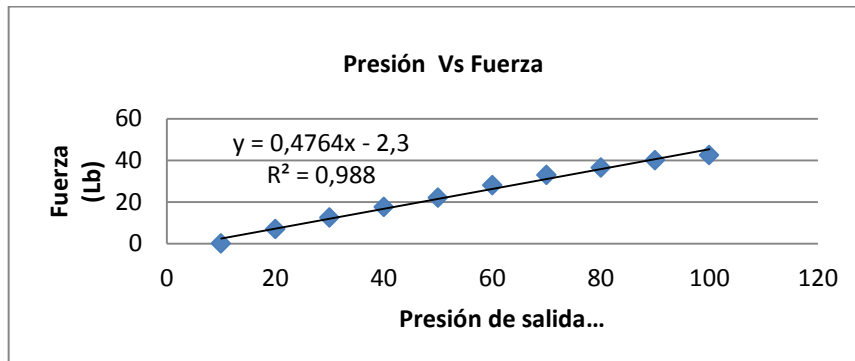
Gráfica 4.12. Ensayo de: Presión Vs contracción del músculo de látex producido artesanalmente y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que el presión (x) aumenta, la contracción (y) tiene una tendencia lineal decreciente; en donde el valor 0,4642 es el factor multiplicador de la presión y el valor 338,33 es el desplazamiento de la contracción; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 80,47 %.

Gráfica 4.13. Ensayo de: Presión Vs fuerza del músculo látex producido artesanalmente, y recubrimiento de manga trenzada de poliéster, remache máquina.



Fuente: Autor.

A medida que la presión (x) aumenta, la fuerza (y) tiene una tendencia lineal creciente; en donde el valor 0,4764 es el factor multiplicador de la presión y el valor -2,3 es el desplazamiento de la fuerza; éstas variables mantienen un coeficiente de determinación del 98,8 %.

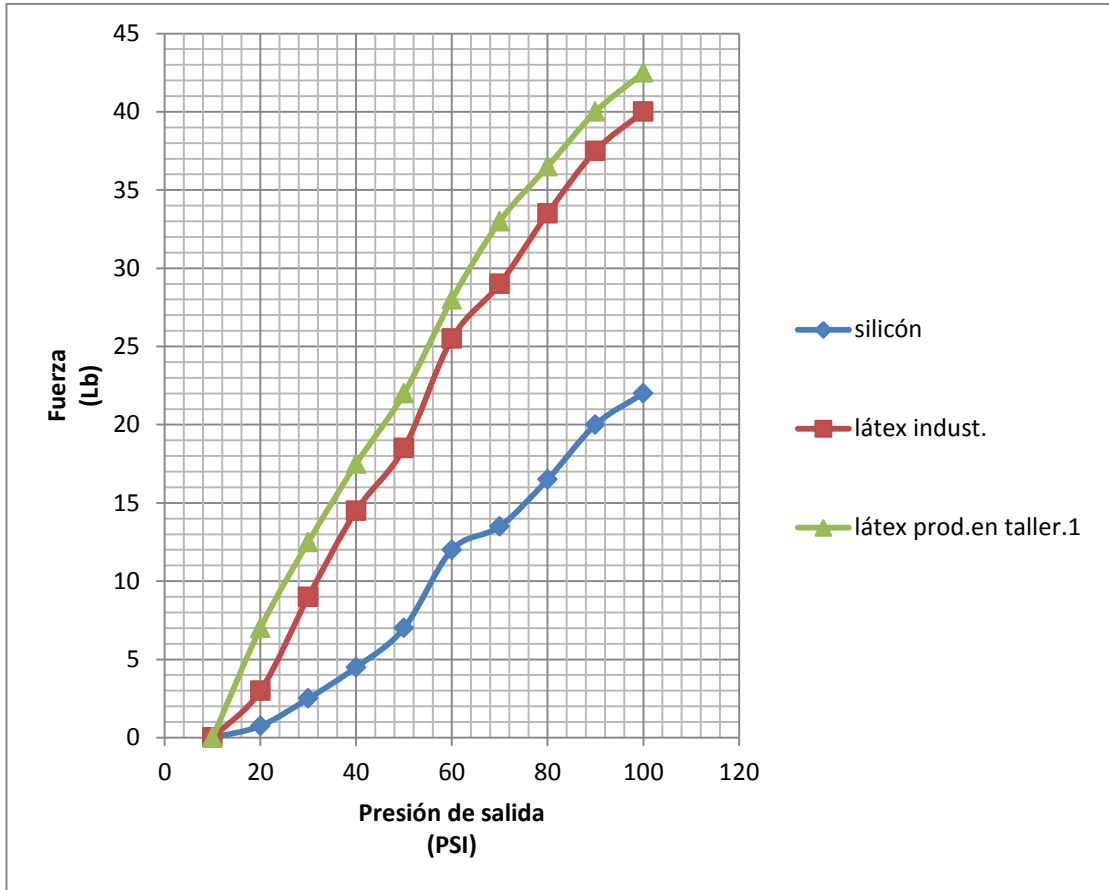
CUADRO DE COMPARACIÓN DE DATOS OBTENIDOS EXPERIMENTALMENTE DE PRESIÓN VS FUERZA ENTRE LOS MÚSCULOS NEUMÁTICOS

Tabla 4.17. Valores de comparación de presión vs fuerza entre los músculos neumáticos.

Presión (psi)	Mang. Silicón. G 3	Mang. Látex com.	Látex prod. en taller.
10	0	0	0
20	0,75	3	7
30	2,5	9	12,5
40	4,5	14,5	17,5
50	7	18,5	22
60	12	25,5	28
70	13,5	29	33
80	16,5	33,5	36,5
90	20	37,5	40
100	22	40	42,5

Fuente: Autor.

Gráfica 4.14. Comparación de curvas de presión Vs fuerza entre los músculos neumáticos.



Fuente: Autor.

La variación de la fuerza con respecto a la presión que tienen los músculos neumáticos, contruidos de manguera de látex industrial, y manguera de látex producida en taller, es similar para las dos, mientras tanto que el músculo neumático construido de manguera de silicón grado 3 tiene una variación más reducida que las otras dos anteriores.

**CUADRO DE COMPARACIÓN ENTRE DATOS OBTENIDOS
EXPERIMENTALMENTE PARA LA VERIFICACIÓN DE LA
HIPÓTESIS**

Tabla 4.18. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 2,4 bares ó 35 psi.

MÚSCULO NEUMÁTICO	Longitud total. (mm)	Promedio de la contracción de la longitud. (mm)	ΔL . (mm)	Diámetro nominal. (mm)	Promedio del ensanchamiento del diámetro. (mm)	$\Delta \phi$ (mm)	Promedio de la fuerza ejercida en el dinamómetro. (Kg. F)	# De ciclos de funcionamiento del músculo.
De manguera de silicón grado 3, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina	367	360	7	15	16,5	1,5	1,8	10500
De manguera de látex industrial, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina.	360	345	15	10	15	5	5,2	10500
De manguera de látex producido artesanalmente, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache	370	358	12	13	16	3	5,2	10500

Fuente: Autor.

Tabla 4.19. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 4,5 bares ó 65 psi.

MÚSCULO NEUMÁTICO	Longitud total. (mm)	Promedio de la contracción de la longitud (mm)	ΔL . (mm)	Diámetro nominal. (mm)	Promedio del ensanchamiento del diámetro (mm)	$\Delta \phi$ (mm)	Promedio de la fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. F)	# De ciclos de funcionamiento del músculo.
De manguera de silicón grado 3, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina	367	353	14	15	17	2	6,5	10500
De manguera de látex industrial, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina.	360	335	25	10	16	6	12,8	10500
De manguera de látex producido artesanalmente, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache	370	350	20	13	17	4	11,5	6350

Fuente: Autor

Tabla 4.20. Valores promedios de contracción, ensanchamiento, fuerza y número de repeticiones de funcionamiento que resistieron los músculos neumáticos a una presión de 6,9 bares ó 100 psi.

MÚSCULO NEUMÁTICO	Longitud total. (mm)	Promedio de la contracción de la longitud (mm)	ΔL . (mm)	Diámetro nominal. (mm)	Promedio del ensanchamiento del diámetro (mm)	$\Delta \phi$ (mm)	Promedio de la fuerza ejercida en el dinamómetro (Kg. F)	# De ciclos de funcionamiento del músculo.
De manguera de silicón grado 3, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina	367	345	22	15	18	3	11,3	10500
De manguera de látex industrial, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache máquina.	340	325	15	10	20	10	16,7	10500
De manguera de látex producido artesanalmente, recubrimiento manga trenzada de poliéster. Remache	305	290	15	9	19,1	10,1	10,5	1725

Fuente: Autor.

4.3. VERIFICACIÓN DE LA HIPÓTESIS

De los datos que se obtuvo en los ensayos de resistencia a la presión realizados con las mangueras de silicón grado 3, látex producido industrialmente, y látex producido en taller, y la comparación entre las curvas del mismo ensayo (gráfica 4.4). Se llega a determinar que la manguera que mejores resultados presenta ante esta prueba es la de látex producido industrialmente.

Así una vez ensamblados los músculos neumáticos con las tres clases de mangueras, se los realizó diferentes pruebas como: Presión Vs ensanchamiento de la sección transversal, Presión Vs contracción de la sección longitudinal, Presión Vs fuerza que ejerce el músculo, y pruebas de ciclos de funcionamiento, en base a los datos que se registra, y con la comparación de valores (tablas: 4.18, 4.19, y 4.20); y curvas (gráfica 4.14), se determina que el músculo que mejores resultados de desempeño tiene ante estas pruebas es el construido con manguera de látex producido industrialmente.

Por tales resultados es este el modelo de músculo neumático, que se ratifica para ser instalado, el cual será el que provea el movimiento principal de dorsiflexión en la órtesis dinámica de pie caído.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. CONCLUSIONES

- De los ensayos de resistencia que se realizó con los diferentes recubrimientos, para los músculos neumáticos el material que mejor condiciones de funcionamiento y prestaciones, fue el de la manga trenzada de poliéster.
- Del ensayo realizado de resistencia a la presión, a las tres clases de mangueras se comprueba que la que mejores resultados presenta es la de látex producida industrialmente, ya que su deformación es uniforme en toda su sección longitudinal, así como la resistencia que tiene al número de ciclos de repetición.
- Con las tres clases de músculos neumáticos construidos, se los ensayó a presiones de intervalos de 10 hasta 100 PSI, obteniendo así sus valores máximos de contracción, ensanchamiento, y fuerza que pueden ejercer a dichas presiones.
- Se realizó pruebas de ciclos de funcionamiento de los músculos a 35, 65, y 100 PSI, obteniendo así como resultado que el músculo de manguera de silicón grado 3, y el de manguera de látex industrial resistieron 10500 repeticiones en las tres presiones, mientras tanto que el de manguera de látex construida en taller a la presión de 35 PSI resistió igual que las dos anteriores, pero a la presión de 65 PSI resistió 6350 ciclos y a 100 PSI resistió 1725 ciclos.

- Mediante la prescripción médica (anexos) y dependiendo del tratamiento que necesite el paciente el equipo tendrá un aproximado tiempo de duración de cada tratamiento de 15 minutos por día, y dependiendo del número de ciclos que se realicen durante este tiempo tiene una duración el músculo de 1 año aproximadamente. Por qué el tratamiento estaría en esta forma estipulada (intervalo entre la dorsiflexión y la plantiflexión no muy seguido, entonces tendría una contracción de 10 segundos, un intervalo de 5 segundos y la relajación de 5 segundos.). Dando un total de 45 ciclos por cesión diaria.

- Con las pruebas realizadas en el “Ministerio de Inclusión Económica y Social. MIES”. PATRONATO MUNICIPAL SAN JOSÉ DE QUITO, EN EL CENTRO DE REFERENCIA Y ACOJIDA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD SEVERA Y LIMITACIONES GRAVES, (VICEPRESIDENCIA DE LA REPUBLICA DEL ECUADOR), con la órtesis dinámica de pie caído, en pacientes con diferentes politraumatismos y secuelas de enfermedades y operaciones, se comprobó que el aparato ortopédico funciona de la manera requerida para la rehabilitación de los mismos.(anexos).

5.2. RECOMENDACIONES

- En la construcción de la manguera de látex se debe tomar muy en cuenta la temperatura a la que está el líquido coagulante (cloruro de calcio). Siempre por encima de la temperatura ambiente.
- Para el óptimo resultado en la construcción de las mangueras de látex se debe tomar muy en cuenta que los moldes deben estar totalmente libres de grasas y aceites, siempre hay que limpiarlos con desengrasante o tiñen.
- Hay que tener presente el movimiento que se realiza con los moldes, el momento de la inmersión en el látex como en el líquido coagulante, para así tratar de evitar que se forme burbujas en los mismos, así como el número de inmersiones que se los realiza.
- Es muy importante el llevar las protecciones adecuadas en el cuerpo como: ropa adecuada, gafas, mascarilla al momento de manipular estos líquidos.
- Para la selección del diámetro del recubrimiento de la manguera, éste no debe ser mayor en 3 diámetros al de la manguera interna ya que, el ensanchamiento que se produce en la sección transversal con este diámetro mayor no será uniforme.
- Cuando se realice ensayos, con los músculos neumáticos en el banco de pruebas, es de menester importancia sujetar firmemente todos los componentes de los mismos, y revisar las conexiones neumáticas, así como la presión del aire a suministrarse.
- Antes del uso del aparato ortopédico hay que revisar la presión suministrada de aire así como el ángulo al que va a ser sometido el pie, que puede tolerar el paciente y regularlo.

- El equipo ortopédico fue recubierto de látex para aislar la temperatura que mantienen las partes metálicas y que van a estar en contacto directo con la pierna y pie del paciente.
- El aparato ortopédico fue probado en personas totalmente sanas, dando como resultado que un máximo de flexión dorsal del pie, para estas personas es de 20°.

CAPÍTULO VI

PROPUESTA

6.1. DATOS INFORMATIVOS

- **Título:** “ESTUDIO DE MÚSCULOS NEUMÁTICOS Y DETERMINACIÓN DE PARÁMETROS FUNCIONALES PARA SER APLICADO EN UNA ÓRTESIS DINÁMICA DE PIE CAIDO.”

- **Autor:** Manuel Alejandro Lascano Freire.

- **Beneficiarios:** “Universidad Técnica de Ambato” Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica.

- **Ubicación:** Cantón Ambato, Provincia del Tungurahua.

- **Tiempo estimado para la ejecución:**

- **Inicio:** Enero/2012.

- **Fin:** Diciembre/2012.

- **Costo:** 1651.10 Dólares.

6.2. ANTECEDENTES DE LA PROPUESTA

Con el adelanto tecnológico en que se encuentra la sociedad se crea la necesidad de buscar nuevos sistemas, aparatos, instrumentos, y dispositivos que ayuden de

alguna forma a mejorar el funcionamiento de equipos de rehabilitación y por tanto la manera de tratar algunos politraumatismos que presentan los pacientes.

Con el estudio realizado de los músculos neumáticos se tiene una manera bastante eficaz para realizar movimientos requeridos en el aparato ortopédico de rehabilitación en el politraumatismo de pie caído.

Con la comparación del desempeño de los músculos neumáticos contruidos, se llega a la conclusión que el mejor de estos prototipos para que sea ensamblado en el equipo ortopédico es el de manguera de látex producido industrialmente, ya que es el que tiene las prestaciones necesarias para el movimiento de dorsiflexión que tiene que realizar el mismo.

6.3. JUSTIFICACIÓN

Los avances tecnológicos en la industria de aparatos ortopédicos tienen un crecimiento bastante considerable por las exigencias mismas de la sociedad actual, que se ve inmersa en muchas situaciones adversas del convivir diario.

La importancia del desarrollo del prototipo ortopédico “órtesis dinámica de pie caído” es fundamental, ya que en nuestro medio el tratamiento de rehabilitación para tratar el politraumatismo que se lo conoce como pie caído o pie equino, se lo ha venido realizando de la manera tradicional, esto quiere decir con la ayuda de las manos de del fisioterapeuta al realizar ejercicios de repetición de movimientos.

Es de mucho interés la realización de este proyecto ya que en el centro donde se realizaron las pruebas con el equipo, se pudo notar que este tipo de politraumatismos es bastante común en las personas.

El hecho de tener un equipo automatizado para rehabilitación tendrá dos partes de beneficiarios la primera que está directamente vinculada con el paciente ya que tendrá el movimiento de dorsiflexión del pie, de una manera controlada en las

repeticiones del tratamiento, de la misma manera la persona que realiza el tratamiento terapéutico de rehabilitación obtendrá una manera más cómoda al momento de tratar a sus pacientes, además que pudiera realizar alguna otra clase de actividad, mientras dura los ciclos de repetición.

6.4. OBJETIVOS

6.4.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un prototipo de órtesis dinámica de pie caído, en el cual se pueda implementar músculos neumáticos, para realizar el movimiento de dorsiflexión del pie, para el tratamiento del politraumatismo de pie caído.

6.4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir órtesis dinámica en aluminio, previo molde estandarizado.
- Realizar pruebas de funcionamiento con personas que padezcan del politraumatismo de pie caído.

6.5. ANÁLISIS DE FACTIBILIDAD

La propuesta planteada es factible de realizar debido a que: la mayoría de los materiales que se utilizó en la construcción primeramente de los músculos neumáticos se los encuentra en el mercado local, siendo así la manguera de silicón que se la puede conseguir donde proveen material de grado alimenticio o médico, así como la manguera de látex producida industrialmente se la consigue en las ferreterías, y por último como la otra manguera se la construyó artesanalmente, el látex se lo consiguió con proveedores de material para la fabricación de balones.

El recubrimiento para los músculos neumáticos se los importó, pero gracias a los medios electrónicos fue muy fácil el contacto con la empresa y por tanto la

adquisición del producto, ya que la misma provee esta clase de materiales y la distribuyen para todo el mundo.

Para la construcción del molde primero se lo realizó en yeso de grado quirúrgico, seguidamente se procedió a moldear en arena para ser fundido en aluminio, teniendo todos estos materiales en el mercado local.

6.6. FUNDAMENTACIÓN

6.6.1. MEDIDA DE LA FUNCIÓN MÚSCULO ESQUELÉTICA

6.6.1.1. GONIOMETRÍA

La goniometría permite la medición de la movilidad articular. Esta es un paso esencial en la evaluación de la funcionalidad de un paciente con discapacidad muscular, neurológica o esquelética. La presencia de una contracción muscular voluntaria, la aplicación de un dispositivo protésico o de una órtesis, la preservación de la sensibilidad en una parte del cuerpo, puede tener poco valor para el paciente si las articulaciones de esa región no pueden ser movidas, en forma total o parcial, dentro de su amplitud normal de movimiento. En otras circunstancias, por ejemplo, cuando la limitación del movimiento de la articulación todavía puede permitir que el paciente camine, la resistencia puede quedar muy disminuida por efecto de fatiga de los músculos que ejercen sus fuerzas con una desventaja biomecánica.

6.6.1.2. APARATOS E INSTRUMENTOS

Si bien se han descrito muchos tipos de goniómetros o de artrómetros⁵. El instrumento que se emplea con mayor frecuencia en clínica es el goniómetro universal.

⁵ Delorme, T.L Restoration of muscle power by heavy resistance exercises. J. Bone Joint Surg. 27:645-667, 1975.

