

**DISEÑO DE PIE PROTÉSICO DE REACCIÓN DINÁMICA
ELABORADO CON MATERIALES COMPUESTOS**

**POR
JAVIER GÓMEZ PÁEZ
LEONARDO MONTERO RAMIREZ**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
FACULTAD DE TECNOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO TECNOLÓGICO
BOGOTÁ, COLOMBIA
2013**

**DISEÑO DE PIE PROTÉSICO DE REACCIÓN DINÁMICA
ELABORADO CON MATERIALES COMPUESTOS**

**POR
JAVIER GÓMEZ PÁEZ
LEONARDO MONTERO RAMIREZ**

TRABAJO DE GRADO

**DIRECTOR
ING. FABIO GONZÁLEZ RODRÍGUEZ**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
FACULTAD DE TECNOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO TECNOLÓGICO
BOGOTÁ, COLOMBIA**

2013

Nota de aceptación

Director del proyecto

Jurado

Jurado

Bogotá. 1 de noviembre del 2013

*Dedicado a nuestros padres y hermanos
Que siempre nos han apoyado
Sin importar las adversidades*

Agradecimientos:

A la UNIVERSIDAD PEDAGOGICA NACIONAL DE COLOMBIA quien es fuente de conocimiento en nuestras vidas y al Servicio Nacional de Aprendizaje SENA.

Quisiéramos expresar nuestro agradecimiento al profesor Anuar Hassan, Diseñador Industrial, Técnico en procesos de la madera, profesor del SENA quien de una manera desinteresada nos apoyó en todo el proceso y desarrollo de este proyecto.

Al director de este trabajo, el Ingeniero Fabio González Rodríguez por sus grandes aportes en el desarrollo de este proyecto, su paciencia y comprensión con nosotros en la elaboración del proyecto.

Al doctor Miguel Ángel Gutiérrez R, Especialista Medicina Física y Rehabilitación, Al Ingeniero Nelson Gómez profesor del SENA, al tecnólogo Nelson Bedoya profesor del SENA, al Ortopedista Alejandro Gutiérrez profesor del SENA Especialista en órtesis y prótesis, a Mónica Páez González Analista Química

A todos aquellos profesores de la Universidad Pedagógica Nacional del departamento de tecnología que de una u otra manera nos brindaron su ayuda y conocimientos y en especial a nuestras familias y amigos.

A todos ustedes gracias
Javier Gómez Páez
Leonardo montero Ramírez

1. Información General	
Tipo de documento	Trabajo de grado
Acceso al documento	Universidad Pedagógica Nacional. Biblioteca Central
Titulo del documento	DISEÑO DE PIE PROTÉSICO DE REACCIÓN DINÁMICA ELABORADO CON MATERIALES COMPUESTOS
Autor(es)	GÓMEZ PÁEZ, JAVIER y MONTERO RAMÍREZ, LEONARDO
Director	GONZÁLEZ RODRÍGUEZ, FABIO
Publicación	Bogotá. Universidad Pedagógica Nacional. 2013, 114 pag.
Unidad Patrocinante	Universidad Pedagógica Nacional
Palabras Claves	Pie protésico, guadua, resinas, pegamentos, anatomía del pie, Dinámica de la marcha, biomecánica de la marcha, prototipo.

2. Descripción
<p>Este trabajo está enfocado en la población colombiana que ha perdido una extremidad inferior, debido al conflicto armado. Cómo a través del programa de <i>Lic. Diseño Tecnológico</i> de la <i>Universidad Pedagógica Nacional</i>, podemos contribuir en mejorar la calidad de vida de las personas víctimas del conflicto a través del diseño de una prótesis elaborada en guadua. Este trabajo explora el diseño de un pie protésico que brinde respuesta a las necesidades de apoyo durante la bipedestación y de mejoras en su proceso de locomoción, que se encuentre al alcance económico de la población más desfavorecida. Basados en la búsqueda de materiales y procesos de manufactura alternos a los ofrecidos en el mercado.</p>

3. Fuentes
<p>Extracción y caracterización mecánica de las fibras de bambú (<i>Guadua angustifolia</i>) para su uso potencial como refuerzo de materiales compuestos Presentada a la Universidad de los Andes, para optar por el título de Magister en Ingeniería, Enero de 2010 Elaborada por: Martin Estrada Mejía</p>

http://www.docentes.unal.edu.co/mestradam/docs/tesisMEM_maestria.pdf

justificación pedagógica” Referenciado de UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID trabajo de grado de Dimas Carrasco Bellido David Carrasco Bellido APRENDIZAJE

Oliver Gutfleisch ", patas de palo y miembros biónicos: el desarrollo de Prótesis de Menores," Science Reviews interdisciplinaria 28, (2003): 140.

"Una historia de la prótesis y la cirugía de amputación," Out on a Limb, <http://www.kahutek.co.uk/puk/page.asp?page=103> (consultado en marzo 15, 2009).