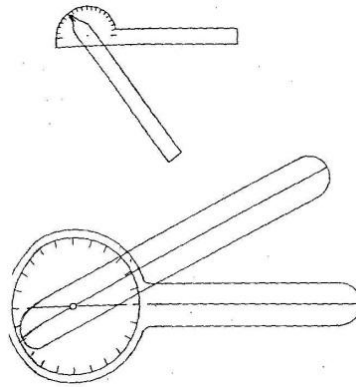


Fig.6.1. Dos ejemplos de goniómetros universales empleados habitualmente por el clínico.

Fuente: Libro. Krusen. Medicina física y rehabilitación. Cuarta edición.

Los dos brazos del goniómetro, con un indicador en uno de ellos y una escala transportadora en el otro, están unidos por un pivote que le proporciona una fricción suficiente como para que el instrumento permanezca estable mientras se lo usa y se lo sostiene para su lectura.

Algunos goniómetros se fabrican con una escala circular completa y otros con escala hemicircular, pero todas deben estar marcadas en grados, en forma clara de modo que la escala se pueda leer con facilidad a simple vista a una distancia de 45 cm.

La longitud de los brazos de un goniómetro portátil es habitualmente de 15 cm. No obstante, si se precisan medidas más exactas para la medición de las articulaciones de miembros muy grandes o muy pequeños, será preferible usar brazos más largos o más cortos.

El aparato también debe ser liviano, durable y lavable para asegurar que se pueda transportar en el bolsillo o en la cartera del examinador con tanta frecuencia como lo requiera su uso.

En algunas situaciones especiales se emplean goniómetros de burbuja, plomadas, dispositivos electrónicos, etc.

6.6.1.3. SISTEMAS DE MEDICIÓN

Como los huesos del cuerpo pueden ser considerados como palancas o como un sistema de palancas, es posible pensar en ellos como elementos que se mueven en forma circular en torno a un eje de rotación ubicado en el centro de sus articulaciones. Cuando el movimiento se produce alrededor de una articulación, cada punto del hueso en movimiento debe describir un arco de círculo, cuyo centro se ubica sobre el eje de rotación.

Es importante localizar en forma correcta el eje de rotación de una articulación para poder efectuar una goniometría exacta. En casi todas las articulaciones, el eje del goniómetro se puede colocar de tal manera que coincida con el eje de rotación de la articulación. El ángulo así formado por los dos brazos del goniómetro corresponde al formado por los dos miembros de la articulación.

La posición de grado 0 (0°) de un círculo superpuesto a la articulación ha sido asignada en forma arbitraria.

Con el paciente en la posición anatómica, se designa como 0° al punto que se encuentra directamente sobre la cabeza del paciente, mientras que los 180° se encuentran a sus pies. Tal como lo muestra la figura 6.2.

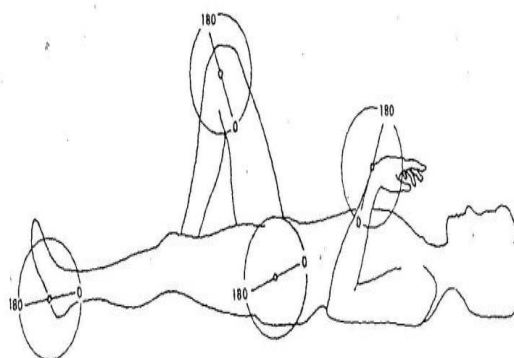


Fig.6.2. Sistema goniométrico de círculo completo o sistema de 360° , aplicado a varias articulaciones del cuerpo, que muestra la localización de la posición del grado cero (0°).

Fuente: Libro. Krusen. Medicina física y rehabilitación. Cuarta edición.

Cuando el miembro proximal de una articulación se mueve alejándose de la posición anatómica, también se mueve la posición de 0° que ya no se ubicará sobre la cabeza del paciente.

En el sistema de círculo completo, se pueden considerar casi todos los movimientos articulares como rotando desde o hacia el punto cero, situado sobre la cabeza, en los planos frontal o sagital.

6.6.2. TERMINOLOGÍA

6.6.2.1. PLANOS DEL CUERPO HUMANO

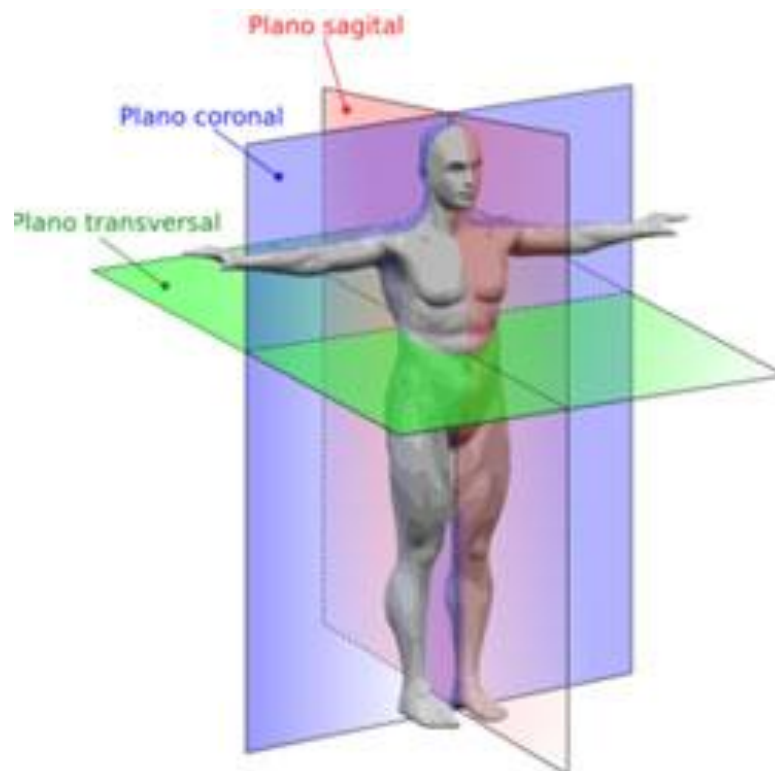


Fig. 6.3. Planos del cuerpo humano.

Fuente:http://www.krauserwin.info/index.php?option=com_content&view=article&id=140:planos-anatomicos-en-el-ser-humano&catid=17:miologia&Itemid=48.

Como ocurre en casi todos los campos de la comunicación médica, la coincidencia en la terminología goniométrica no ha sido universal. Sin embargo, la elección de los vocablos debe depender de si son capaces o no de transmitir en

forma exacta lo que el escritor quiere expresar. El glosario que se presenta a continuación enumera muchos de los términos empleados comúnmente en el lenguaje de la goniometría.

6.6.3. MARCHA

6.6.3.1. MARCHA NORMAL

La marcha es el conjunto de movimientos articulares que permiten el desplazamiento del cuerpo sobre una superficie sólida, gracias a la acción muscular y a la función reguladora del sistema nervioso. Es el resultado de la combinación de las funciones de soporte y equilibrio de las extremidades pélvicas.

El soporte se refiere a la función por la cual las extremidades inferiores no permiten que los segmentos corporales superiores se doblen sobre ellas por acción de la gravedad. Función que es mantenida principalmente por contracciones estáticas de los músculos extensores de los miembros pélvicos y de la columna.

La función de equilibrio permite corregir adecuadamente los cambios de posición que se observan durante la marcha o la postura, tratando de mantener la alineación correcta del eje vertical del equilibrio corporal. En esta función intervienen prácticamente todos los músculos de la extremidades inferiores, pero principalmente los de la cadera y pie mediante con tracciones estático-cinéticas.

Finalmente, gracias a estas dos funciones combinadas y a una serie de contracciones cinéticas de la musculatura de los miembros pélvicos se produce la propulsión del cuerpo y por tanto la de ambulación.

Pero este conjunto de acciones musculares y de movimientos articulares está regulado por el sistema nervioso, el mismo que tiene que ver con la regulación de la contracción muscular, coordinación de los movimientos, equilibrio, soporte, etc.

6.6.3.2. FENÓMENOS Y FASES DE LA MARCHA

Los fenómenos que ocurren en las extremidades inferiores durante la marcha. De esta manera cada una de ellas atraviesa por los siguientes estadios:

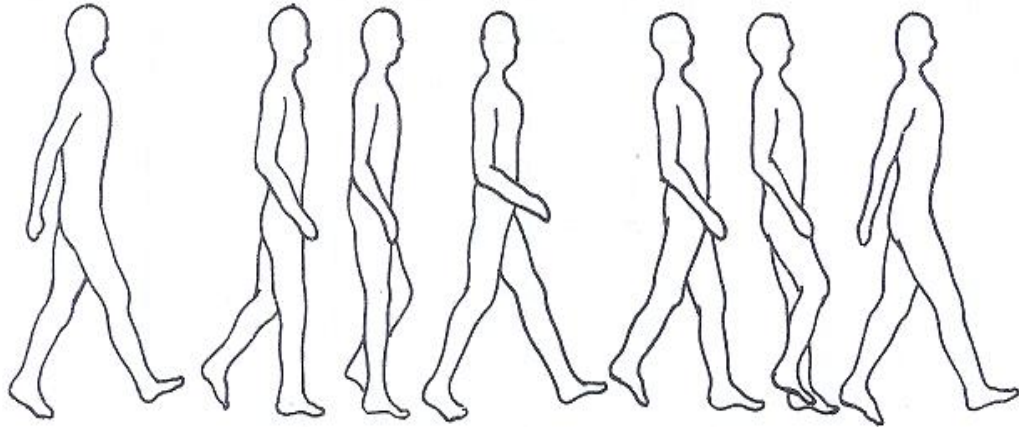


Fig. 6.4. Fases de la marcha normal.

Fuente: Libro Manual de Órtesis y Prótesis Doctor Luis Cifuentes Martínez.
Quito.

6.6.3.3. LA MARCHA ANORMAL

La marcha anormal se produce por alteraciones en el ritmo, sincronización, alternancia sucesión de las diferentes fases y subfases de la marcha. Se presentan desajustes en combinación de la pérdida y recuperación del equilibrio, que ocurre durante los períodos de contención y propulsión.

a. CAUSAS DE LA MARCHA ANORMAL

Son diversas y se las puede agrupar de la siguiente manera:

- Médicas y quirúrgicas.
- Ortésicas y protésicas.
- Psicológicas.

CAUSAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS.

- Articulares: Disminución en la amplitud articular, contracturas.

- Musculares: Pérdida o desigualdad de la fuerza muscular, paresias (Disminución de fuerza de uno o más grupos musculares. Es un grado menor de parálisis.) o parálisis.
- Dolor: De cualquier etiología.
- Incoordinación. Espasticidad, temblor, rigidez.
- Patología estructural en huesos, articulaciones, segmentos corporales.
- Trastornos circulatorios periféricos.
- Obesidad.
- Trastornos neurofisiológicos.

CAUSAS ORTÉSICAS Y PROTÉSICAS

- Órtesis: Zapatos, plantillas, corsés, férulas.
- Prótesis: De miembro inferior o superior.
- Entrenamiento: Ausencia o defectos en el entrenamiento de la marcha con el uso de órtesis o prótesis.

CAUSAS PSICOLÓGICAS

Trastornos psicológicos de diversa causa y que dan una falta de motivación o producen alteraciones en la deambulación y en los desplazamientos.

b. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MARCHA ANORMAL

Existen diferentes tipos de marchas anormales pero todas tienen como características:

- Movimientos excesivos.
- Movimientos asimétricos.
- Movimientos asincrónicos.⁶

La marcha es más normal cuando la cadencia es lenta, es decir que cuando el paciente camina más despacio las alteraciones son menos notorias. Por esta razón cuando se examina al paciente que presenta marcha anormal, se lo debe hacer con cadencia rápida ya que los desajustes o desviaciones aumentan.

6.6.3.4. ANÁLISIS DE LA MARCHA ANORMAL TOBILLO

TIPOS DE MARCHA ANORMAL

- Equina.
- Calcánea.
- En valgo.
- En varo.
- Marcha equina.

a. CAUSAS

⁶ HUNT GARY. Examination of Lower-Extremity Dysfunction. Impress. Department of Physical Therapy .Medical Center .Springfield. Missouri. 1988.

- Falta de fuerza en los músculos dorsiflexores.

- Espasticidad de los flexores plantares.

- Acortamiento del Tendón de Aquiles.

- Lesión genética.

CARACTERÍSTICAS

Golpeteo de la parte anterior del pie inmediatamente después de la subfase, los dedos tocan el suelo antes que el talón. El pie permanece caído durante la fase de balanceo.

COMPENSACIONES

Se produce una excesiva flexión de la cadera y de la rodilla durante la fase de balanceo. Se denomina “marcha en estepage”. El paciente puede colocar el miembro inferior en rotación externa se la conoce como “marcha arrastrada”.

Cuando hay una ligera debilidad de los flexores dorsales, solo la parte anterior del pie cae produciendo un ligero golpeteo.

Esta alteración se produce cuando el paciente está cansado o camina rápidamente. Cuando existe una debilidad moderada puede no producirse la caída del pie

durante la fase de balanceo, pero el golpeteo del pie es muy evidente. La extrema debilidad produce la marcha de “pie caído”⁷.

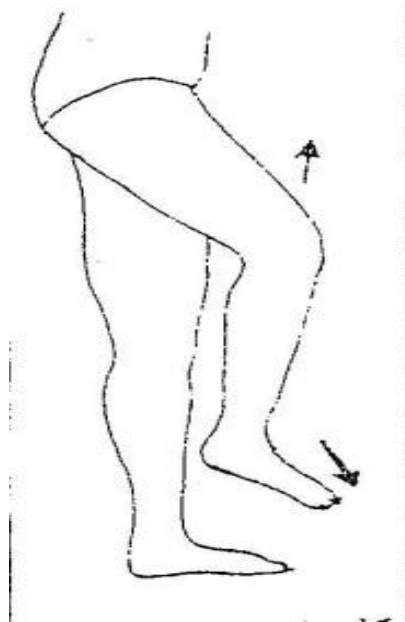


Fig. 6.5. Marcha en “Estepage”.

Fuente: Libro: Fisioterapia. Sistemas. Métodos. Técnicas. FT. MARTHA K. VELEZ VALAREZO. Quito- Ecuador.

b. MARCHA CALCANEA

En esta marcha hay una verticalización anormal del pie con limitación de la flexión plantar, existe una aducción del antepié.

c. MARCHA EN VALGO

Es la marcha en la cual el pie está en eversión durante la fase de apoyo y las rodillas desviadas al exterior, el arco anterior está aplanado, existe un ensanchamiento en el antepié.

d. MARCHA EN VARO

⁷ Drop Foot. HLAVAC HF. The rootboo. World Publications California USA. 1977.

Marcha opuesta a la marcha en valgo, los pies durante la fase de apoyo se encuentran en inversión y las rodillas están muy abiertas. La parte anterior del pie o antepié está aducida, existe un aplanamiento del arco longitudinal.

6.6.3.5. DEFECTOS GENÉTICOS

CARACTERÍSTICAS

Apoyo del reborde externo del ante y retropié durante la fase de apoyo. Inversión del pie. Este tipo de marcha se presenta en pacientes que tienen espasticidad, en hemipléjicos.

6.6.3.6. LA ANTROPOMETRÍA

Se refiere al estudio de las dimensiones y medidas humanas con el propósito de comprender los cambios físicos del hombre y las diferencias entre sus razas y sub-razas.

La antropometría cumple una función importante en el diseño industrial, en la industria de diseños de vestuario, en la ergonomía, la biomecánica y en la arquitectura, donde se emplean datos estadísticos sobre la distribución de medidas corporales de la población para optimizar los productos.

Los cambios ocurridos en los estilos de vida, en la nutrición y en la composición racial y/o étnica de las poblaciones, conllevan a cambios en la distribución de las dimensiones corporales (por ejemplo: obesidad) y con ellos surge la necesidad de actualizar constantemente la base de datos antropométricos.

Dado que la figura anatómica del pie es de forma irregular, resulta complejo adaptar su forma a la forma de pensamiento típico de simetría, la cual es mucho más fácil de manejar, sin embargo, la mejor simetría que tienen los pies es que uno de ellos es “casi” igual al otro pero en proyección opuesta, por lo tanto, a

partir de la antropometría se han determinado las dimensiones volumétricas y lineales con base particularmente en su estructura ósea, seguido de su concentración de tejido y por último por la estructura dérmica.

En general, se ha particularizado el estudio de la antropometría del pie en la división estática de la mecánica, particularmente por la complejidad en la creación de tecnologías de análisis.

Al estudio de la antropometría del pie se le ha denominado “*antropometría*”.

6.6.3.7. ALTURA POPLÍTEA

Es la distancia vertical medida desde el suelo hasta el punto más alto de la depresión poplítea, se sitúa el antropómetro haciendo contacto con el plano del suelo y el extremo de la rama móvil, en contacto con el punto más alto de la depresión poplítea, cuidando de mantener el instrumento vertical y paralelo al plano medio sagital del cuerpo.



Fig. 6.6. Altura poplítea.

Fuente: www.escuelaing.edu.co/programas/ing.../LCTR/antropometria.pdf

6.6.3.8. DATOS ANTROPOMÉTRICOS

En términos de estructura física del cuerpo, las posibles limitaciones para un trabajo eficiente del sistema hombre-máquina residen en la capacidad de la persona para utilizar el cuerpo de manera adecuada.

Para ello es imprescindible el estudio de las dimensiones del cuerpo, ya sea a nivel estático o dinámico. En este sentido la antropometría aporta los datos necesarios para adaptar la máquina al individuo con el fin de diseñar un sistema que respete las capacidades físicas de la persona.

El movimiento del cuerpo humano se restringe al alcance y posibilidad de sus miembros; la ergonomía utiliza los datos de la antropometría para adaptar las máquinas y el entorno a las personas, basándose en la parte del cuerpo que va a ser requerida.

Por regla general los datos antropométricos se expresan en percentiles, que expresan el porcentaje de personas pertenecientes a una población que tiene una dimensión corporal de cierta medida o menor. La imposibilidad de diseñar para toda la población obliga a escoger un segmento que comprenda la zona media. Por consiguiente suelen omitirse los extremos y ocuparse del 90% de la población, atendándose en la mayoría de los diseños a las medidas que se hallan entre los percentiles 5 y 95.

6.6.3.9. PERCENTILES ANTROPOMÉTRICOS

Se define como percentil, en su aceptación antropométrica, el valor del recorrido de una variable, bajo el cual se encuentra una proporción determinada de la población. Por ejemplo si en la variable, estatura el percentil 5 (P5) es de 165 cm. significa que el 5% de la población considerada mide menos de 165 cm. Y el 95% restante mide más de 165 cm.

Los percentiles son necesarios cuando para definir cuáles son las dimensiones que se requieren de acuerdo al grupo de población para el cual se enfoca el diseño, se

pueden definir los rangos de adaptabilidad, y por ejemplo de acuerdo a percentil 5, 50 o 95, definir tamaño pequeño, mediano o grande de un producto o diseño.

Tabla 6.1. Altura de rodilla.

2

ALTURA DE RODILLA

		Altura de rodilla* de hombres y mujeres adultos, en pulgadas y centímetros, según edad, sexo y selección de percentiles†																	
		18 a 79 (Total)		18 a 24 Años		25 a 34 Años		35 a 44 Años		45 a 54 Años		55 a 64 Años		65 a 74 Años		75 a 79 Años			
		pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm	pulg.	cm
99	HOMBRES	24.1	61.2	23.9	60.7	24.6	62.5	24.4	70.0	23.9	60.7	24.0	61.0	23.7	61.0	23.3	59.9		
	MUJERES	22.4	56.9	22.7	57.7	22.5	57.2	22.4	56.9	22.5	57.2	21.9	55.6	22.0	55.9	21.5	54.6		
95	HOMBRES	23.4	59.4	23.4	59.4	23.7	61.0	23.4	59.4	23.3	59.9	23.1	58.7	22.9	58.7	22.7	57.7		
	MUJERES	21.5	54.6	21.6	54.9	21.6	54.9	21.5	54.6	21.6	54.9	21.4	54.4	21.0	53.3	20.9	53.1		
90	HOMBRES	22.9	58.7	22.9	58.7	23.3	59.9	22.9	58.7	22.8	57.9	22.8	57.9	22.5	57.2	22.2	56.4		
	MUJERES	21.0	53.3	21.0	53.3	21.0	53.3	21.0	53.3	21.0	53.3	20.9	53.1	20.7	52.6	20.7	52.6		
80	HOMBRES	22.4	57.0	22.5	57.2	22.7	57.7	22.5	57.2	22.4	57.0	22.2	56.4	21.9	55.6	21.7	55.1		
	MUJERES	20.5	52.1	20.6	52.3	20.6	52.3	20.6	52.3	20.5	52.1	20.4	51.8	20.1	51.1	20.2	51.3		
70	HOMBRES	22.0	55.9	22.1	56.1	22.2	56.4	22.1	56.1	22.0	55.9	21.8	55.4	21.6	54.9	21.4	54.4		
	MUJERES	20.1	51.1	20.3	51.6	20.3	51.6	20.2	51.3	20.1	51.1	20.0	50.8	19.8	50.3	19.9	50.5		
60	HOMBRES	21.7	55.1	21.8	55.4	21.9	55.6	21.8	55.4	21.7	55.1	21.4	54.4	21.3	54.1	21.0	53.3		
	MUJERES	19.8	50.3	20.0	50.8	20.0	50.8	19.9	50.5	19.8	50.3	19.7	50.0	19.5	49.5	19.6	49.8		
50	HOMBRES	21.4	54.4	21.5	54.6	21.6	54.9	21.5	54.6	21.4	54.4	21.1	53.6	21.0	53.3	20.7	52.6		
	MUJERES	19.6	49.8	19.7	50.0	19.7	50.0	19.6	49.8	19.5	49.5	19.5	49.5	19.2	48.8	19.4	49.3		
40	HOMBRES	21.1	53.6	21.2	53.8	21.3	54.1	21.2	53.5	21.1	53.6	20.8	52.8	20.7	52.6	20.4	51.8		
	MUJERES	19.3	49.0	19.5	49.5	19.4	49.3	19.4	49.3	19.2	48.8	19.2	48.8	19.0	48.3	19.2	48.8		
30	HOMBRES	20.7	52.6	20.8	52.8	21.1	53.6	20.8	52.8	20.7	52.6	20.5	52.1	20.5	52.1	20.0	50.8		
	MUJERES	19.1	48.5	19.2	48.8	19.2	48.8	19.1	48.5	19.0	48.3	19.0	48.3	18.7	47.5	18.9	48.0		
20	HOMBRES	20.4	51.8	20.5	52.1	20.6	52.3	20.4	51.8	20.3	51.6	20.2	51.3	20.2	51.3	19.6	49.8		
	MUJERES	18.6	47.2	18.9	48.0	18.8	47.8	18.8	47.8	18.5	47.0	18.6	47.2	18.4	46.7	18.4	46.7		
10	HOMBRES	20.0	50.8	20.1	51.1	20.2	51.3	20.0	50.8	19.9	50.5	19.6	49.8	19.9	50.5	19.2	48.8		
	MUJERES	18.2	46.2	18.4	46.7	18.3	46.5	18.3	46.5	18.1	46.0	18.2	46.2	18.1	46.0	18.0	45.7		
5	HOMBRES	19.3	49.0	19.4	49.3	19.8	50.3	19.4	49.3	19.3	49.0	19.1	48.5	19.2	48.8	19.0	48.3		
	MUJERES	17.9	45.5	18.1	46.0	18.0	45.7	18.0	45.7	17.6	44.7	17.8	45.2	17.8	45.2	17.3	43.9		
1	HOMBRES	18.3	46.5	18.3	46.5	19.0	48.3	18.4	46.7	18.2	46.2	18.1	46.0	18.2	46.2	18.0	45.7		
	MUJERES	17.1	43.4	17.3	43.9	17.2	43.7	17.2	43.7	17.1	43.4	16.6	42.2	17.1	43.4	16.3	41.4		

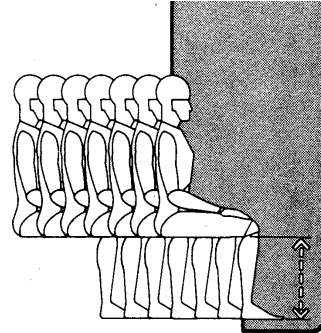
* Definición de altura de rodilla: ver, Tabla 1M.
 † Medida bajo la cual despiende el porcentaje de personas indicado en el grupo de edad dado.

Fuente: Libro: Las dimensiones humanas en los espacios interiores, Estándares Antropométricos, Julius Panero, Martin Zelnik. (1993) México.

Tabla 6.2. Altura Poplítea.

2J

**ALTURA
POPLITEA**



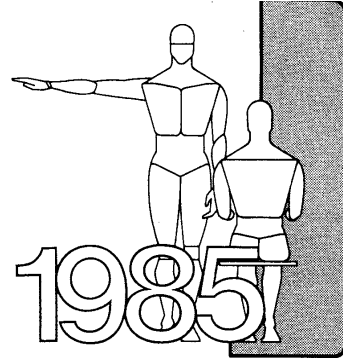
		Altura poplítea* de hombres y mujeres adultos, en pulgadas y centímetros, según edad, sexo y selección de percentiles†								
		18 a 79 (Total)	18 a 24 Años	25 a 34 Años	35 a 44 Años	45 a 54 Años	55 a 64 Años	65 a 74 Años	75 a 79 Años	
		pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	
99	HOMBRES	20.0 50,8	20.4 51,8	20.6 52,3	19.9 50,5	19.9 50,5	19.8 50,3	19.8 50,3	19.3 49,0	
	MUJERES	18.0 45,7	18.5 47,0	18.2 46,2	17.9 45,5	18.3 46,5	17.9 45,5	17.9 45,5	17.8 45,2	
95	HOMBRES	19.3 49,0	19.6 49,8	19.7 50,0	19.1 48,5	19.1 48,5	19.0 48,3	18.9 48,0	18.4 46,7	
	MUJERES	17.5 44,5	17.8 45,2	17.5 44,5	17.5 44,5	17.5 44,5	17.1 43,4	17.0 43,2	17.2 43,7	
90	HOMBRES	18.8 47,8	19.0 48,3	19.2 48,8	18.8 47,8	18.6 47,2	18.6 47,2	18.4 46,7	17.9 45,5	
	MUJERES	17.0 43,2	17.4 44,2	17.0 43,2	17.0 43,2	17.0 43,2	16.8 42,7	16.8 42,7	16.9 42,9	
80	HOMBRES	18.2 46,2	18.5 47,0	18.6 47,2	18.2 46,2	17.9 45,5	18.0 45,7	17.8 45,2	17.4 44,2	
	MUJERES	16.6 42,2	16.9 42,9	16.7 42,4	16.6 42,2	16.6 42,2	16.4 41,7	16.3 41,4	16.6 42,2	
70	HOMBRES	17.8 45,2	18.0 45,7	18.1 46,0	17.8 45,2	17.7 45,0	17.7 45,0	17.6 44,7	17.0 43,2	
	MUJERES	16.3 41,4	16.6 42,2	16.4 41,7	16.3 41,4	16.2 41,1	16.1 40,9	15.9 40,4	16.2 41,1	
60	HOMBRES	17.6 44,7	17.7 45,0	17.8 45,2	17.6 44,7	17.5 44,5	17.4 44,2	17.3 43,9	16.8 42,7	
	MUJERES	16.0 40,6	16.4 41,7	16.1 40,9	16.0 40,6	15.9 40,4	15.7 39,9	15.6 39,6	15.9 40,4	
50	HOMBRES	17.3 43,9	17.5 44,5	17.5 44,5	17.3 43,9	17.2 43,7	17.1 43,4	17.1 43,4	16.6 42,2	
	MUJERES	15.7 39,9	16.1 40,9	15.8 40,1	15.7 39,9	15.5 39,4	15.4 39,1	15.3 38,9	15.6 39,6	
40	HOMBRES	17.0 43,2	17.2 43,7	17.3 43,9	17.0 43,2	17.0 43,2	16.9 42,9	16.8 42,7	16.4 41,7	
	MUJERES	15.4 39,1	15.8 40,1	15.6 39,6	15.4 39,1	15.2 38,6	15.0 38,1	15.0 38,1	15.4 39,1	
30	HOMBRES	16.7 42,4	17.0 43,2	17.0 43,2	16.7 42,4	16.7 42,4	16.5 41,9	16.5 41,9	16.2 41,1	
	MUJERES	15.1 38,4	15.5 39,4	15.3 38,9	15.1 38,4	14.9 37,8	14.7 37,3	14.7 37,3	15.1 38,4	
20	HOMBRES	16.4 41,7	16.6 42,2	16.6 42,2	16.4 41,7	16.3 41,4	16.2 41,1	16.2 41,1	15.9 40,4	
	MUJERES	14.7 37,3	15.2 38,6	15.0 38,1	14.7 37,3	14.5 36,8	14.4 36,6	14.4 36,6	14.6 37,1	
10	HOMBRES	16.0 40,6	16.2 41,1	16.2 41,1	16.1 40,9	16.0 40,6	15.8 40,1	15.6 39,6	15.4 39,1	
	MUJERES	14.2 36,1	14.6 37,1	14.4 36,6	14.2 36,1	14.2 36,1	14.1 35,8	14.1 35,8	14.1 35,8	
5	HOMBRES	15.5 39,3	16.0 40,6	16.0 40,6	15.6 39,6	15.5 39,4	15.3 38,9	15.2 38,6	15.2 38,6	
	MUJERES	14.0 35,6	14.2 36,1	14.1 35,8	14.0 35,6	13.8 35,1	13.6 34,5	13.9 35,3	13.5 34,3	
1	HOMBRES	14.9 37,8	15.2 38,6	15.1 38,4	15.0 38,1	14.7 37,3	14.9 37,8	14.2 36,1	15.0 38,1	
	MUJERES	13.1 33,3	13.5 34,3	13.2 33,5	13.1 33,3	13.1 33,3	13.1 33,3	13.0 33,0	9.6 24,4	

* Definición de altura poplítea: ver Tabla 1N.

† Medida bajo la cual desciende el porcentaje de personas indicado en el grupo de edad dado.

Fuente: Libro: Las dimensiones humanas en los espacios interiores,
Estándares Antropométricos, Julius Panero, Martin Zelnik. (1993)
México.

Tabla 6.3. Dimensiones del cuerpo.



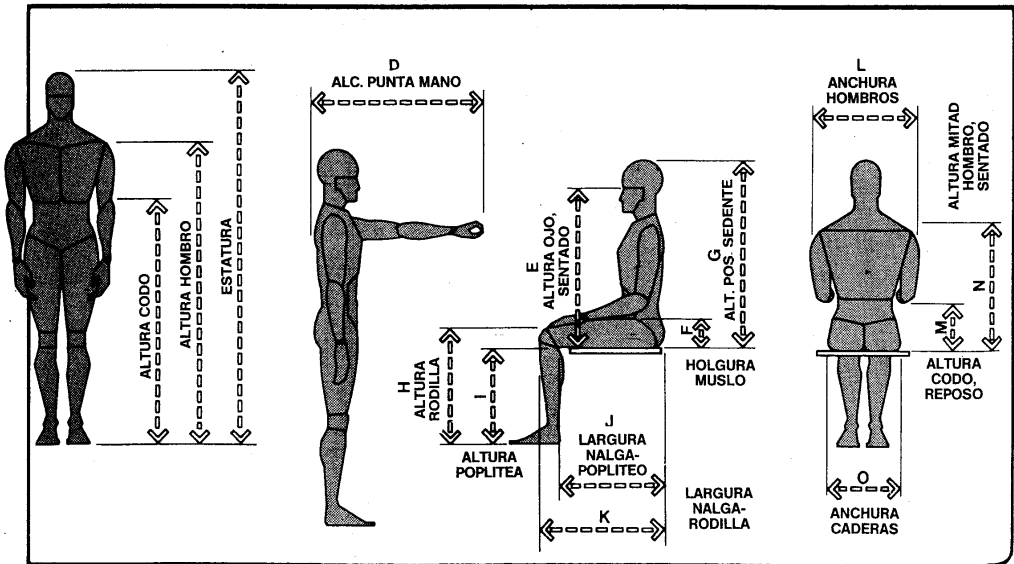
5

DIMENSIONES DEL CUERPO: PREVISIÓN 1985

Dimensiones del cuerpo: previsión 1985, de hombres y mujeres adultos, en pulgadas y centímetros, según sexo selección de percentiles

	Peso		A	B	C	D	E	F	G								
	lb	kg	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm								
95	HOMBRES	215.4	97,7	47.6	120,9	61.3	155,7	74.3	188,6	34.4	87,4	34.1	86,5	7.5	19,1	39.0	99,0
	MUJERES	165.1	74,9	42.8*	108,7	55.7	141,4	68.0	172,8	31.7	80,6	31.3	79,6	5.9	14,9	36.0	91,5
5	HOMBRES	143.7	65,2	41.5	105,5	53.7	136,5	66.2	168,2	29.3	74,3	30.1	76,4	5.7	14,5	34.8	88,5
	MUJERES	104.5	47,4	38.0*	96,5	48.4	122,9	60.0	152,3	26.7	67,7	27.4	69,5	4.1	10,4	32.0	81,2

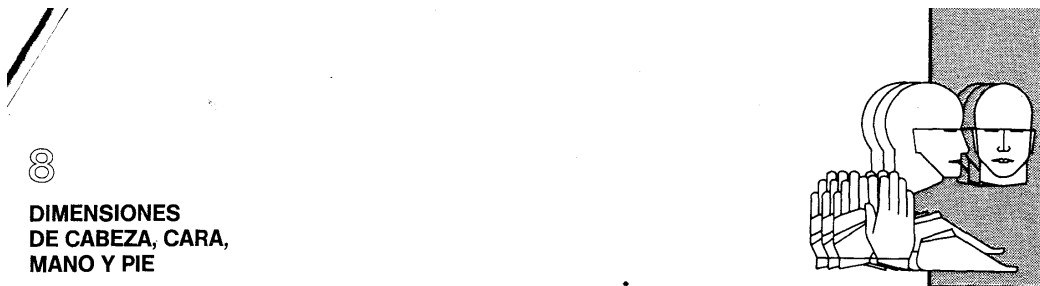
	H	I	J	K	L	M	N	O									
	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm	pulg. cm									
95	HOMBRES	23.7	60,3	18.8	47,8	21.7	55,1	25.7	65,4	20.8	52,9	11.7	29,7	27.4	69,6	16.6	42,2
	MUJERES	21.4*	54,3	17.4	44,2	20.7	52,7	24.4	62,0	18.4	46,8	10.7	27,1	24.8	63,1	16.4	41,6
5	HOMBRES	20.5	52,1	15.9	40,4	18.3	46,4	22.2	56,4	17.5	44,4	8.3	21,0	23.9	60,6	13.5	34,4
	MUJERES	18.4*	46,7	14.9	37,8	17.2	43,7	21.0	53,3	15.2	38,6	7.6	19,2	21.3	54,2	13.9	35,4



* Estimación de datos por ecuación de regresión.

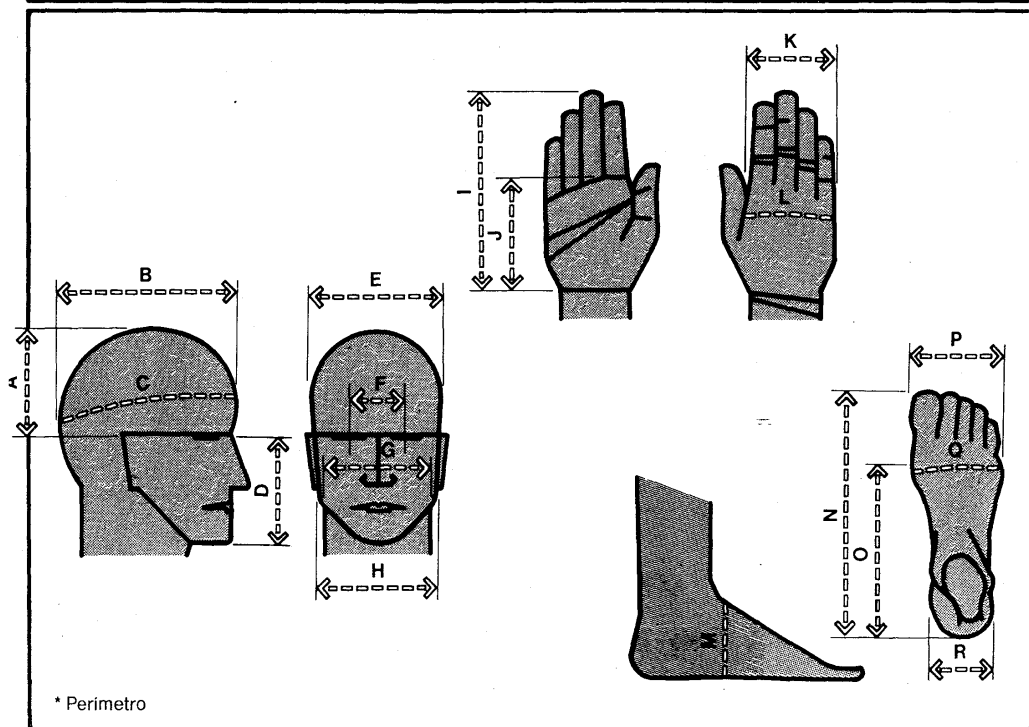
Fuente: Libro: Las dimensiones humanas en los espacios interiores, Estándares Antropométricos, Julius Panero, Martin Zelnik. (1993) México.

Tabla 6.4. Dimensiones de cabeza, cara, mano y pie.



Dimensiones de cabeza cara, mano y pie de hombres y mujeres adultos, en pulgadas y centímetros, según selección de percentiles

	A	B	C*	D	E	F	G	H	I	
95	pulg.	5.0	6.50	23.59	5.13	8.27	2.71	5.94	5.98	8.07
	cm	12,7	16,5	59,9	13,0	21,0	6,9	15,1	15,2	20,5
5	pulg.	4.1	5.80	21.74	4.35	7.39	2.24	5.27	5.26	7.00
	cm	10,4	14,7	55,2	11,0	18,8	5,7	13,4	13,4	17,8
	J	K	L*	M*	N	O	P	Q*	R	
95	pulg.	4.63	3.78	9.11	10.95	11.44	8.42	4.18	10.62	2.87
	cm	11,8	9,6	23,1	27,8	29,1	21,4	10,6	27,0	7,3
5	pulg.	3.92	3.24	7.89	9.38	9.89	7.18	3.54	9.02	2.40
	cm	10,0	8,2	20,0	23,8	25,1	18,2 ²	9,0	22,9	6,1



Fuente: Libro: Las dimensiones humanas en los espacios interiores, Estándares Antropométricos, Julius Panero, Martin Zelnik. (1993) México.

6.7. METODOLOGÍA. MODELO OPERATIVO

6.7.1. CONSTRUCCIÓN DE LA ÓRTESIS EN ALUMINIO

- Seleccionamos el molde patrón del cual realizaremos la moldura en yeso. En este caso utilizamos un molde de madera de 3 ½ pulgadas de diámetro de circunferencia inferior. Además se utilizó de referencias las medidas del percentil antropométrico 95. De las tablas 6.1, 6.2, 6.3.