"Lower Limb Prosthetic Devices" <http://prosthetics.umwblogs.org/antecedente/>
El Pie de Jaipur: una prótesis eficaz de bajo coste para personas con diabetes”
http://www.idf.org/sites/default/files/attachments/article_524_es.pdf

[17] Revista Share Internacional – Mayo 2010 <http://www.share-es.org/2010/con-052010.htm>

informe general de la memoria del conflicto el cual es un aporte del Centro de Memoria Histórica a la comprensión del origen y las transformaciones del conflicto armado en Colombia septiembre de 2013 comunicaciones@centrodememoriahistorica.gov.co

4. Contenidos

ESTE TRABAJO SE DIVIDE EN 15 CAPÍTULOS DIVIDIDOS EN 60 SUBCAPÍTULOS COMENZANDO POR UN ESTUDIO DE LA ANATOMÍA DEL PIE, BIOMECÁNICA DE LA MARCHA, DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE PIE, MATERIALES Y PROCESOS DE MANUFACTURA, ENSAYOS DE FLEXIÓN, GRÁFICAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS, CRITERIOS SELECCIÓN DE MATERIAL, GUADUA ANGUSTIFOLIA KUNT EN COLOMBIA, MATERIALES COMPUESTOS BASADOS EN GUADUA ANGUSTIFOLIA REFORZADO CON RESINA POLIESTER Y PEGAMENTOS EPOXICOS, CRITERIOS DE PLASTICIDAD Y RUPTURA, CULMINANDO CON LA CREACIÓN DE UN PROTOTIPO FINAL, REALIZANDO PRUEBA DE CARGA SOBRE EL PROTOTIPO TAMBIÉN SU ANÁLISIS, Y UN CONCEPTO DE EVALUACIÓN EMITIDO POR EL EXPERTO TERMINANDO CON LAS CONCLUSIONES A LAS QUE LLEGAMOS.

5. Metodología

- 1.1.1 Inspirados por el enfoque crítico a la cultura del diseño basados en el libro de Víctor Papanek “diseñar para el mundo real publicado en 1971”, realizamos un enfoque en la comprensión del diseño desde la perspectiva de la responsabilidad social y ambiental. De esta manera desarrollamos un esquema que cumpliera con los aspectos funcionales al observar a las personas minusválidas, lidiar ante una enorme incomodidad para poder moverse con libertad.
- 1.1.2 Realizando un amplio estudio que nos permitiera realizar un óptimo prototipo dinámico, desde la cinemática y dinámica de la marcha humana y los parámetros antropométricos del diseño debe cumplir con unos objetivos trazados para tener factibilidad de manufactura, características de funcionalidad, ergonomía; nos enfocamos en realizar una análisis de la marcha, la biomecánica, las funciones motrices, el equilibrio y los principios de conservación de la energía en el pie humano. Junto con todo el estudio anatómico que ello conlleva y la aplicación de principios modernos de la biomecánica.

6. Conclusiones

- El pie protésico desarrollado en este proyecto, es el primer prototipo funcional construido con resina Epóxica, reforzada con fibras naturales (Guadua, Bambú) en el mundo configurando un material compuesto. Desarrollo que representa un aporte importante en el desarrollo protésico en Colombia y forma parte de un **proyecto mayor** que está orientado en el desarrollo de materiales alternativos amigables que no dañan el medio ambiente y que hacen una contribución importante para ayudar a las personas que han sufrido la desgracia de perder alguna de sus extremidades inferiores.
- Con este diseño protésico se realizó una búsqueda detallada del uso de la guadua angustifolia como material alternativo, la guadua reduce el peso y

aumenta el rango de actividades que se pueden realizar, logrando construir un pie que brinda una respuesta dinámica. Adicionalmente pensar en un material compuesto para lograr obtener un producto laminar a partir de la basa de la guadua con el tipo de resina adecuada nos brinda un mayor grado de rigidez y de flexión, características que son importantes en el desarrollo de la prótesis.

- La realización de las pruebas a los materiales logrados, tanto del compuesto como de los materiales constituyentes por separado (materiales compuestos), explica y evidencia con datos reales que la integración de más capas de guadua consiguen un módulo de elasticidad mayor, logrando una buena respuesta del material con respecto al peso de la persona generando el grado de rigidez y flexibilidad que necesita. En nuestro caso el material tiene un módulo de elasticidad de 330000 N/m^2 . lo que lo hace muy elástico, una resistencia última a la tensión del orden de 750000 N/m^2 en promedio y efectivo a la hora de acumular energía y retornarla; lo que lo hace comparable con aglomerados con base de fibra de carbono capaz de soportar la carga y permitir un retorno de energía en la marcha.