Fig. 6.7. Molde de pierna en madera, estandarizado.

Fuente: Autor.

- Seleccionamos la clase de yeso a utilizar. En este caso es yeso quirúrgico utilizado en la mayoría de aplicaciones de la medicina.



Fig. 6.8. Yeso quirúrgico en rollos.

Fuente: Autor.

- Plástico de embalaje. Para nuestro caso debemos aislar de la humedad que producirá la venda, al molde de madera.



Fig. 6.9. Rollo de película de plástico para embalar.

Fuente: Autor.

- Como primer paso procedemos a cubrir muy minuciosamente el molde, con el plástico sin dejar ningún espacio libre por donde pueda introducirse la humedad.



Fig. 6.10. Molde de madera embalado con película de plástico.

Fuente: Autor.

- Seguidamente procedemos a cortar las vendas de yeso en tramos de diferentes longitudes y anchos, para poder acomodar en las curvaturas del molde.

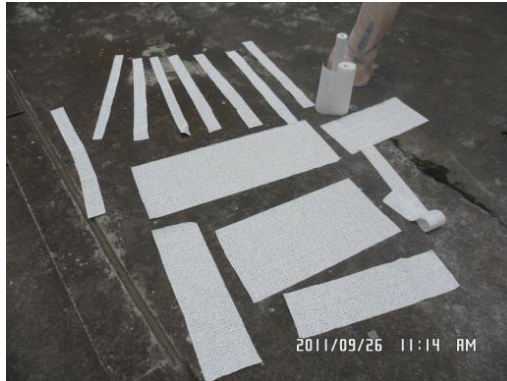


Fig. 6.11. Cortes de las vendas de yeso para cubrir el molde.

Fuente: Autor.

- A continuación procedemos a hidratar las diferentes bandas de yeso pasándolas rápidamente por un recipiente con agua, para seguidamente colocarlas en el molde y de esta forma seguir con los contornos del mismo.





Fig. 6.12. Primera capa de yeso en el molde.

Fuente: Autor.

- Una vez completado de enyesar todo del molde, procedemos a reforzar con más bandas, para alcanzar un espesor requerido. También reforzamos a todas las curvaturas posibles y el terminado lo más liso posible.



Fig. 6.13. Molde completamente cubierto con las bandas de yeso.

Fuente: Autor.

- Luego de terminado se dejará secar en el sol directo durante 30 días aproximadamente.



Fig. 6.14. Secado del molde de yeso.

Fuente: Autor.

- Transcurrido el tiempo necesario de secado se procedió a moldear en plastilina a una menor escala, para obtener un modelo aproximado y más que todo para tener una idea al hacer las líneas de trazos de corte.



Fig. 6.15. Molde de órtesis en plastilina.

Fuente: Autor.

- Trazado de líneas en el molde para el corte de la órtesis.

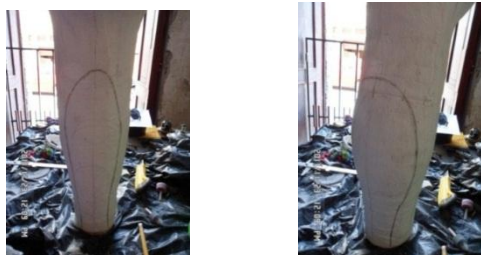


Fig. 6.16. Trazado de líneas en el molde para el corte de la órtesis.

Fuente: Autor.

- Cortes por el contorno de las líneas con la ayuda fresas circulares y esmeriles de rectificación. Hay que citar que se lo debe realizar de una manera muy lenta para evitar que se desprendan los hilos de las vendas y se resquebraje el yeso.



Fig. 6.17. Corte del molde de la férula en el yeso.

Fuente: Autor.

- Rectificar bordes y contornos de la órtesis. Con la ayuda de lijas daremos una superficie lo más lisa posible, además que las fallas que quedaron en la superficie del yeso se las cubrirá nuevamente.



Fig. 6.18. Pulida del molde de la férula de yeso.

Fuente: Autor.

- Separar a la órtesis en dos partes para poder realizar mejor el proceso de pulido de la parte interna y externa.



Fig. 6.19. Molde de la férula de yeso en dos partes.

Fuente: Autor.

- Preparar cajas y arena. Procedemos a realizar el moldeo en la arena de las diferentes partes de la órtesis.



Fig. 6.20. Férula moldeada en arena.

Fuente: Autor.

- Procedemos a colocar el aluminio, en la mufla para fundirlo hasta una temperatura aproximada de 660 °C.



Fig. 6.21. Fundición del aluminio.

Fuente: Autor.

- Seguidamente empezamos a verter la colada de aluminio en los moldes.



Fig. 6.22. Colado del aluminio líquido en moldes.

Fuente: Autor.

- Luego de terminar de llenar por completo todos los moldes, dejamos enfriar alrededor de tres horas para luego proceder a sacarlos del molde.



Fig. 6.23. Desmoldado de la fundición de la férula.

Fuente: Autor.

- A continuación se procede a retirar todas las rebabas, e imperfecciones que se han producido, con la ayuda de amoladoras , piedras de rectificadas , limas , y rodillos de lijas para dejar el terminado liso y brillante.



Fig. 6.24. Rectificado de la férula de aluminio.

Fuente: Autor.



Fig. 6.25. Pulido total de la férula de aluminio.

Fuente: Autor.

- Realizamos las diferentes partes constitutivas, base del equipo, base de soporte del pie y mecanismos que servirán para la órtesis.

NOTA: En base a la tabla 6.4, se construyó la plantilla donde va estar apoyado el pie, tomando en cuenta que el equipo tendrá una holgura de desplazamiento longitudinal de 5 cm, se utilizó el percentil de 95. Dando así las siguientes medidas:

- N. longitud total de la planta del pie (extremo del talón a la cabeza del primer metatarsiano): 29.5 cm.

- **O.** longitud a la base de apoyo de los dedos del pie: 21.4 cm.
- **P.** parte más ancha de la planta del pie (extremo exterior del primer metatarsiano a la base de apoyo del último metatarsiano): 10.6 cm.
- **R.** parte más ancha del talón: 7.3 cm.



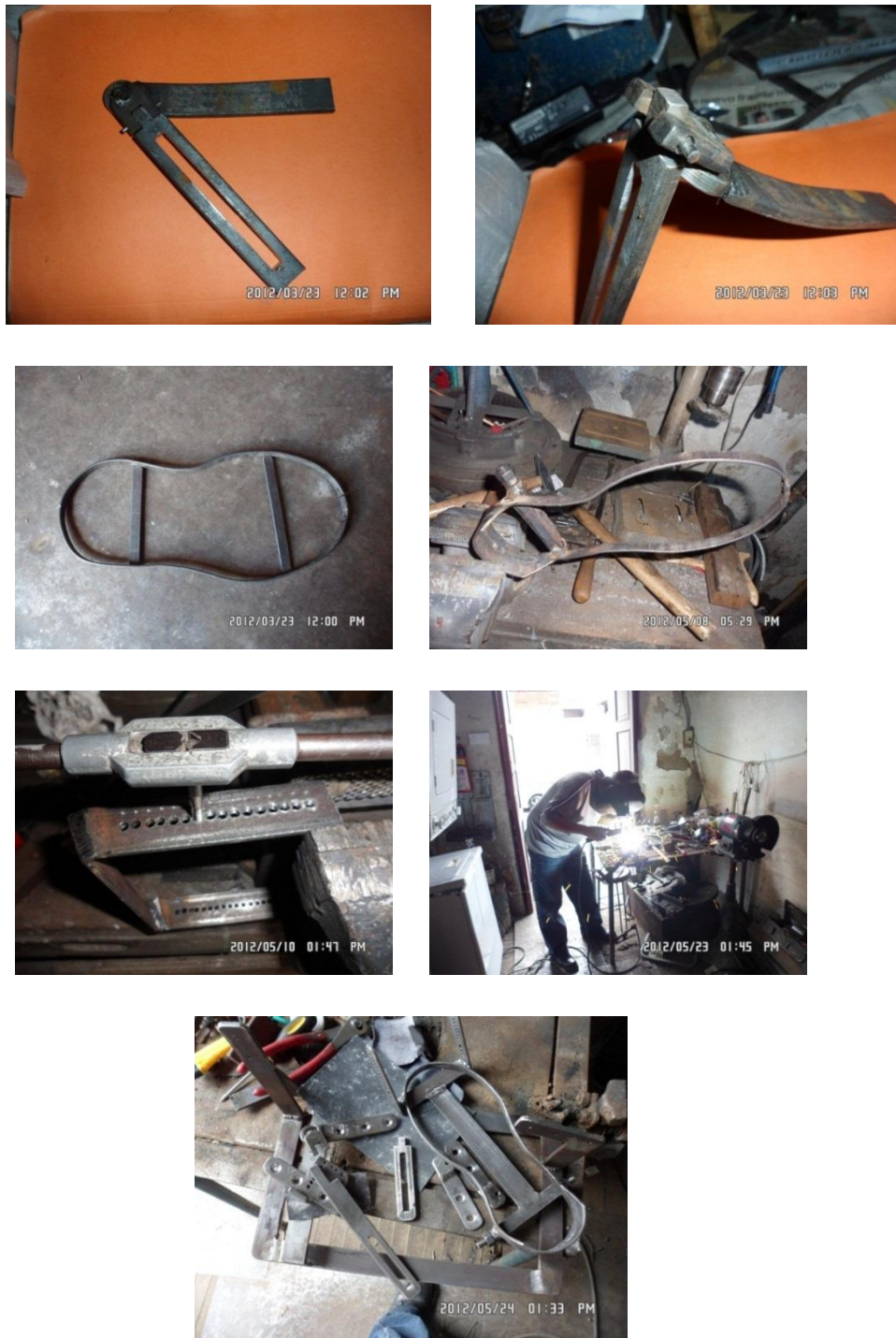


Fig. 6.26. Construcción de las diferentes partes constitutivas del equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

- Realizamos las perforaciones necesarias en la órtesis, y roscado en los mismos.



Fig. 6.27. Perforaciones y roscados en la férula.

Fuente: Autor.

- Empezamos a ensamblar las diferentes partes constitutivas del equipo.



Fig. 6.28. Primer ensamble de las partes constitutivas del equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

- Los diferentes componentes del equipo que van a estar en contacto directo con las partes del cuerpo humano se procedió a darles un recubrimiento con látex, con el tratamiento anterior con el cual se realizó las mangueras.





➤ Fig. 6.29. Recubrimiento de látex de la férula y plantilla del equipo.

➤ Fuente: Autor.

- Se realiza los cortes necesarios del recubrimiento del látex, y se coloca el resto de partes del equipo, como válvulas, mangueras, y mecanismos.





Fig. 6.30. Ensamble total de partes constitutivas del equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

6.7.2. PRUEBAS CON EL EQUIPO ORTOPÉDICO EN EL “MINISTERIO DE INCLUSIÓN ECONÓMICA Y SOCIAL. MIES” PATRONATO MUNICIPAL SAN JOSÉ DE QUITO, EN EL CENTRO DE REFERENCIA Y ACOGIDA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD SEVERA Y LIMITACIONES GRAVES, (VICEPRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA DEL ECUADOR)

Las pruebas se las realizaron en personas con diferentes clases de secuelas de operaciones, accidentes o enfermedades, como la de pie caído, y personas hemipléjicas y parapléjicas.



Fig. 6.31. Patronato municipal san José de Quito.

Fuente: Autor.

LAS PRUEBAS SE LAS REALIZARON DE CINCO DIFERENTES FORMAS:

- La manera tradicional con la que se tratan estas patologías es de una forma manual, con las manos de la terapeuta, la una apoyada en la parte baja del pie (talón); y la otra mano sujetando la parte de la planta y dorso del pie, siendo esta la que realiza el movimiento de dorsiflexión. Con ciclos de 10 repeticiones, que es la manera básica de tratar la patología.



Fig. 6.32 Tratamiento terapéutico de pie caído a un paciente de la forma tradicional.

Fuente: Autor.

- La primera prueba que se realizó al paciente colocado el equipo de rehabilitación, fue con una repetición de 10 ciclos, con intervalos de 6 segundos para la dorsiflexión del pie y 3 segundos para el descenso del mismo, además la velocidad se la reguló al mínimo.

- La segunda prueba que se realizó al paciente colocado el equipo de rehabilitación, fue con una repetición de 10 ciclos, con intervalos de 6 segundos para la dorsiflexión del pie y 3 segundos para el descenso del mismo, además se la reguló a la velocidad media.
- La tercera prueba que se realizó al paciente colocado el equipo de rehabilitación, fue con una repetición de 10 ciclos, con intervalos de 6 segundos para la dorsiflexión del pie y 3 segundos para el descenso del mismo, además se reguló a la velocidad máxima.
- La cuarta prueba que se realizó al paciente colocado el equipo de rehabilitación, fue con una repetición de 10 ciclos, con intervalos de 6 segundos para la dorsiflexión del pie y 6 segundos para el descenso del mismo, además se reguló a la velocidad máxima.

a. Paciente con secuela de hemiplejia por traumatismo. De 26 años de edad con grado 1+ de fuerza muscular en el hemilado derecho. El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 25 grados.



Fig. 6.33. Paciente con secuela de hemiplejia por traumatismo, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

b. Paciente parapléjica, que no tiene movimiento en sus extremidades inferiores. De 23 años de edad con secuela de paraplejia flácida y de pie caído. El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 20 grados.



Fig. 6.34 Paciente parapléjica, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

c. Paciente de 65 años de edad con ligera movilidad en su hemilado izquierdo, con secuela de pie caído o pie equino. El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 20 grados.



Fig. 6.35. Paciente con ligera movilidad en su hemilado izquierdo, con secuela de pie caído, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

d. Paciente con paraplejia. De 33 años de edad con grado 1- de fuerza muscular en la pierna derecha. El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 20 grados.



Fig. 6.36. Paciente con paraplejia, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

e. Paciente de 20 años de edad, en rehabilitación después de una intervención quirúrgica en el pie. El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 15 grados.



Fig. 6.37. Paciente en rehabilitación después de una intervención quirúrgica en el pie, realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

f. Paciente con hemiplejía izquierda con secuela de pie caído, PCI (parálisis cerebral infantil). El equipo se reguló para que tenga un recorrido angular de 10 grados.



Fig. 6.38. Paciente con hemiplejía izquierda con secuela de pie caído, PCI (parálisis cerebral infantil), realizando el tratamiento terapéutico con el equipo ortopédico.

Fuente: Autor.

Antes de proceder con el ciclo de repeticiones hay que primero asegurarse de que el equipo este correctamente colocado con todos los seguros, y regulados los músculos neumáticos y también hay que tener muy en cuenta el recorrido del

ángulo de desplazamiento al que se lo va a someter al paciente, probando así el equipo primero solo moviéndolo con la mano y verificando si está dentro de límites que soporte el paciente para que no exista ninguna clase de molestias.

6.8 ADMINISTRACIÓN

Se analizarán a continuación los costos directos e indirectos, en los cuales se incluirá un porcentaje del 10% por imprevistos, para así obtener el costo total.

COSTOS DIRECTOS (CD)

TABLA 6.3 COSTOS DIRECTOS			
Material	Cantidad	Costo Unitario (USD)	Subtotal (USD)
Construcción de los músculos neumáticos.	11	25	275
Construcción del tablero para pruebas de los músculos neumáticos.	1	130	130
Construcción de la órtesis en aluminio. Y mecanismos de la misma.	1	500	500
Válvulas estranguladoras.	3	30	90
Manguera de ¼ “	4	1.50	6
Importación de manga trenzada de poliéster.	1	150	150
Total (USD.)			1151

Fuente: Autor.

COSTOS INDIRECTOS (CI)

TABLA 6.4 COSTOS INDIRECTOS	
Material	Subtotal (USD.)
Transporte	200
Suministros	150
Total (USD.)	350

Fuente: Autor.

COSTO TOTAL DEL PROYECTO (CT)

TABLA 6.5 COSTO TOTAL	
Costos	Valor (USD.)
C.D	1151
C.I	350
Subtotal (USD.)	1501
Imprevistos (10%)	150.10
TOTAL (USD.)	1651.10

Fuente: Autor.

6.9 PREVISIÓN DE LA EVALUACIÓN

6.9.1. PREPARACION Y PROTECCION DE LA PIEL AL COLOCAR FÉRULAS Y APARATOS DE TRACCIÓN

- Se limpia la piel con agua tibia y jabón neutro.
- Debe evitarse el uso de éter y alcohol (se los usará únicamente para remover restos de pegamento)

Se protege la piel con:

- Tintura de benjuí.
- Película plástica mediante rociado.
- Tejido de punto tubular o espuma de goma (que se reemplazan cotidianamente)
Se debe vigilar la alergia eventual (verificar la fecha de vencimiento del producto cuando se usan bandas adhesivas).

6.9.2. MANTENIMIENTO DEL EQUIPO ORTOPÉDICO

- Los músculos neumáticos tienen una vida útil de 10500 ciclos, por lo tanto hay que reemplazarlos luego de cumplido este número de repeticiones.
- Lubricar las partes móviles del aparato ortopédico.
- Revisar el vaso de precipitación de condensado de la unidad de mantenimiento neumático y drenarlo, para evitar que el condensado llegue hasta las válvulas o músculos neumáticos.
- Chequear acoples y conexiones neumáticas.

6.9.3. AUTOMATIZACIÓN DEL EQUIPO ORTOPÉDICO

El equipo ortopédico se lo puede automatizar de diferentes formas, con la utilización de electroválvulas y elementos de control como un PLC, elementos electrónicos como el PIC, software de control industrial, etc. Realizando así programaciones con las cuales tengamos la posibilidad de controlar los movimientos, tiempos y repeticiones de funcionamiento de los músculos.

MATERIALES DE REFERENCIA

1. BIBLIOGRAFÍA

1.1. REFERENCIA BIBLIOGRÁFICAS DE LIBROS

- Frederic J. Kottke, M.D. Justus F. Lehmann, M.D. (1993) *Medicina física y rehabilitación*, Editorial Médica Panamericana, S.A., España, Madrid.
- Frederic J. Kottke, M.D. Justus F. Lehmann, M.D. (1993) *Medicina física y rehabilitación*, Editorial Médica Panamericana, S.A., España, Madrid.
- Ramón Sambudio Periago (2009) *Prótesis, Órtesis y Ayudas Técnicas*, Editorial Elsevier Masson España.
- Yves Xhardez (2002) *Vademecum de kinesioterapia y de reeducación funcional*, Editorial el Ateneo. Argentina Buenos Aires.
- Roberta B. Shepherd, Dip. Phty. (Shty.) (1979) *Fisioterapia en pediatría*, Editorial Salvat S.A. España, Barcelona.
- FT. Martha K. Vélez Valarezo (1997) *Fisioterapia Sistemas ,Métodos ,Técnicas*, Sur Editores. Ecuador, Quito.
- Silverman. Varona. (2003) *Ortopedia y Traumatología*, Editorial Médica Panamericana, S.A., España, Madrid.
- Luis Cifuentes M. *Manual de Órtesis y Prótesis*, Editorial Universitaria. Ecuador, Quito.

- HERRERA, Luis – MEDINA, Arnaldo – NARANJO, Galo (2004) *Tutoría de la Investigación Científica*, Diemerino Editores, Ecuador, Quito.
- V. Zínchenko, V. Munípov. (1985) *Fundamentos de Ergonomía*, Editorial Progreso, Moscú.
- J. Alberto Cruz G, Andrés Garnica G. (2010) *Ergonomía Aplicada*, Digiprint Editores E.U. Colombia, Bogotá D.C.
- Pedro R. Mondelo, Enrique Gregori Torada, Óscar de Pedro Gonzáles, Miguel Á. Gómez Fernández. (2002) *Ergonomía 3 el trabajo en oficinas*, ALFAOMEGA GRUPO EDITOR, S.A. de C.V. México. México, D.F.
- Pedro R. Mondelo, Enrique Gregori Torada, Óscar de Pedro Gonzáles, Miguel Á. Gómez Fernández. (2002) *Ergonomía 4 el trabajo en oficinas*, ALFAOMEGA GRUPO EDITOR, S.A. de C.V. México. México, D.F.
- Julius Panero, Martin Zelnik. (1993) *Las dimensiones humanas en los espacios interiores, Estándares Antropométricos*, Ediciones G. Gili, S.A de C.V. México.
- Manual Festo Didactic.
- Manual Programa de Fabricación Festo Pneumatic.

1.2. REFERENCIA BIBLIOGRÁFICAS DE INTERNET

- http://www-personal.umich.edu/~ferrisdg/Gordon_et_al,JB.pdf.
- <http://www.ee.cityu.edu.hk/~rtbrad/muscles%20riupeec%202006.pdf>
- http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/tercero/IntegradoTercero/ApSem iologia/24_Marcha.html578.
- <http://www.imaios.com/es/e-Anatomia/Miembros/Planos-y-movimientos-diagramas>.
- http://www.octi.guanajuato.gob.mx/.../21042007_BIOMECANICA_PIE.pdf.
- <http://www.kineticmuscles.com/ceu.html>
- <http://www.merefsa.com/ES/products/111/cauchos-de-silicona/1114/tubos-de-silicona.html>
- <http://www.escuelaing.edu.co/programas/ing.../LCTR/antropometria.pdf>
- <http://es.scribd.com/doc/44022335/Proyecto-Final-Biomecanica>
- <http://caracteristicas del látex\CaracteristicasFibrasCuerpo.html>
- http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/914/8/Capitulo_4.pdf
- <http://www.buyheatshrink.com/espanol/mangas-trenzadas/mangas-trenzadas-pet.htm>
- <http://www.aeropneumatiss.fr/spanish/pneumaflex-producto.html>

- http://elmundodelasprotesisyortesisenespanol.blogspot.com/2005_08_01_archive.html
- <http://www.insht.es/InshtWeb/.../2006/2006%20Informe%20final%20STC.pdf>
- <http://www.caudillo.com.mx/pdf/304.pdf> - Similar
- <http://www.uclm.es/actividades/2010/CongresoIM/pdf/cdarticulos/019.pdf>
- <http://www.monografias.com/trabajos13/estrucue/estrucue.shtml>
- <http://www.uclm.es/actividades/2010/CongresoIM/pdf/cdarticulos/019.pdf>
- <http://www.cenidet.edu.mx/.../tesis/45->
http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/publicaciones/indata/v05_n1/m%C3%BAsculo.htm

ANEXOS.

ANEXOS A
CERTIFICADOS

Hogar de
Vida 1

Centro de referencia
para personas con
discapacidad severa



Vicepresidencia
de la República del Ecuador



CENTRO DE REFERENCIA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD SEVERA


Conoto, 03 de Agosto 2012

CERTIFICADO

Por medio de la presente certifico que el Sr. **Manuel Alejandro Lascano Freire**, con CI 180344098-9, egresado de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica de la Universidad Técnica de Ambato, realizó en este Centro la prueba piloto de **Ortosis Móvil** para proyecto de tesis en pacientes que se encuentran en tratamiento terapéutico.

Particular que pongo en conocimiento para los fines consiguientes

Atentamente,


Dr. Patricio Cazar

COORDINADOR GENERAL



Hogar de
Vida 1

Centro de referencia
para personas con
discapacidad severa



Vicepresidencia
de la República del Ecuador



CENTRO DE REFERENCIA PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD SEVERA

Conocoto, 28 de Septiembre del 2012

CERTIFICADO

Yo **CHANGOLUISA CHIGUANO ALBA LORENA** con CI: 1716920515
Licenciada Fisioterapista del **CENTRO DE REFERENCIA PARA PERSONAS
CON DISCAPACIDAD SEVERA**, por medio de la presente certifico que la
òrtesis dinámica de pie caído, para el tratamiento terapéutico con el equipo
ortopédico automatizado se recomienda los tiempos de: Dorsiflexión 10
segundos, tiempo de contracción muscular, intervalo tiempo neutro 5
segundos, Plantiflexión 5 segundos de relajación.

Este equipo ortopédico está dirigido a reeducación muscular en lesiones de
tobillo especialmente la Dorsiflexión. Este tipo de lesiones generalmente son
evidentes en secuelas de pie caído o de pie equino.

Atentamente,

Lcda. Ft. Lorena Changoluisa.
171692051-5
FISIOTERAPEUTA.

ANEXOS B
DATOS TÉCNICOS

Unidades de mantenimiento serie D


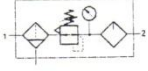

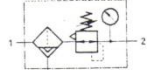
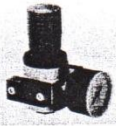
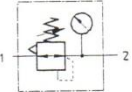

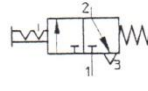
FESTO

Cuadro general de unidades individuales y dimensiones



Unidades de mantenimiento / Unidades de mantenimiento serie D

4

Equipos para la preparación del aire comprimido

			Serie MINI	Serie MIDI
	Unidad de mantenimiento tipo FRC Presión de trabajo hasta 12 bar, grado de filtración 40 µm, con manómetro y lubricador proporcional		FRC-1/4-D-MINI Página 4-9	FRC-3/8-D-MIDI FRC-1/2-D-MIDI Página 4-9
	Unidad de filtro y regulador tipo LFR Presión de trabajo hasta 12 bar, grado de filtración 40 µm, con manómetro		LFR-1/4-D-MINI Página 4-11	LFR-3/8-D-MIDI LFR-1/2-D-MIDI Página 4-11
	Válvula reguladora de presión tipo LR Presión de funcionamiento hasta 12 bar, manómetro		LR-1/4-D-MINI Página 4-13	LR-3/8-D-MIDI LR-1/2-D-MIDI Página 4-13
	Válvula de cierre manual tipo HE Válvula de 3/2 sin placas base con rosca de conexión		HE-D-MINI Página 4-15	HE-D-MIDI Página 4-15

Componentes para la preparación del aire comprimido

	Regulador de presión de precisión tipo LRP Sin manómetro		LRP-1/4-10 Página 4-17	
---	--	---	---------------------------	--

Conexión

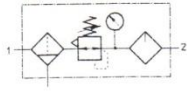
...1/4
con conexión roscada G1/4

...3/8
con conexión roscada G3/8
...1/2
con conexión roscada G1/2

Unidades de mantenimiento tipo FRC-...-D-...

FESTO

Datos técnicos y referencias



FRC-...-D-...

Dotación del suministro: 1 unidad de mantenimiento con manómetro, tamaño MINI: Conexión G $\frac{1}{4}$ y MIDI: Conexiones G $\frac{3}{8}$ y G $\frac{1}{2}$.

- Caudal nominal normal
1000 ... 2.600 l/min
- Temperatura
-10 ... +60 °C
- Presión de funcionamiento
12 bar

- Filtro, regulador y lubricador en una unidad
- Gran caudal y eficiencia de retención de partículas de suciedad
- Buenas características de regulación con baja histéresis
- Aseguramiento de los valores ajustados mediante cabezal bloqueable
- 2 conexiones para manómetros para una instalación más versátil
- Cartucho filtrante 40 μ m
- Purga manual del condensado

Materiales:

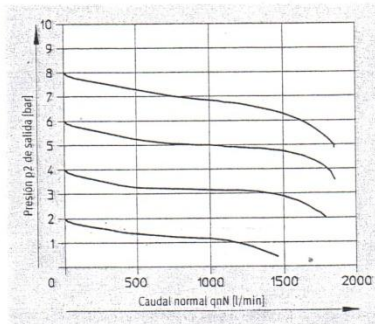
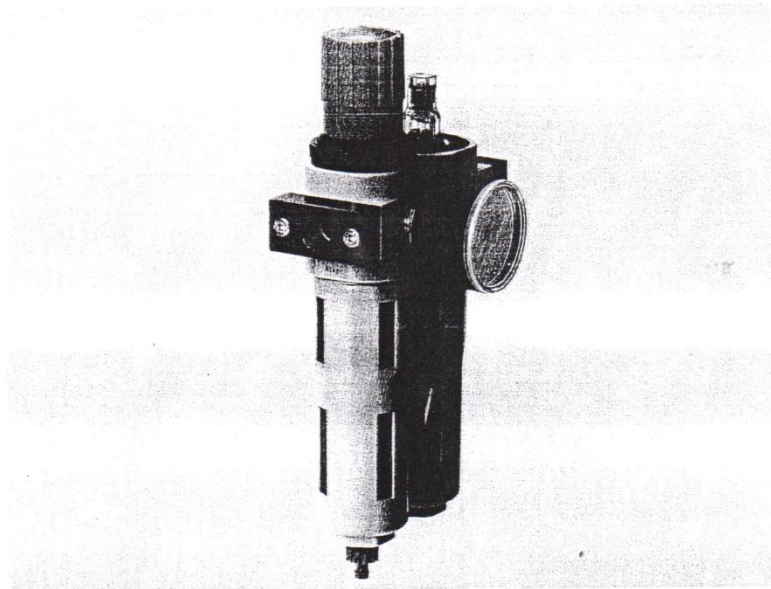
Cuerpo: inyección Zn

Depósito del filtro, mirilla: policarbonato

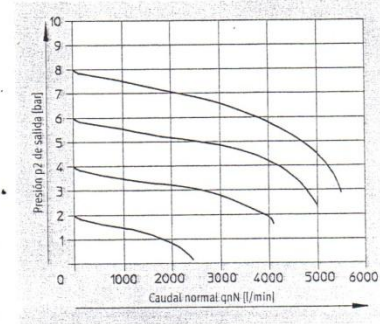
Placas de conexión y funda metálica: aluminio

Juntas: perbunán

Regulador: PA 6



Curva característica para tamaño MINI



Curva característica para tamaño MIDI

Datos técnicos y referencias. Unidad de mantenimiento tipo FRC-...-D-...

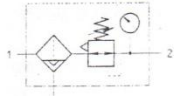
Tipo	Nº de artículo	Tamaño	Conexión	Función	Tipo de fijación	Posición de montaje	Caudal nominal normal [l/min]
FRC- $\frac{1}{4}$ -D-MINI	159 605	MINI	G $\frac{1}{4}$	Filtro de material sinterizado, regulador de membrana, lubricador proporcional	Instalación en la tubería o mediante escuadra de fijación	Vertical \pm 5°	1000
FRC- $\frac{3}{8}$ -D-MIDI	159 588	MIDI	G $\frac{3}{8}$				2000
FRC- $\frac{1}{2}$ -D-MIDI	159 590		G $\frac{1}{2}$				2600

Tipo	Nº de artículo	Presión inicial [bar]	Presión de funcionamiento [bar]	Grado de filtración [μ m]	Cantidad de condensado [ml]	Capacidad del depósito de aceite [ml]	Peso [kg]
FRC- $\frac{1}{4}$ -D-MINI	159 605	1 ... 16	0,5 ... 12	40	22	45	0,460
FRC- $\frac{3}{8}$ -D-MIDI	159 588				43	110	1,520
FRC- $\frac{1}{2}$ -D-MIDI	159 590						1,490

Unidades de mantenimiento tipo LFR-...-D-...

FESTO

Datos técnicos y referencias



LFR-...-D-...

Dotación del suministro: 1 unidad de filtro y regulador con manómetro, tamaños MINI: Conexión G $\frac{1}{4}$ y MIDI: Conexiones G $\frac{3}{8}$ y G $\frac{1}{2}$.

- Caudal nominal normal
1400 ... 3400 l/min
- Temperatura -10 ... +60 °C
- Presión de funcionamiento
12 bar

- Aseguramiento de los valores ajustados mediante cabezal bloqueable
- Regulador de membrana de accionamiento directo
- 2 conexiones para manómetros para una instalación más versátil
- Cartucho filtrante 40 μ m
- Función de filtración y regulación en una sola unidad para ahorrar espacio
- Gran capacidad de retención de partículas y gran caudal
- Buenas características de regulación con baja histéresis
- Purga manual del condensado

Materiales:

Cuerpo: Función inyectada de Zn/Al

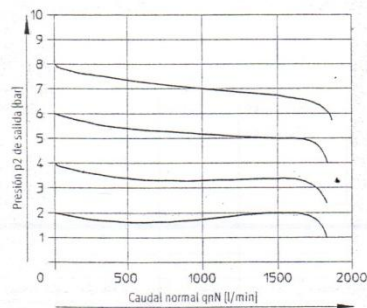
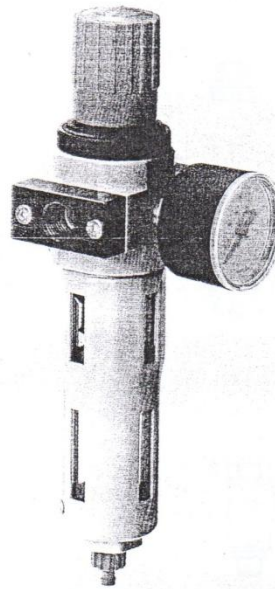
Depósito de filtro: policarbonato

Funda metálica de protección:

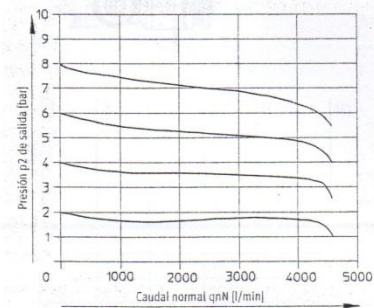
aluminio

Juntas: perbután

Regulador: PA 6



Curva característica para tamaño MINI



Curva característica para tamaño MIDI

Datos técnicos y referencias. Unidad de filtro y regulador tipo LFR-...-D-...

Tipo	Nº de artículo	Tamaño	Conexión	Función	Tipo de fijación	Posición de montaje	Caudal nominal normal [l/min]
LFR- $\frac{1}{4}$ -D-MINI	159 631	MINI	G $\frac{1}{4}$	Filtro de material sinterizado con separador de agua, regulador de membrana	Instalación en la tubería o mediante escuadra de fijación	Vertical \pm 5°	1400
LFR- $\frac{3}{8}$ -D-MIDI	159 582	MIDI	G $\frac{3}{8}$				3100
LFR- $\frac{1}{2}$ -D-MIDI	159 584		G $\frac{1}{2}$				3400

Tipo	Nº de artículo	Presión inicial [bar]	Presión de funcionamiento [bar]	Grado de filtración [μ m]	Cantidad de condensado [ml]	Peso [kg]
LFR- $\frac{1}{4}$ -D-MINI	159 631	1 ... 16	0,5 ... 12	40	22	0,460
LFR- $\frac{3}{8}$ -D-MIDI	159 582				43	0,920
LFR- $\frac{1}{2}$ -D-MIDI	159 584					1,120

Cilindros normalizados tipo DNC-... según ISO 6431

FESTO

Válvulas de estrangulación y antirretorno

Válvula de estrangulación y antirretorno tipo GRLA-...

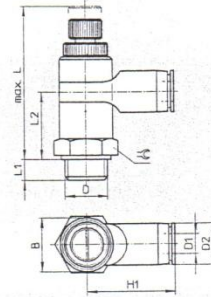
GRLA-...-QS-...-RS-B

(El suministro incluye 1 válvula)

- Conexión roscada G1/8 hasta G3/8
- Racores QS-4 hasta QS-8

• Caudal
0 ... 650 l/min

• Temperatura -10 ... +60 °C



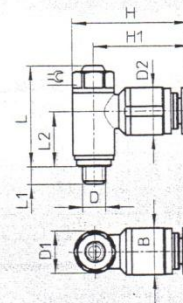
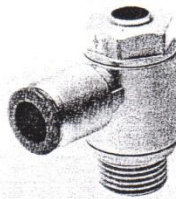
GRLA-1/2-QS-12-D

(El suministro incluye 1 válvula)

- Conexión roscada G1/2
- Racor QS-12

• Caudal
0 ... 1580 l/min

• Temperatura -10 ... +60 °C



GRLA-...

- Las válvulas de estrangulación y antirretorno permiten regular de modo óptimo la velocidad de los cilindros en función de cada aplicación.
- Regulación del aire de escape (cilindros de doble efecto)
- Montaje directo de los elementos, con el consecuente ahorro de espacio y tiempo.

Ventajas de las válvulas de estrangulación y antirretorno:

- Utilizando 2 válvulas es posible regular por separado la velocidad del émbolo al avanzar y retroceder.
- Las válvulas se montan directamente en el cilindro y pueden girar en 360°.
- Adaptación óptima a diversas condiciones para el montaje.