- Mediante los ensayos mecánicos realizados a probetas del material compuesto con la misma configuración del prototipo y el comportamiento del mismo con la aplicación de las cargas establecidas en el diseño en la prueba de carga, se concluye que la prótesis es capaz de alcanzar las propiedades de los aglomerados construidos con fibra de carbono, debido a que al reducir su grosor la madera opone una menor resistencia a la flexión y tracción, pero pierde características de resistencia, lo cual es compensado al sobreponer varias laminas semejanado una suspensión mecánica, debido a esto el módulo de elasticidad y la resistencia a la tensión es muy bajo como lo podemos ver en la ilustración 57, es decir que la relación resistencia - peso es muy apropiada para las aplicaciones biomecánicas que tiene este proyecto.

- Se desarrolló un material aglomerado, basado en la guadua angustifolia

que presenta características similares a la fibra de carbono y su costo es mucho **más bajo**. La implementación de materiales alternativos en prótesis propuestos en este diseño son una opción para personas que no cuentan con los recursos económicos, que requieren de un pie dinámico por sus condiciones laborales y de uso cotidiano.

- El diseño del pie fue enfocado para personas con niveles de actividad K3 y K4, pero es posible que sea utilizado por personas con niveles K2, que se encuentren en transición para un nivel de actividad K3. El pie protésico desarrollado también es capaz de entregar cierta eversión e inversión en caso de necesitarla, la que amplía el rango de actividad que pueden desarrollarse con este pie.
- El propósito en el diseño de este prototipo es permitir la facilidad de fabricación del mismo, de esta manera se consigue construir un prototipo utilizando herramientas manuales con el fin de facilitar el proceso de construcción de una prótesis con características dinámicas de las prótesis tipo K3, Podemos dar una pauta que muestra las posibilidades al alcanzar por medio de un proceso artesanal, abrir horizontes que dan una visión más amplia sobre materias primas que se encuentran en nuestro país y no se están aprovechando en plenitud.
- El desarrollo protésico en Colombia es escaso debido a que los materiales con que se construyen y el proceso de industrialización de los mismos tienen un alto desarrollo ingenieril y tecnológico. Esta prótesis está elaborada de manera artesanal, no obstante abre un mundo de nuevas posibilidades en la construcción de prótesis en la industria ortopédica en el país, a la vez que facilita la reparación o construcción de una nueva prótesis por sus características artesanales.
- Este prototipo es un material que permite articular y desarrollar tareas y

actividades de aprendizaje en cuanto al manejo de la guadua y su utilización en el contexto de nuestra cultura. Muestra diversas formas de emplear dicho material, su implementación en la industria, estudiar su comportamiento con diversos tipos de conglomerados, lo que posibilita el desarrollo científico y tecnológico en el uso e implementación de la Guadua.

- Este proyecto forma parte de un material innovador en la industria de la guadua en Colombia que forma parte de un proceso educativo en cuanto al uso y transformación de la guadua como materia prima en la producción de materiales aglomerados con memoria Estos aportes tanto a nivel escolar como investigativo enriquecen el sentido social del compromiso que tenemos como futuros diseñadores y educadores.

Elaborado por:	GÓMEZ PÁEZ, JAVIER MONTERO RAMIREZ, LEONARDO
Revisado por:	GONZALEZ RODRIGUEZ, FABIO

Fecha de elaboración del Resumen:	01	10	2013
-----------------------------------	----	----	------

TABLA DE CONTENIDOS

1	INTRODUCCIÓN	1
2	OBJETIVOS	3
2.1	ESPECÍFICO.....	3
2.1.1	<i>Generales</i>	3
3	ANATOMÍA DEL PIE	4
3.1	CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO FUNCIONAL ANATOMÍA DEL PIE....	5
3.1.1	<i>Funciones del pie</i>	5
3.1.2	<i>Descripción anatómica del pie</i>	6
3.1.3	<i>División anatómica</i>	6
3.1.4	<i>Huesos del pie</i>	8
3.1.5	<i>Músculos del pie</i>	9
3.1.6	<i>Ligamentos del pie</i>	11
3.1.7	<i>Ligamentos de la articulación subastragalina</i>	11
3.1.8	<i>Ligamentos de la articulación mediotarsiana</i>	12
3.1.9	<i>Articulaciones del pie</i>	14

3.1.9.1	Complejo periastragalino	15
3.1.9.2	Tobillo	15
3.1.9.3	Subastragalina	16
3.1.9.4	Mediotarsiana	18
4	BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	21
4.1	MOVIMIENTOS DEL PIÉ	21
4.2	LA BÓVEDA PLANTAR	21
4.2.1	<i>Arco interno</i>	23
4.2.2	<i>Arco externo</i>	24
4.2.3	<i>Arco anterior</i>	24
4.3	LA MARCHA	26
4.3.1	<i>Ciclo de la marcha</i>	27
4.3.2	<i>Periodo estático y período oscilatorio</i>	27
4.4	PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS	32
4.4.1	<i>Anchura de las extremidades</i>	32
4.4.2	<i>Anchura bimalleolar (tobillo)</i>	32
4.4.3	<i>Anchura calcáneo (talón)</i>	33
4.4.4	<i>Anchura metatarsial (pie)</i>	33
4.5	LONGITUDES	34
4.5.1	<i>Longitud del pie</i>	34
4.5.1.1	<i>Longitud del talón al primer metatarso (planta del pie)</i>	34
4.5.2	<i>Altura de la fosa poplítea</i>	35
4.5.3	<i>Longitud de la nalga a la fosa poplítea</i>	35
4.6	CINEMÁTICA DE LA MARCHA	36
4.7	CINÉTICA DE LA MARCHA	36
4.7.1	<i>Diagrama de cuerpo libre</i>	37
5	DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE PIE	39
5.1	METODOLOGÍA DE DISEÑO	40
5.2	CRITERIOS DE DISEÑO	44
5.3	DISEÑO ACOUPLE DE TOBILLO	45
5.4	CRITERIOS DE CONSTRUCCIÓN DEL ACOUPLE PARA EL PIE PROTÉSICO	45
5.5	MODELO DEL ACOUPLE	46
5.5.1	<i>Estado del arte</i>	46
5.5.2	<i>Tipos de pies protésicos existentes en el mercado</i>	49
5.5.2.1	<i>Pie básico</i>	49
5.5.2.2	<i>Pie tipo sach (tobillo sólido talón acolchado)</i>	50

5.5.2.3	Pie tipo saf (single axis foot)	51
5.5.2.4	Pie tipo safe (single axis foot)	52
5.5.2.5	Pie tipo multiaxial	53
5.5.2.6	Pie dinámico	53
5.5.2.7	Pie de alto desempeño	54
5.5.2.8	Pie de alto desempeño – shank/ankle/foot	55
5.5.2.9	Pie de alto desempeño – biónico	55
5.6	PROTOTIPOS PRELIMINARES	56
5.7	DESARROLLO FINAL	57
5.8	MODELO DEL PROTOTIPO FINAL.....	58
5.9	PLANOS	58
6	MATERIALES Y PROCESOS DE MANUFACTURA	59
6.1	MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE PIES PROTÉSICOS	60
6.2	PEGAMENTOS	62
6.3	RESINAS TERMO ESTABLES	63
7	ENSAYO DE FLEXIÓN.....	64
7.1	MÁQUINA DE ENSAYO UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.....	64
7.2	MAQUINA DE ENSAYO UNIVERSIDAD FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS 65	
7.3	PROBETAS	66
7.4	DIMENSIONES Y CARACTERÍSTICAS DE LAS PROBETAS UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.	67
7.5	DESARROLLO DE LAS PRUEBAS MAQUINA UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.	68
7.6	DIMENSIONES Y CARACTERÍSTICAS DE LAS PROBETAS UNIVERSIDAD DISTRITAL.	70
7.7	DESARROLLO DE LAS PRUEBAS MÁQUINA DE LA UNIVERSIDAD DISTRITAL.	71
8	GRÁFICAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	72
8.1	RESULTADOS Y CONCLUSIONES PRUEBA DE FLEXIÓN.....	74
9	CRITERIOS SELECCIÓN DE MATERIAL.....	76
9.1	PROCESO DE TRONCHADO DE LA MADERA EXTRACCIÓN DE LA CHAPILLA.	79
9.2	TIPOS DE MADERAS.....	81
9.2.1	<i>Sapan</i>	82

9.2.2	<i>Granadillo</i>	82
9.2.3	<i>Flor morado</i>	83
9.2.4	<i>Guadua</i>	83
10	GUADUA ANGUSTIFOLIA KUNT EN COLOMBIA	85
10.1	GUADUA CEBOLLA DE BIOTIPO KUNTH	85
10.1.1	<i>Partes de la guadua biotipo kunth cebolla</i>	86
10.1.2	<i>Curado de la guadua</i>	86
10.1.3	<i>Propiedades mecánicas de la guadua</i>	87
10.1.3.1	Tracción	88
10.1.3.2	Compresión paralela a la fibra	89
11	MATERIALES COMPUESTOS BASADOS EN GUADUA ANGUSTIFOLIA REFORZADO CON RESINA POLIESTER Y PEGAMENTOS EPOXICOS	91
11.1	RESINA EPOXI 60/90	91
11.2	PROCESO DE MANUFACTURA.....	93
11.3	PROCESOS DE EXTRACCIÓN DE LAS FIBRAS DE GUADUA.....	93
11.4	PREPARACIÓN DE LA GUADUA.....	94
11.5	CONGLOMERADO ENTRE LÁMINAS DE GUADUA, TELA DE FIBRA DE VIDRIO Y LA RESINA EPOXI.	94
12	CRITERIOS DE PLASTICIDAD Y RUPTURA	96
12.1	ENSAMBLE DEL PROTOTIPO.....	99
12.2	MANUFACTURA ACOPLE TOBILLO	99
13	PROTOTIPO FINAL	101
14	PRUEBA DE CARGA SOBRE EL PROTOTIPO	102
14.1	CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO DE PRUEBA	102
14.2	PRUEBA	102
14.3	GRÁFICA.....	103
15	ANÁLISIS DEL PROTOTIPO	104
15.1	CONCEPTO DE EVALUACIÓN EMITIDO POR EL EXPERTO.....	106
16	CONCLUSIONES	108
17	RECOMENDACIONES	110
18	BIBLIOGRAFIA	115