Materiales:

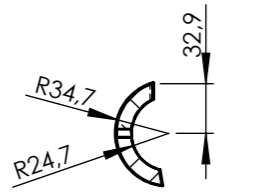
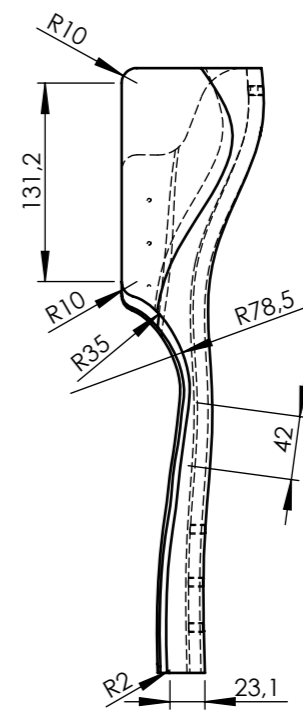
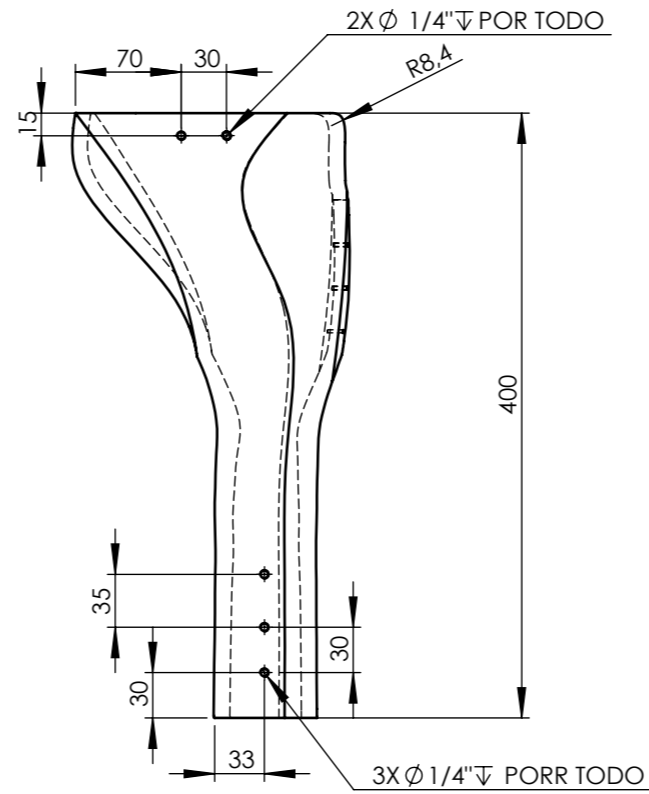
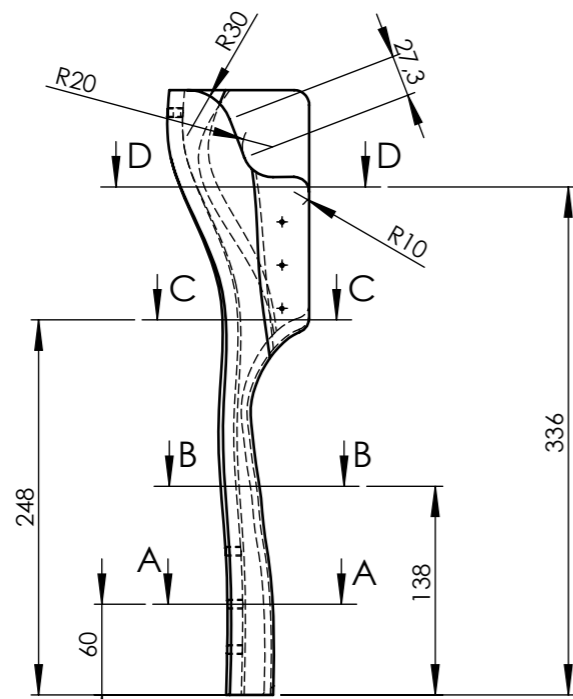
QS-4/QS-12: Ejecución en metal
QS-6 y QS-8: Ejecución en plástico
juntas: perbután

Tipo	Nº de artículo	Para diámetro de émbolo [mm]	Para tubo de diámetro exterior D1 [mm]	B	D	D1 Ø	D2 Ø	H	H1
GRLA-1/8-QS-4-RS-B	162 964	32	4	16	G1/8	-	-	-	22
GRLA-1/8-QS-6-RS-B	162 965	32	6	16	G1/8	-	13	-	26,7
GRLA-1/8-QS-8-RS-B	162 966	32	8	16	G1/8	-	16	-	35,2
GRLA-1/4-QS-6-RS-B	162 967	40/50	6	16	G1/4	-	13	-	26,7
GRLA-1/4-QS-8-RS-B	162 968	40/50	8	16	G1/4	-	16	-	35,2
GRLA-3/8-QS-6-RS-B	162 969	63/80	6	16	G3/8	-	13	-	26,7
GRLA-3/8-QS-8-RS-B	162 970	63/80	8	16	G3/8	-	16	-	35,2
GRLA-1/2-QS-12-D	193 152	100/125	12	-	G1/2	27,8	20,5	55,3	41,4

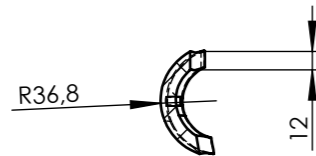
Tipo	Nº de artículo	Para diámetro de émbolo [mm]	Para tubo de diámetro exterior D1 [mm]	L-máx.	L1	L2	∠	Peso [kg]
GRLA-1/8-QS-4-RS-B	162 964	32	4	38,6	5,3	12,2	14	0,026
GRLA-1/8-QS-6-RS-B	162 965	32	6	45,9	4,7	20,6	13	0,025
GRLA-1/8-QS-8-RS-B	162 966	32	8	45,9	4,7	20,6	13	0,025
GRLA-1/4-QS-6-RS-B	162 967	40/50	6	45,4	6,3	20,1	17	0,030
GRLA-1/4-QS-8-RS-B	162 968	40/50	8	45,4	6,3	20,1	17	0,030
GRLA-3/8-QS-6-RS-B	162 969	63/80	6	46,2	7,5	20,9	19	0,040
GRLA-3/8-QS-8-RS-B	162 970	63/80	8	46,2	7,5	20,9	19	0,040
GRLA-1/2-QS-12-D	193 152	100/125	12	42,3	8,15	23	24	0,106

ANEXOS C

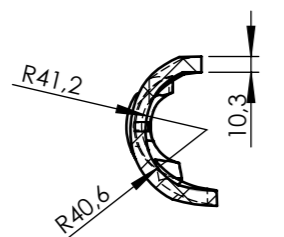
PLANOS



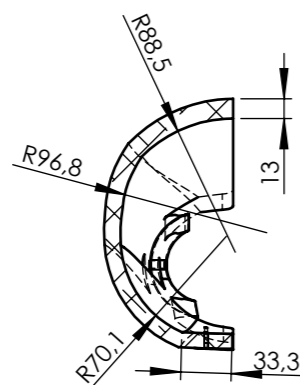
SECCIÓN A-A



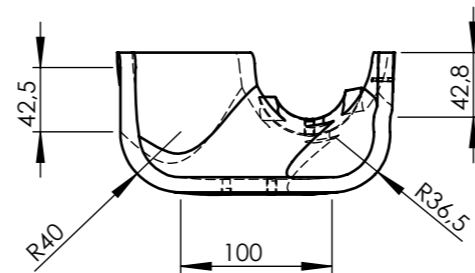
SECCIÓN B-B



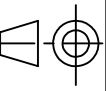
SECCIÓN C-C

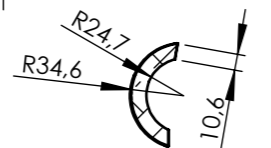
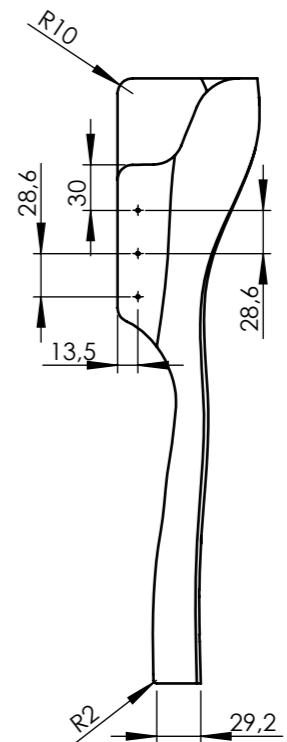
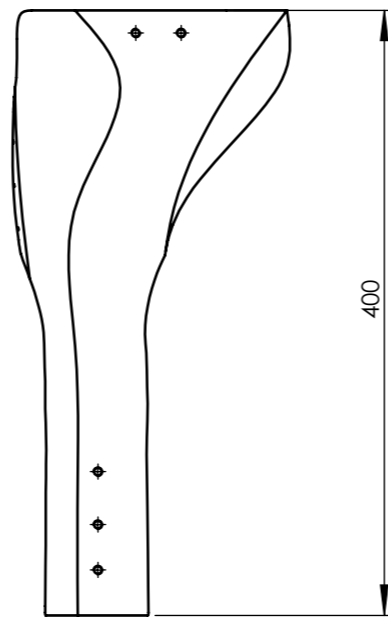
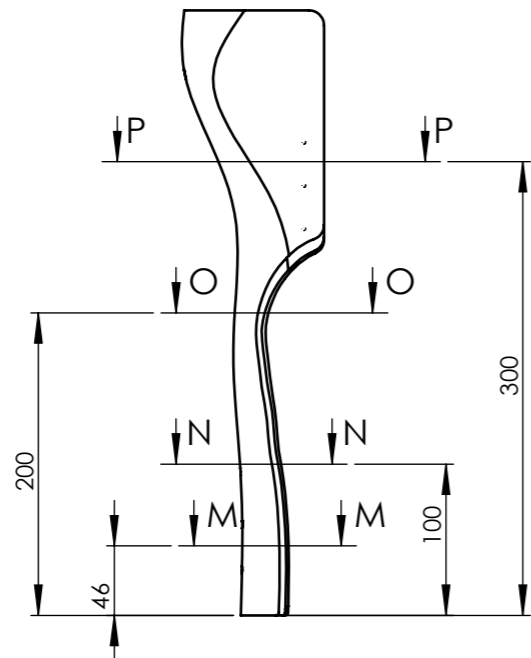


SECCIÓN D-D

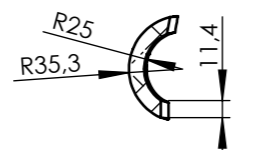


				PESO:	TOLERANCIA:	MATERIAL:	
				1.51 Kg	+/- 0,5	Aleación 2018	
				Fecha	Nombre	TÍTULO:	Escala:
			Dib.	13/12/2012	A. Lascano		
			Rev.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo		
				Apro.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo	izquierda
				UTA		NÚMERO DE LAMINA	
				INGENIERÍA MECÁNICA		01 de 12	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			SUSTITUCIÓN:	

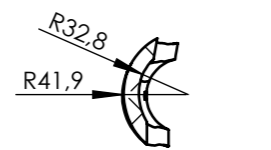




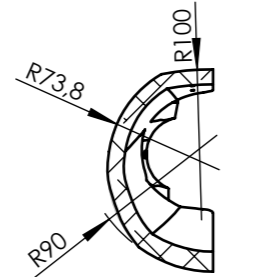
SECCIÓN M-M



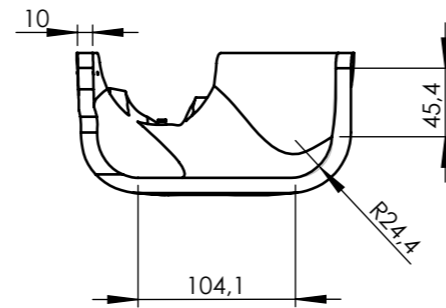
SECCIÓN N-N



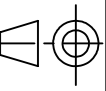
SECCIÓN O-O

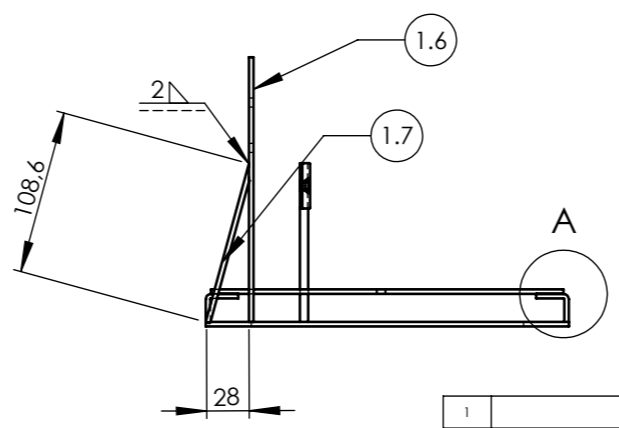
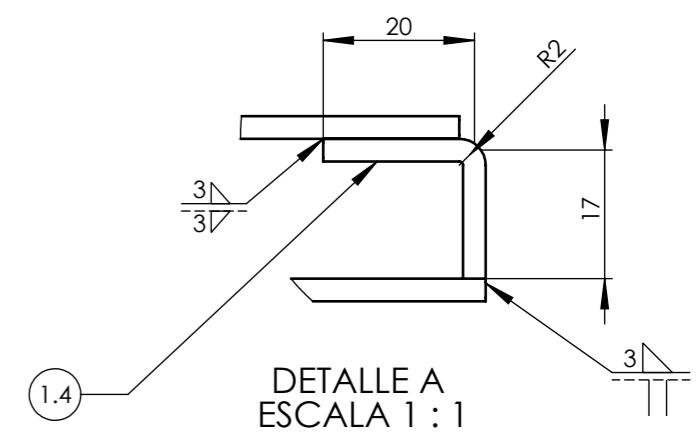
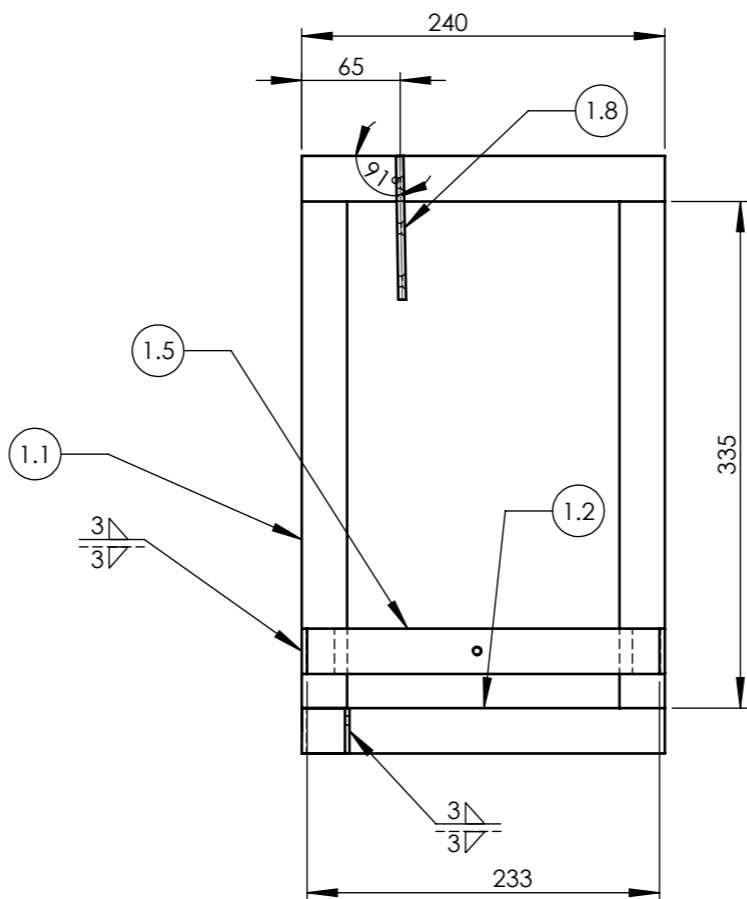
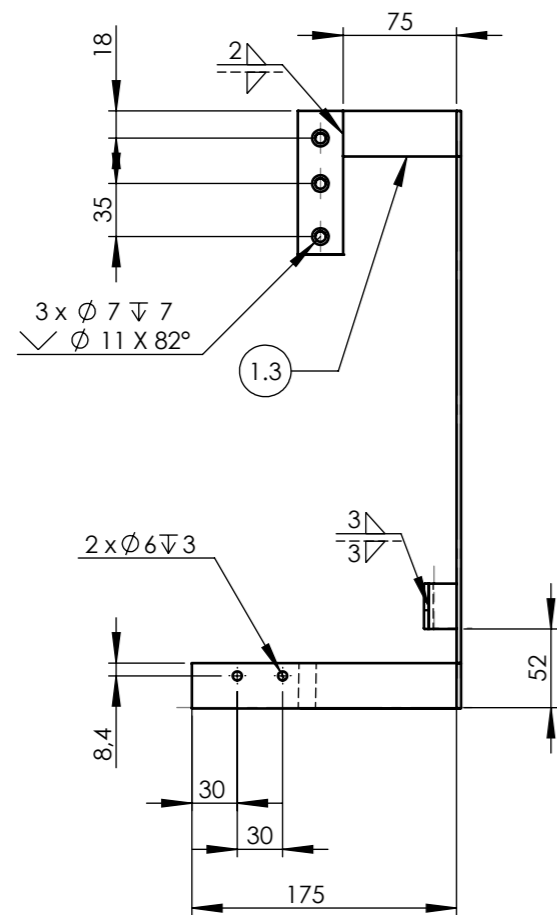


SECCIÓN P-P



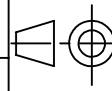
				PESO:	TOLERANCIA:	MATERIAL:			
				1.52 Kg	+/- 0,5	Aleación 2018			
				Fecha	Nombre	TÍTULO:	Escala:		
			Dib.	13/12/2012	A. Lascano			derecha	1:5
			Rev.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo				
				Apro.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo			
				UTA		NÚMERO DE LAMINA			
				INGENIERÍA MECÁNICA		02 de 12			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			SUSTITUCIÓN:			