LISTA DE FIGURAS

<i>ILUSTRACIÓN 1 MODELO MECÁNICO FISIOLÓGICA ARTICULAR MIEMBRO INFERIOR.</i>	5
<i>ILUSTRACIÓN 2 HUESOS DEL PIE DIVIDIDOS EN TRES GRUPOS PRINCIPALES: TARSOS, METATARSOS Y FALANGES .</i>	8
<i>ILUSTRACIÓN 3 LA MUSCULATURA DE LA REGIÓN DORSAL DEL PIE</i>	8
<i>ILUSTRACIÓN 4 LA MÚSCULOS Y TENDONES DEL PIE</i>	10
<i>ILUSTRACIÓN 5 ARTICULACIÓN DEL TOBILLO</i>	16
<i>ILUSTRACIÓN 6 EJE ROTACIÓN DE TOBILLO (A) Y LAS ARTICULACIONES SUBASTRAGALINAS</i>	17
<i>ILUSTRACIÓN 7 MOVIMIENTO DEL RETROPIÉ OKC SE PRODUCEN EN LOS TRES PLANOS CARDINALES: A, PRONACIÓN. B, LA POSICIÓN NEUTRAL. C, SUPINACIÓN</i>	18
<i>ILUSTRACIÓN 8 MOVIMIENTOS SUBTALARES: INVERSIÓN Y EVERSIÓN ALREDEDOR DE UN EJE DE ROTACIÓN OBLICUA</i>	19
<i>ILUSTRACIÓN 9 ARCOS PLANTARES</i>	25
<i>ILUSTRACIÓN 10 LA ESTABILIDAD DINÁMICA DURANTE LA MARCHA LA PROPORCIONAN DIVERSAS COMBINACIONES DE MÚSCULOS AL</i>	

TRASLADARSE EL VECTOR CORPORAL DESDE DETRÁS DEL TOBILLO AL FRENTE DE ESTE DURANTE CADA PASO	26
ILUSTRACIÓN 11 BALANCEO DEL TALÓN. F: FLEXORES DEL PIE; 1: EL IMPULSO PROVENIENTE DE LA PIERNA APLANA EL PIE CONTRA EL SUELO, C: APOYO POSTERIOR DE LA BÓVEDA PLANTAR	28
ILUSTRACIÓN 12 BALANCEO DEL TOBILLO 2: MOVIMIENTO DE LA TIBIA DE EXTENSIÓN A FLEXIÓN P: TENSORES PLANTARES. APOYO ANTERIOR (A) Y POSTERIOR (C) DE LA BÓVEDA PLANTAR	29
ILUSTRACIÓN 13 BALANCEO METATARSIANO (O DEL ANTE PIE), 3: EL TALÓN SE ELEVA P: TENSORES PLANTARES A: APOYO ANTERIOR DE LA BÓVEDA PLANTAR; T: TRACCIÓN POR PARTE DE LOS MÚSCULOS GEMELOS Y SOLEO (TRÍCEPS DE LA PANTORRILLA, TRÍCEPS SURAL)	30
ILUSTRACIÓN 14 DETERMINANTES DE LA MARCHA.....	31
ILUSTRACIÓN 15 DIAGRAMA DE CUERPOS LIBRES PARA EL SEGMENTO PIE.	38
ILUSTRACIÓN 16 ETAPAS DE LA METODOLOGÍA DE DISEÑO.....	43
ILUSTRACIÓN 17 CRITERIOS DE DISEÑO.....	44
ILUSTRACIÓN 18 CRITERIOS DE CONSTRUCCIÓN DE ACOPLÉ PARA EL PIE PROTÉSICO.	45
ILUSTRACIÓN 19 ACOPLÉ DEL PIE PROTÉSICO.....	46
ILUSTRACIÓN 20 PIE ARTIFICIAL TIPO SACH	50
ILUSTRACIÓN 21 PIE ARTIFICIAL TIPO SAF (SINGLE AXIS FOOT)	51
ILUSTRACIÓN 22 PIE ARTIFICIAL TIPO SAFE.....	52
ILUSTRACIÓN 23 PIE ARTIFICIAL MULTIAXIAL	53
ILUSTRACIÓN 24 PIE ARTIFICIAL DE ALTO DESEMPEÑO SHANK/ANKLE/FOOT.....	55
ILUSTRACIÓN 25 PIE ARTIFICIAL BIÓNICO	56
ILUSTRACIÓN 26 DIFERENTES PROTOTIPOS TRAZADOS.....	57
ILUSTRACIÓN 27 PROTOTIPO FINAL EVOLUCIÓN DE LA PRÓTESIS.....	57
ILUSTRACIÓN 28 MODELO DEL PROTOTIPO FINAL.....	58
ILUSTRACIÓN 29 MÁQUINA DE TENSIÓN ADAPTADA PARA LA PRUEBA DE FLEXIÓN, UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL	65
ILUSTRACIÓN 30 MÁQUINA DE ENSAYOS UNIVERSAL UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS.	66
ILUSTRACIÓN 31 PROBETAS DE MADERA	67
ILUSTRACIÓN 32 FIGURA 4.5 PROBETA TIPO A.....	67
ILUSTRACIÓN 33 PROBETAS DE GUADUA CONGLOMERADA CON RESINA EPOXI	68
ILUSTRACIÓN 34 PROBETA TIPO B.....	68
ILUSTRACIÓN 35 PUNTOS DE APOYO A 10MM DE SUS ESQUINAS Y EJERCIENDO PRESIÓN EN LA MITAD DE LA PROBETA.	69
ILUSTRACIÓN 36 FOTOGRAFÍA PREVIA A LA PRUEBA DE FLEXIÓN.....	69
ILUSTRACIÓN 37 UBICÁNDOSE LOS DOS PUNTOS DE APOYO A 10MM DE SUS ESQUINAS Y EJERCIENDO PRESIÓN EN LA MITAD DE LA PROBETA.....	69

<i>ILUSTRACIÓN 38 DIMENSIONES DE LAS PROBETAS UNIVERSIDAD DISTRITAL FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS</i>	<i>70</i>
<i>ILUSTRACIÓN 39 DE PROBETAS, CONGLOMERADAS CON RESINA EPOXI 250 MM DE LONGITUD X 20MM ANCHO Y 3MM DE GROSOR.....</i>	<i>70</i>
<i>ILUSTRACIÓN 40 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LA PRUEBA DE FLEXIÓN EN EL LABORATORIO DE LA UNIVERSIDAD. FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS.....</i>	<i>71</i>
<i>ILUSTRACIÓN 41 PRUEBA DE FLEXIÓN SAPAM CON RESINA EPÓXICA</i>	<i>72</i>
<i>ILUSTRACIÓN 42 PRUEBA DE FLEXIÓN FLOR MORADO CON RESINA EPÓXICA ...</i>	<i>72</i>
<i>ILUSTRACIÓN 43 PRUEBA DE FLEXIÓN GRANADILLO CON RESINA EPÓXICA.....</i>	<i>73</i>
<i>ILUSTRACIÓN 44 PRUEBA DE FLEXIÓN LÁMINA DE GUADUA</i>	<i>73</i>
<i>ILUSTRACIÓN 45 PRUEBA DE FLEXIÓN GUADUA CON RESINA EPÓXICA</i>	<i>74</i>
<i>ILUSTRACIÓN 46 FLEXIÓN DE LA MADERA</i>	<i>77</i>
<i>ILUSTRACIÓN 47 PROCESO DE EXTRACCIÓN DE CHAPILLA DE GUADUA.</i>	<i>93</i>
<i>ILUSTRACIÓN 48 PROCESO DE PEGADO. OBTENCIÓN DE LÁMINAS DE GUADUA</i>	<i>94</i>
<i>ILUSTRACIÓN 49 CONGLOMERADO DE LÁMINAS DE GUADUA.....</i>	<i>95</i>
<i>ILUSTRACIÓN 50 ELASTICIDAD VON MISES SIMULACIÓN REALIZADA EN EL PROGRAMA SOLIDWORKS.....</i>	<i>98</i>
<i>ILUSTRACIÓN 51 PUNTOS DE RUPTURA DEL PIE PROTÉSICO SIMULACIÓN REALIZADA EN EL PROGRAMA SOLIDWORKS.....</i>	<i>98</i>
<i>ILUSTRACIÓN 52 ENSAMBLE DE LAS TRES PIEZAS QUE CONFORMAN LA PRÓTESIS.</i>	<i>99</i>
<i>ILUSTRACIÓN 53 PROCESO DE FABRICACIÓN DEL ADAPTADOR</i>	<i>100</i>
<i>ILUSTRACIÓN 54 PROTOTIPO FINAL.....</i>	<i>101</i>
<i>ILUSTRACIÓN 55 MÁQUINA DE ENSAYO PREVIA A SU ADAPTACIÓN.....</i>	<i>102</i>
<i>ILUSTRACIÓN 56 PRÓTESIS SOMETIDA A PRUEBA DE CARGA</i>	<i>103</i>
<i>ILUSTRACIÓN 57 PRUEBA DE FLEXIÓN APLICADA AL PROTOTIPO.....</i>	<i>103</i>