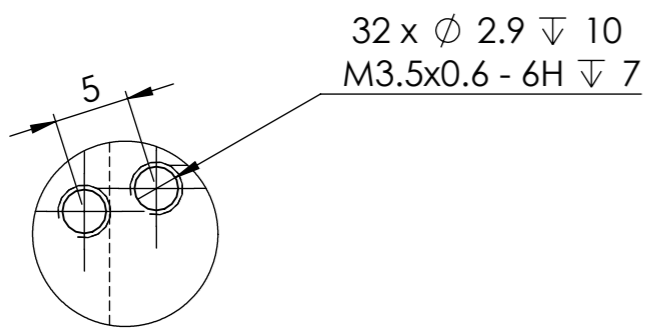
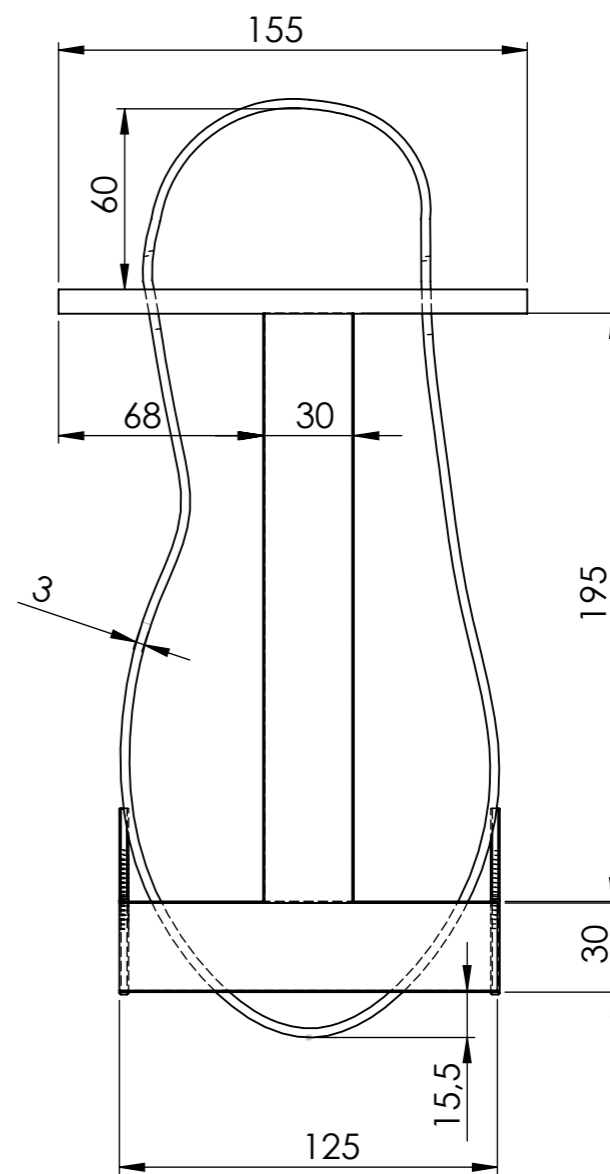
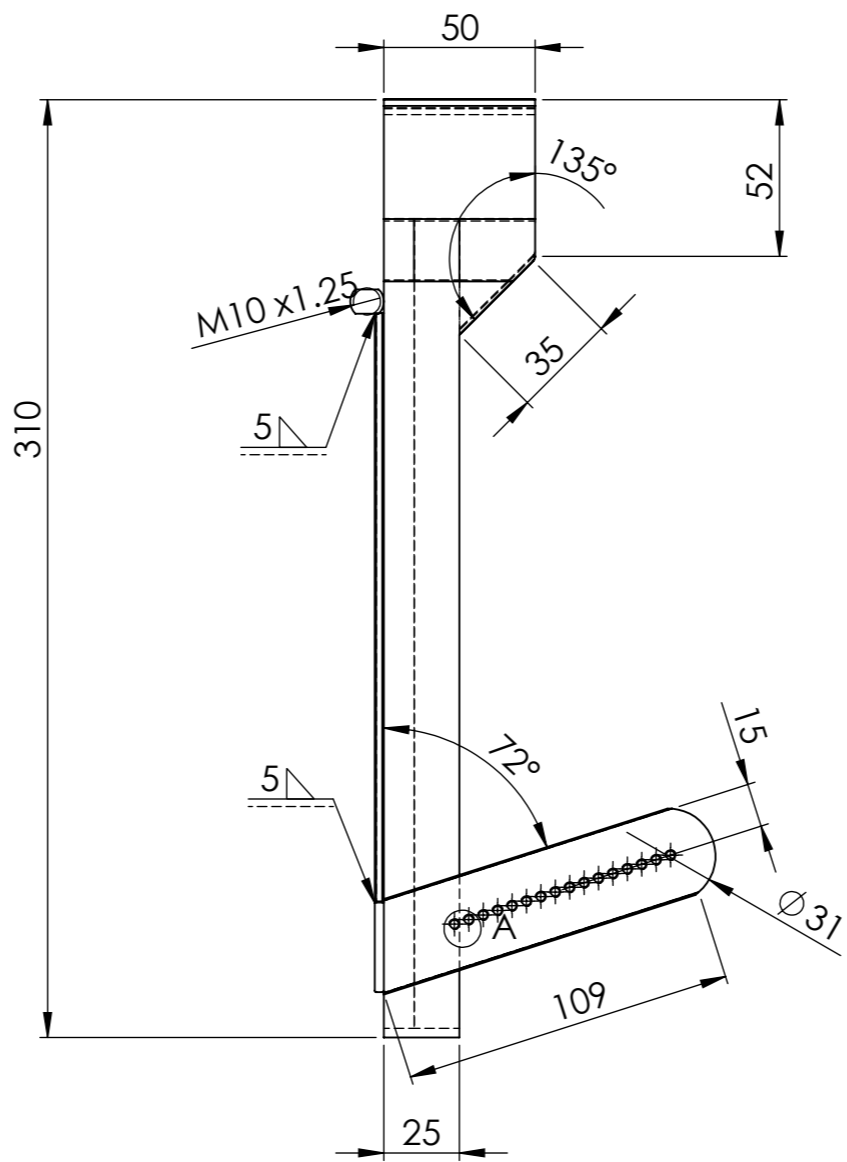
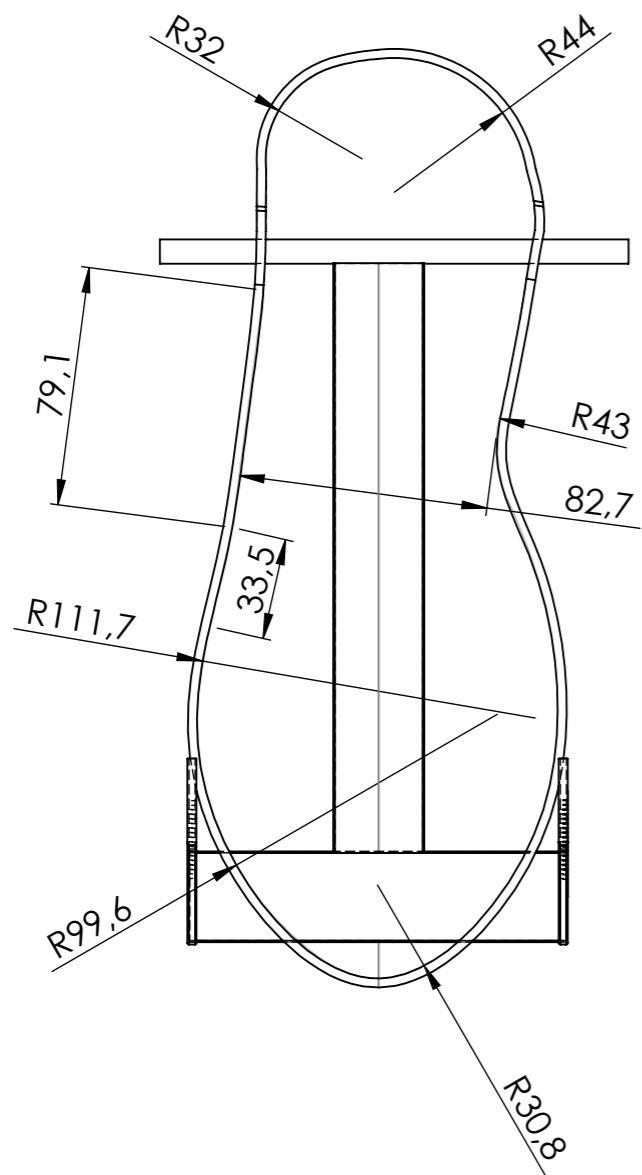




1			ASTM A36 Acero	1.8	Platina 30 X 3		
1			ASTM A36 Acero	1.7	Platina 30 X 3		
1			ASTM A36 Acero	1.6	Platina 30 X 3		
1			ASTM A36 Acero	1.5	Platina 30 X 3		
2			ASTM A36 Acero	1.4	Platina 30 X 3		
1			ASTM A36 Acero	1.3	Platina 30 X 3		
2			ASTM A36 Acero	1.2	Platina 30 X 3		
2			ASTM A36 Acero	1.1	Platina 30 X 3		
No. de pieza	Denominación	No. de Norma/Dibujo	Material	No. de orden	No del Modelo/Semiproducto	Peso Kg/pieza	Observaciones

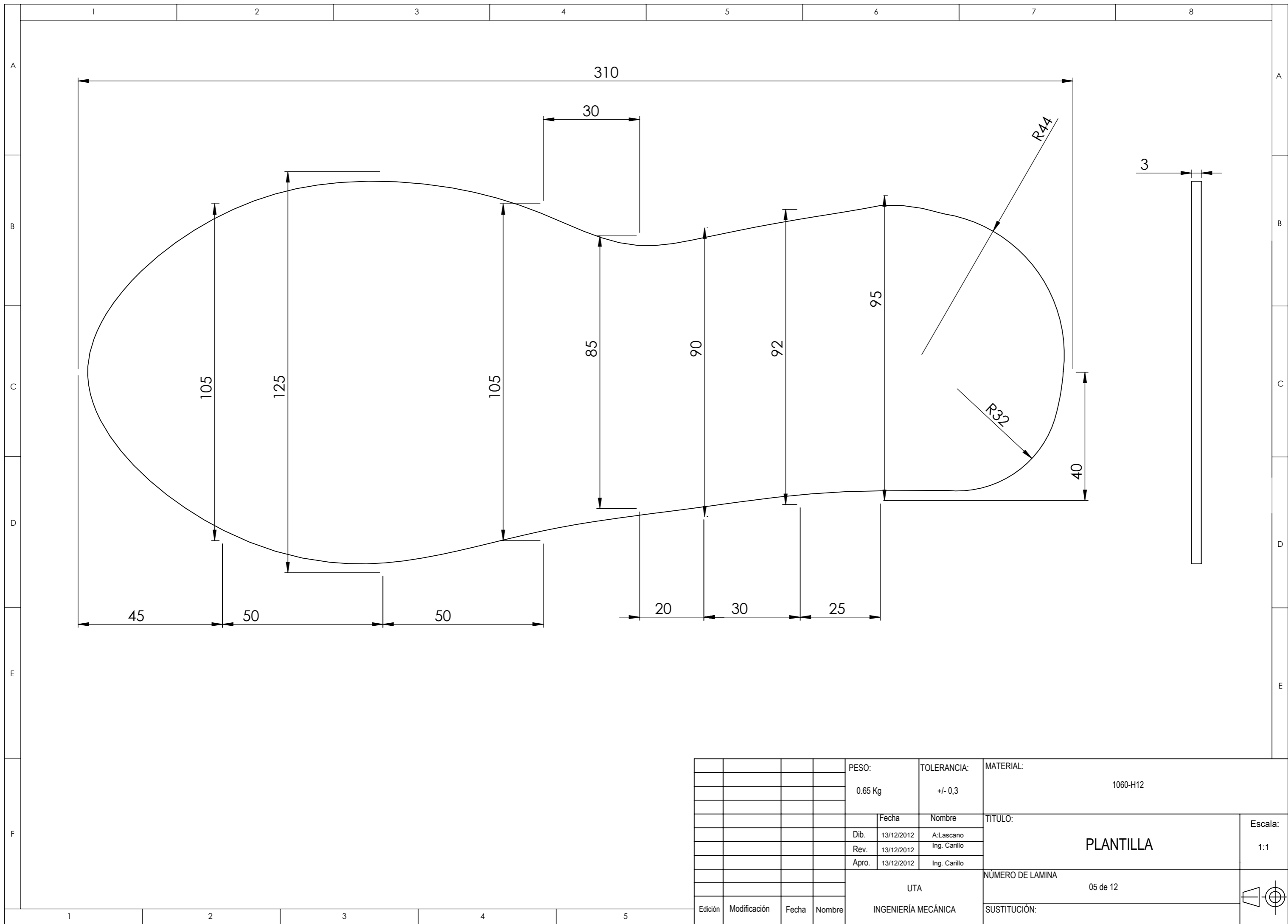
PESO:		TOLERANCIA:		MATERIAL:			
1.41 Kg		+/- 0,5		ASTM A36 Acero			
Fecha		Nombre		TITULO:			Escala: 1:5
Dib.	13/12/2012	A. Lascano		base			
Rev.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo					
Apro.	13/12/2012	Ing. M. Carrillo					
Edición				NÚMERO DE LAMINA			
Modificación				03 de 12			
Fecha				SUSTITUCIÓN:			
Nombre				INGENIERÍA MECÁNICA			

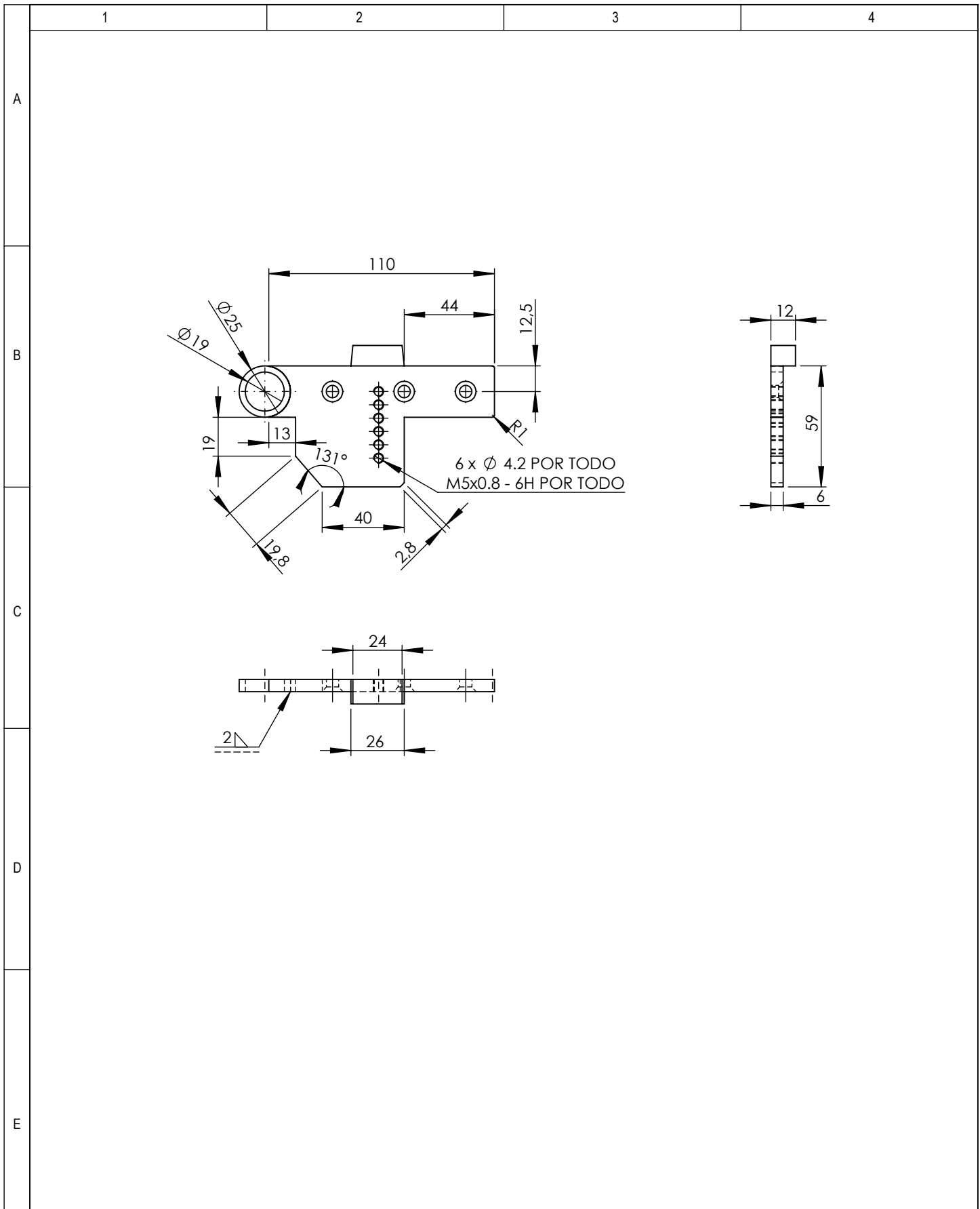




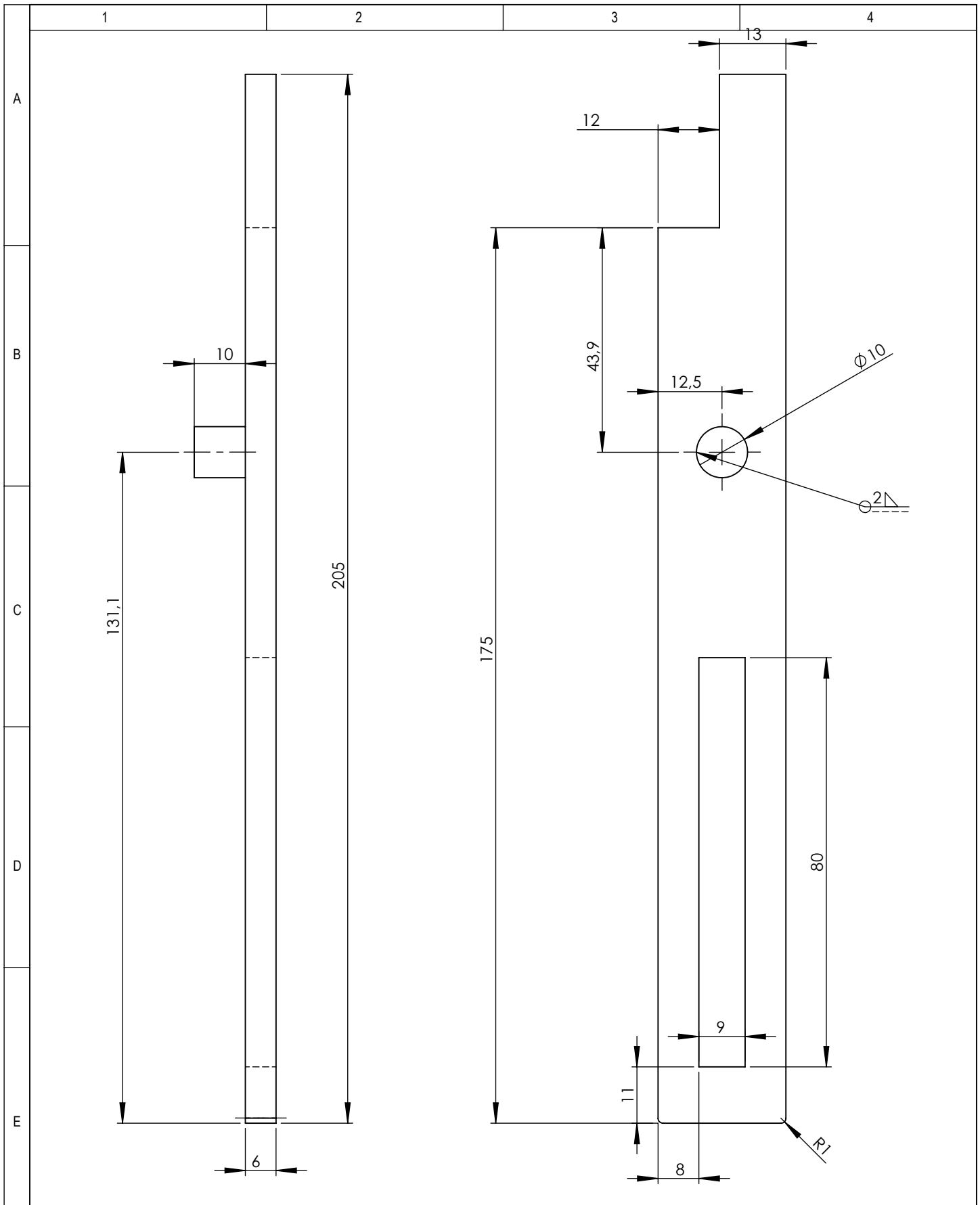
DETALLE A
ESCALA 2 : 1

				PESO:	TOLERANCIA:	MATERIAL:	
				1.01 Kg	+/- 0,3	ASTM A36 Acero	
				Fecha	Nombre	TITULO:	Escala:
			Dib.	13/12/2012	A.Lascano	soporte de plantilla	1:2.5
			Rev.	13/12/2012	Ing. Carillo		
			Apro.	13/12/2012	Ing. Carillo		
				UTA		NÚMERO DE LAMINA	
				INGENIERÍA MECÁNICA		04 de 12	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCIÓN:			