LISTA DE TABLAS

<i>TABLA 1 ANCHURA BIMALEOLAR (TOBILLO)</i>	33
<i>TABLA 2 ANCHURA CALCÁNEO (TALÓN)</i>	33
<i>TABLA 3 ANCHURA METATARSIAL (PIE)</i>	34
<i>TABLA 4 LONGITUD DEL PIE</i>	34
<i>TABLA 5 LONGITUD DEL TALÓN AL PRIMER METATARSO</i>	35
<i>TABLA 6 ALTURA DE LA FOSA POPLÍTEA</i>	35
<i>TABLA 7 LONGITUD DE LA NALGA A LA FOSA POPLÍTEA</i>	36
<i>TABLA 8 RESULTADOS PRUEBAS DE FLEXIÓN</i>	75
<i>TABLA 9 MARCO TEÓRICO Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA GUADUA</i>	86
<i>TABLA 10 CURADO DE LA GUADUA</i>	87

LISTA DE ANEXOS

	<i>Descripción.</i>
<i>Anexo A. Guadua Foot</i>	<i>(video 2.wmn)</i>
<i>Anexo B. Ensayo Prueba de Flexión</i>	<i>(video 0018.mp4)</i>
<i>Anexo C. Ensayo Prueba de Flexión</i>	<i>(video 0019.mp4)</i>
<i>Anexo D. Ensayo Prueba en el Talón</i>	<i>(video 0029.mp4)</i>
<i>Anexo E. Entrevista con Experto Metodología</i>	<i>(video 0026.mp4)</i>
<i>Anexo F. Acople de la prótesis</i>	<i>(Plano 1 .jpg)</i>
<i>Anexo G. Plano en Corte Prótesis de Pie</i>	<i>(Plano 2 .jpg)</i>
<i>Anexo H. Dimensiones Planos de Prótesis</i>	<i>(Plano 3 .jpg)</i>
<i>Anexo I. Lamina de Refuerzo</i>	<i>(Plano 4 .jpg)</i>

Anexo J. Datos prueba de flexión

(xlsx)

Anexo k. prueba sobre el talón

(video 3.wmn)

GLOSARIO

ANATOMÍA: Es una ciencia que estudia la estructura de los seres vivos, es decir, la forma, topografía, la ubicación, la disposición y la relación entre sí de los órganos que las componen

APÓFISIS: Parte saliente de un hueso, que sirve para facilitar su articulación con otro o para que se inserten en él los músculos

APOYO UNIPODAL: Hace referencia al periodo de la marcha humana, en el cual el peso del cuerpo recae en la extremidad tomada como referencia, mientras el apoyo contralateral está oscilando.

ARTICULACIONES: Es la unión entre dos o más huesos

ASTRÁGALO: Es un hueso corto, parte del tarso, en el pie en los humanos

BIOMECÁNICA: Es un área de conocimiento interdisciplinaria que estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y al equilibrio de los seres vivos.

BIPODAL: Sucesión de pasos alternante del apoyo de un pie o de los dos.

CENTROIDES: El centroide o baricentro es un punto que define el centro geométrico de un objeto.

CENTROS DE EQUILIBRIO: El centro de gravedad es el centro de simetría de masa, donde se intersecan los planos sagital, frontal y horizontal.

COLÁGENO: es una molécula proteica o proteína que forma fibras, las fibras colágenas.

CONSERVA LA ENERGÍA: Esta terminología hace referencia a la necesidad de convertir la energía potencial en energía cinética, para propulsar el pie en el ciclo de la marcha.

DÚCTIL: un material es dúctil cuando tiene la característica de deformarse, moldearse, malearse o extenderse con gran facilidad.

ESPIGA DE CARPINTERÍA: Hace referencia al acoplamiento entre dos piezas, por medio de una protuberancia y una cavidad.

FORMÓN: Es una herramienta manual de corte libre utilizada en carpintería. Se compone de una hoja de hierro.

HOLÍSTICA: Es una posición metodológica que postula que los sistemas y sus propiedades, deben ser analizados en su conjunto y no a través de las partes que los componen.

LIGAMENTOS: Es una estructura anatómica en forma de banda, compuesto por fibras resistentes que conectan los tejidos que unen a los huesos en las articulaciones.

LOCOMOCIÓN: Es el estudio para conocer cómo se mueven los animales.

MALÉOLOS: Los maléolos son cada una de las partes que sobresalen de la tibia y del peroné en el inicio del pie. El de la tibia se denomina interno y el del peroné es el externo. Son las dos protuberancias semicirculares que normalmente llamamos tobillo.

MEMORIA DE FORMA: La capacidad de recordar la forma o tamaño original y recuperarla de forma reversible frente a un estímulo externo.