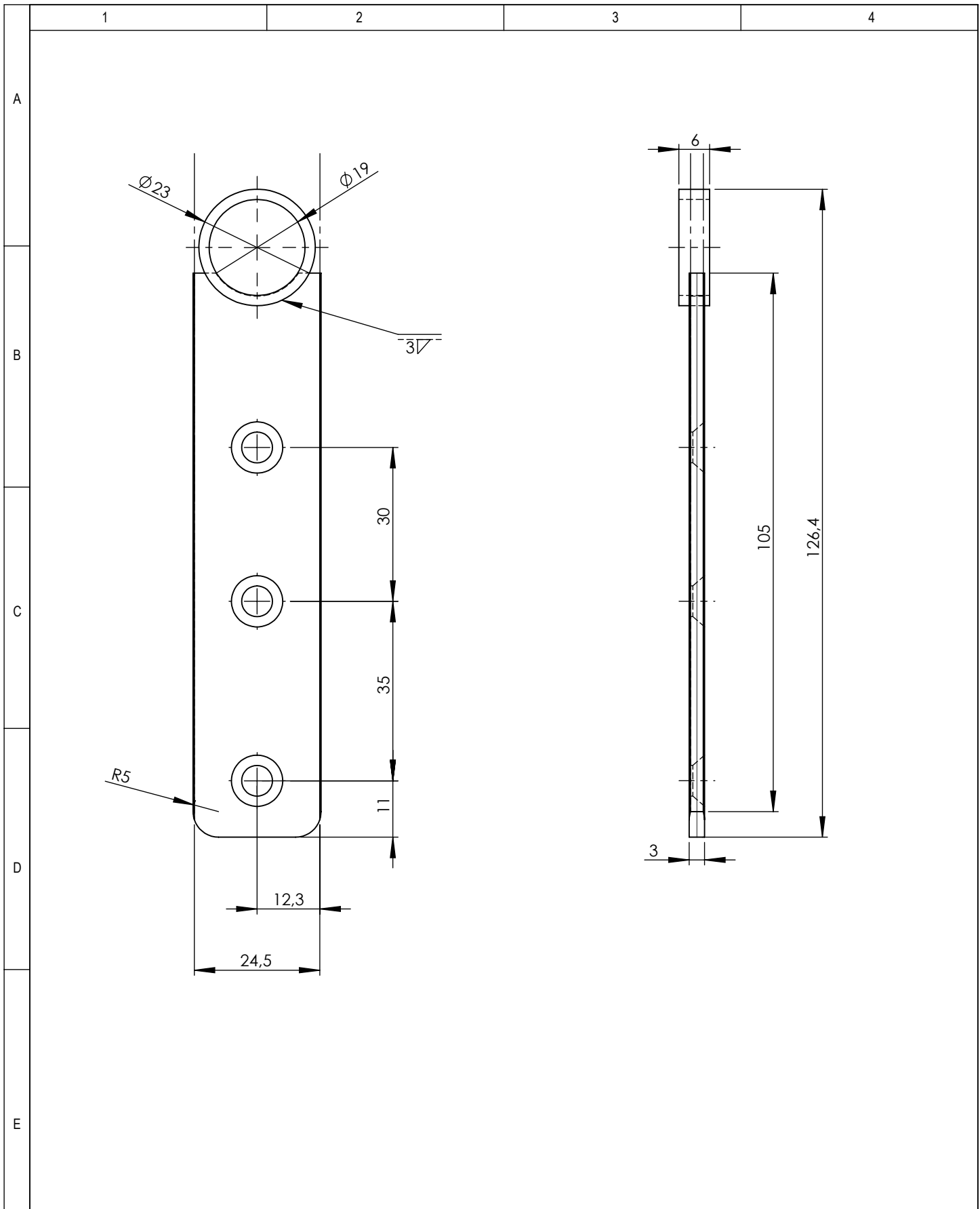




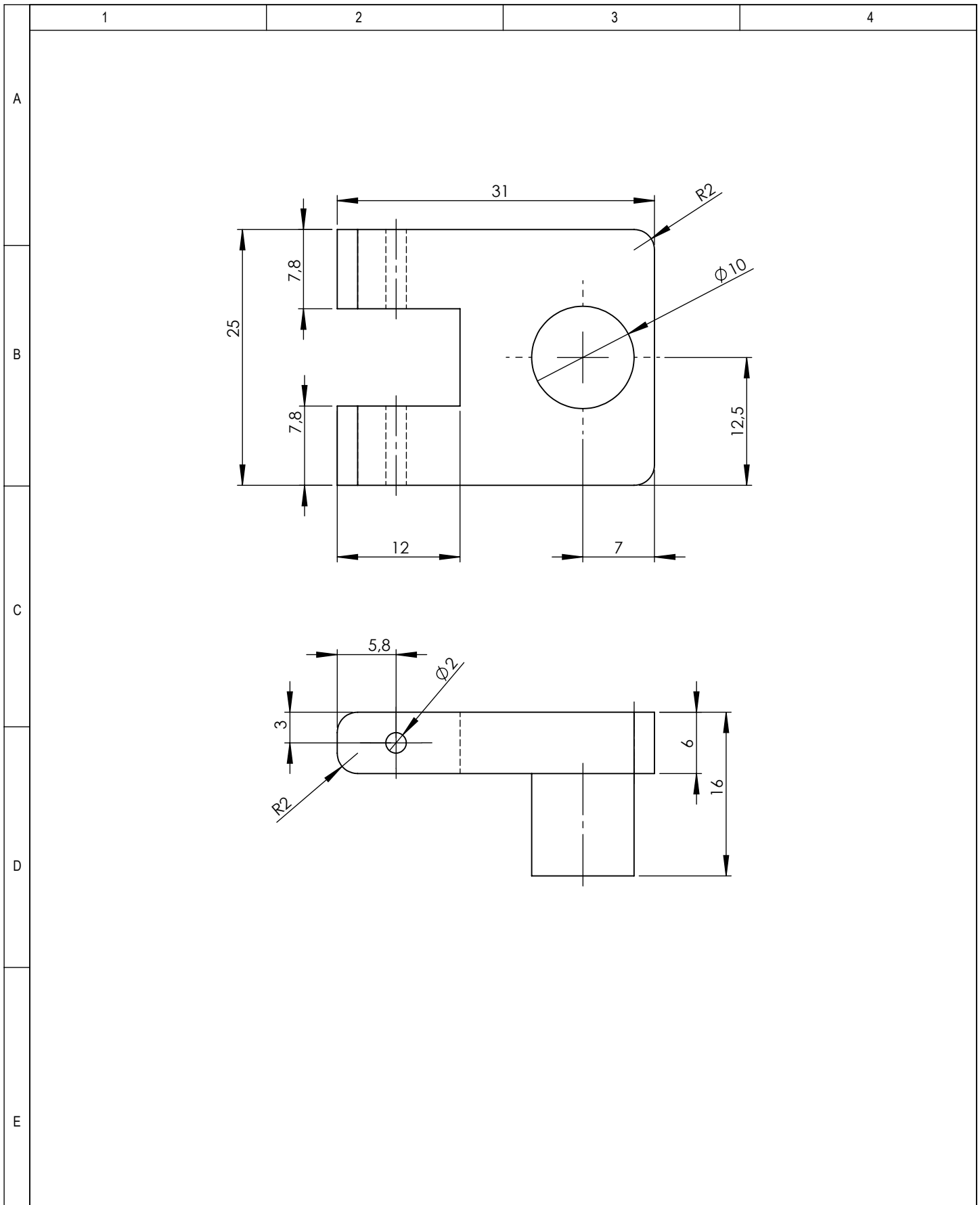
				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:	
				+/-0,3	0.22 Kgr	ASTM A36 Acero	
						TITULO:	
				NOMBRE	FECHA	base de angulos	
				Dib. 13/12/2012	A . Lascano		
				Rev. 13/12/2012	Ing. Carillo		
				Apro. 13/12/2012	Ing. Carillo	ESCALA:	
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:	
				INGENIERIA MECANICA		06 DE 12	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCION:			



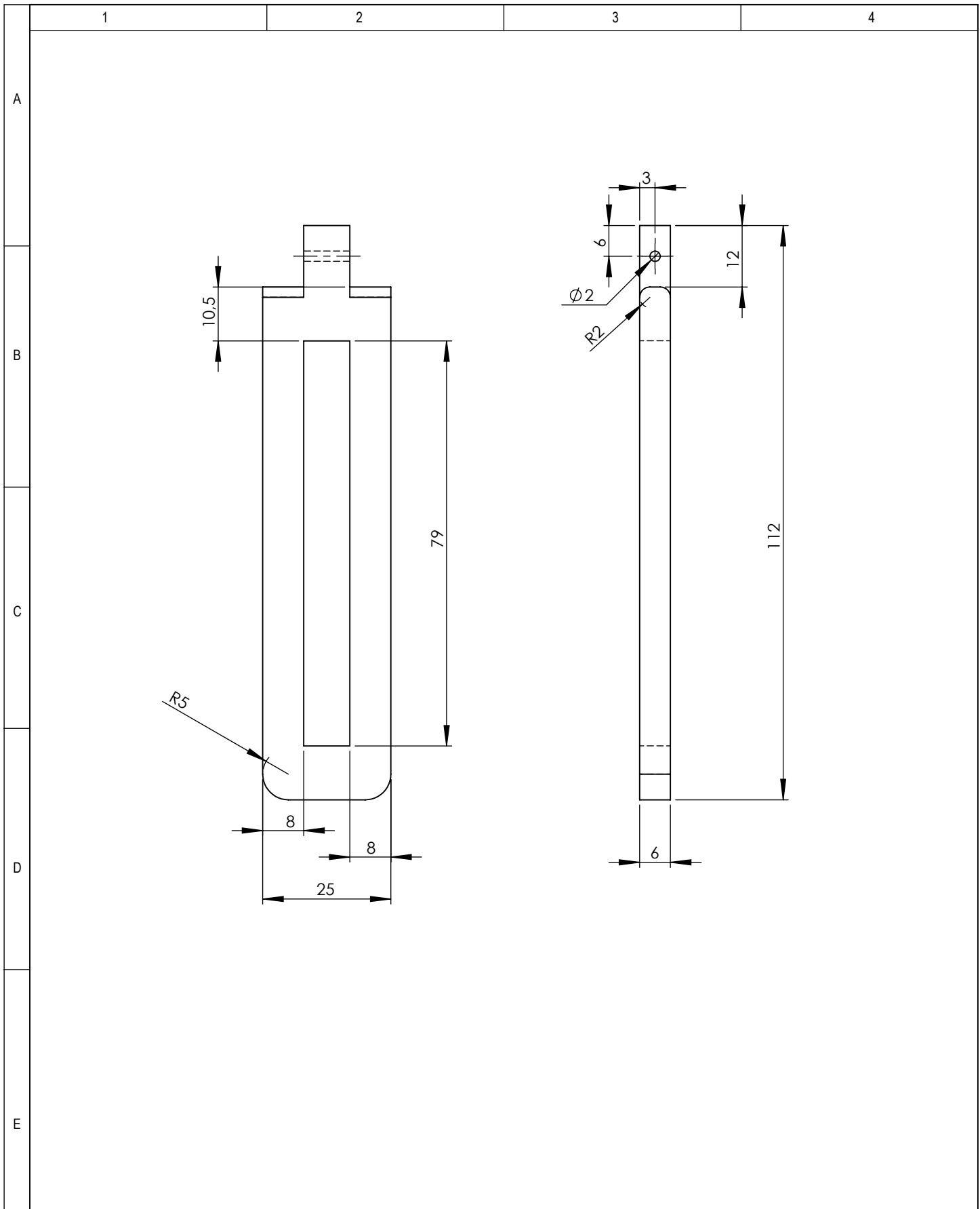
				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:	
				+/-0,3	0.20 Kgr	ASTM A36 Acero	
				NOMBRE	FECHA	TITULO:	
				Dib. 13/12/2012	A . Lascano	platina de angulos	
				Rev. 13/12/2012	Ing. Carillo		
				Apro. 13/12/2012	Ing. Carillo		
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:	ESCALA:
				INGENIERIA MECANICA		07 DE 12	1:1
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			SUSTITUCION:	



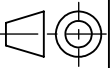
				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:			
				+/-0,3	0.07 Kgr	ASTM A36 Acero			
						TITULO:	ESCALA:		
				NOMBRE	FECHA			platina derecha	1:1
				Dib.	02/01/2013				
				Rev.	02/01/2013	Ing. Carillo			
				Apro.	02/01/2013	Ing. Carillo			
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:			
				INGENIERIA MECANICA		08 DE 12			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCION:					

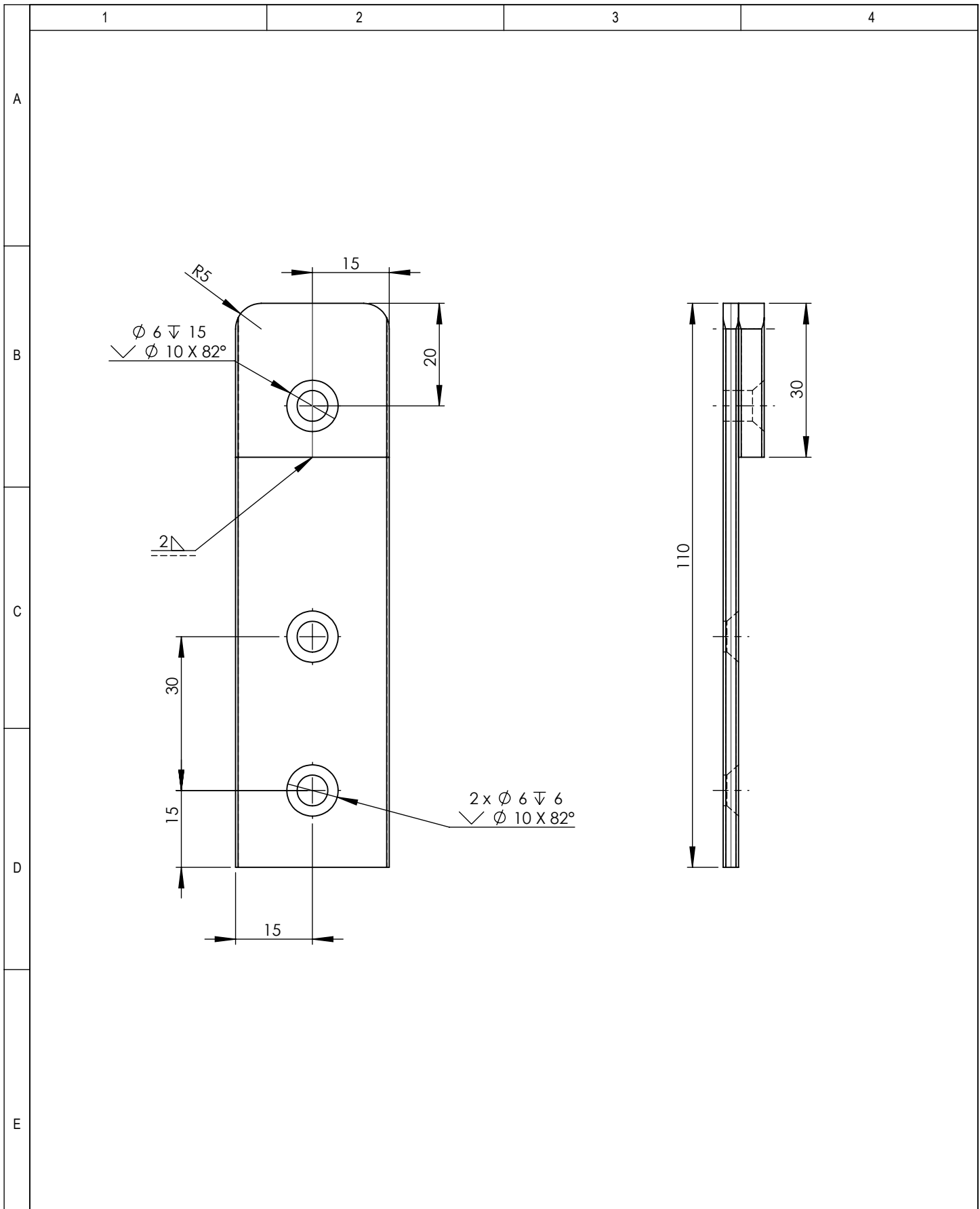


				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:			
				+/-0,3	0.04 Kgr	ASTM A36 Acero			
						TITULO:	ESCALA:		
				NOMBRE	FECHA			Saliente-Extruir3	2:1
				Dib.	13/12/2012				
				Rev.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				Apro.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:			
				INGENIERIA MECANICA		09 DE 12			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCION:					

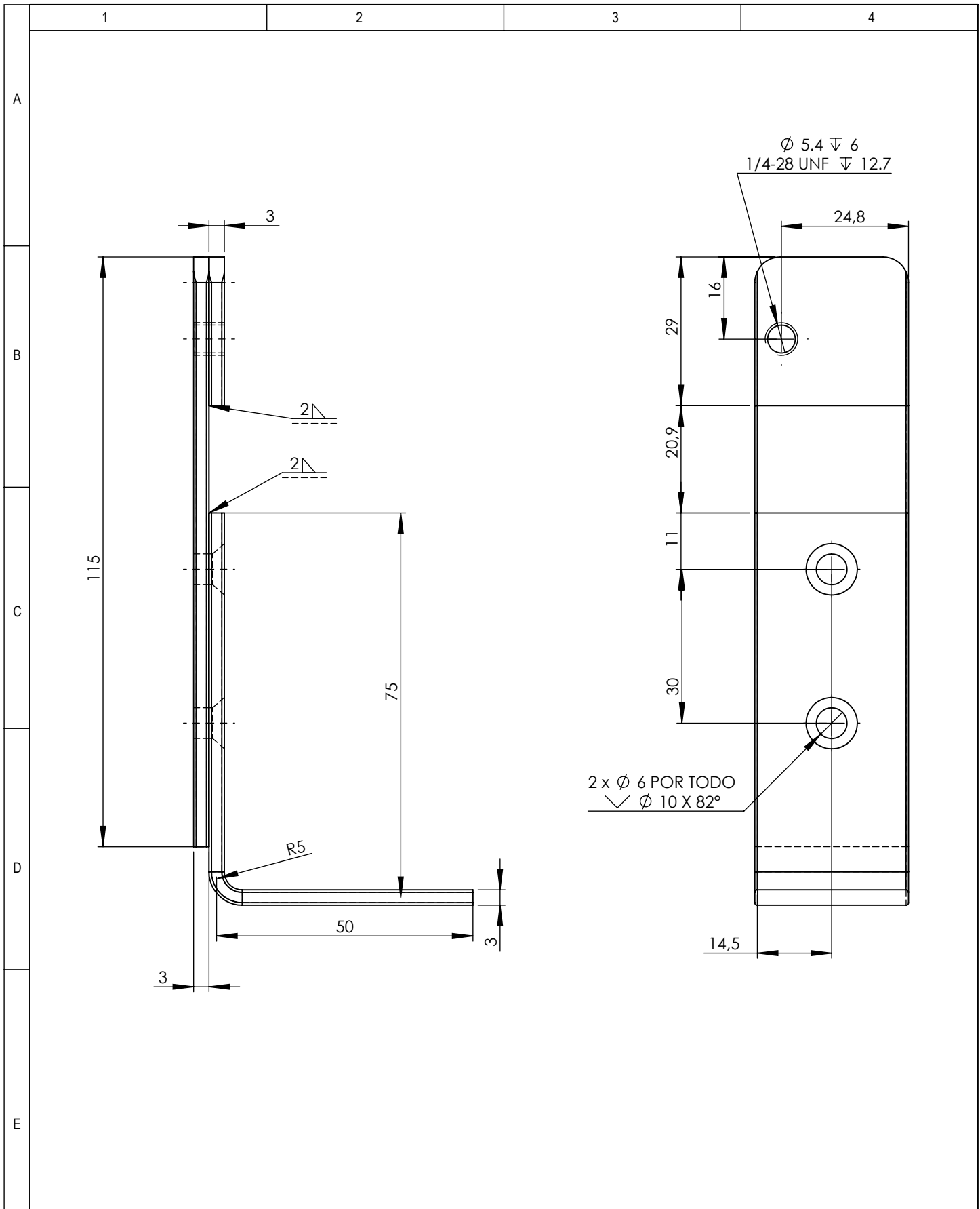


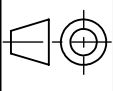
				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:			
				+/-0,3	0.09 Kgr	ASTM A36 Acero			
						TITULO:	ESCALA:		
				NOMBRE	FECHA			Taladro1	2:1
				Dib.	13/12/2012				
				Rev.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				Apro.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:			
				INGENIERIA MECANICA		10 DE 12			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			SUSTITUCION:			





				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:	
				+/-0,3	0.11 Kgr	ASTM A36 Acero	
				NOMBRE	FECHA	TITULO:	ESCALA:
			Dib.	13/12/2012	A . Lascano		
			Rev.	13/12/2012	Ing. Carillo		
				Apro.	13/12/2012	Ing. Carillo	1:1
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:	
				INGENIERIA MECANICA		11 DE 12	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCION:			



				TOLERANCIA:	PESO:	MATERIAL:			
				+/-0,3	0.18 Kgr	ASTM A36 Acero			
						TITULO:	ESCALA:		
				NOMBRE	FECHA			soporte extranguladora	1:1
				Dib.	13/12/2012				
				Rev.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				Apro.	13/12/2012	Ing. Carillo			
				U.T.A.		NUMERO DE LAMINA:			
				INGENIERIA MECANICA		12 DE 12			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	SUSTITUCION:					