MORTAJA DEL TOBILLO: es la "bisagra" que une los extremos de la tibia y el peroné al astrágalo.

POLIURETANO: Es un polímero que se obtiene mediante condensación de bases hidroxílicas combinadas con isocianatos. Los poliuretanos se clasifican en dos grupos, definidos por su estructura química, diferenciados por su comportamiento frente a la temperatura.

PRÓTESIS: Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones

TARSO: Es la parte posterior del pie situada entre los huesos de la pierna y los metatarsianos; comprende siete huesos, llamados en conjunto tarsianos, dispuestos en dos hileras, astrágalo y calcáneo en la primera, y escafoides, cuboides y las tres cuñas, en la segunda.

TENAZ: Es la energía total que absorbe un material antes de alcanzar la rotura, por acumulación de dislocaciones

TENDONES: Es una parte del músculo estriado, de color blanco, de consistencia fuerte y no contráctil, constituido por fibras de tejido conectivo que se agrupan en fascículos. Los tendones son tejido conectivo fibroso que une los músculos a los huesos.

TRANSFEMORAL: Hace referencia a la amputación arriba de la rodilla en el fémur.

TRANSTIBIAL: Hace referencia a la amputación debajo de la rodilla, tibia y peroné.

RESUMEN

En Colombia en el año 2012 se reportaron un total de 492 víctimas de minas antipersonal¹. Significa que en 2012 hubo en promedio una víctima de estos artefactos por día, estos datos suponen la necesidad de explorar más a fondo el campo de diseño de prótesis en lo que se refiere a la discapacidad. El diseño de prótesis en Colombia está en desarrollo y la industria no maneja materiales compuestos con los cuales elaborar las prótesis, la mayoría de los pies protésicos son importados al país, este trabajo está enfocado en el diseño de una prótesis de pie elaborada con materiales compuestos, utilizando principalmente fibras naturales, por esto se realiza un estudio de todos los elementos necesarios para diseñar una prótesis de reacción dinámica tipo k3 y k4, que sea lo suficientemente asequible para personas de bajos recursos económicos.

Considerando las dinámicas implícitas dentro del pie para generar la mayor adaptabilidad y estabilidad por parte del usuario, se contemplaron la evolución de la prótesis a través de la historia así como los avances protésicos conseguidos hasta la actualidad, así como la dinámica de la marcha humana y biomecánica del pie para considerar todos los movimientos que se realizan naturalmente cuanto se camina, características de funcionalidad, ergonomía, la biomecánica, las funciones motrices, el equilibrio y los principios de conservación de la energía en el pie humano. Junto con todo el estudio anatómico que ello conlleva.

¹ Tomado de PROGRAMA PRESIDENCIAL PARA LA ACCION INTEGRAL CONTRA MINAS. es una dependencia del Departamento Administrativo de la Presidencia de la República. PAICMA es responsable de la coordinación y regulación de la Acción Integral contra Minas Antipersonal (AICMA) en Colombia, y de servir como Secretaría Técnica de la Autoridad Nacional de Minas antipersonal CINAMAP.

Fueron descritos también los materiales con los cuales se construyó esta prótesis así como sus propiedades mecánicas para entender la razón por la cual estos materiales son elegidos por encima de otros. Se describen todos los modelos que se realizaron hasta llegar al diseño de una prótesis que responde a las consideraciones antropométricas, ergonómicas, características funcionales de locomoción y análisis de esfuerzos tanto de las materias primas como de los elementos que conformaran la prótesis diseñada, que responde a las características de la caminata. Se incluye un conjunto de procedimientos y pautas que se siguieron para lograr manipular la guadua hasta convertirla en láminas que dieron origen a esta prótesis. Las memorias que podemos brindar tanto a nivel escolar como investigativo permean el sentido social de este trabajo que demuestra el compromiso que tenemos como futuros licenciados de diseño tecnológico de la universidad pedagógica nacional. Este proyecto forma parte de un material innovador en la industria de la guadua en Colombia que forma parte de un proceso educativo en cuanto al uso y transformación de la guadua.

Memorias de guerra y dignidad

“Es que una mina está diseñada para durar más de 15 y 20 años, su poder destructivo permanece en el tiempo, ella se metiza, se acopla al lugar donde esté: se vuelve como musgo, con café, se acopla a la tierra, le puede caer agua, le puede caer lo que sea y no se daña”. Había una señora en la vereda Calderas que me pareció muy graciosa cuando fui, y me dijo que las minas para ella eran un soldado perfecto “vea: no pide sueldo, no duerme, no descansa, trabaja los 7 días de la semana, las 24 horas del día, los 31 días del mes, los 365 días del año... que-

da ahí dispuesta para la hora que usted se pare en ella... pero desgraciadamente una mina no distingue entre un campesino, un niño, un soldado, un combatiente, ella no distingue quién se para en ella cuando se activa"...²

² Tomado de ¡BASTA YA! COLOMBIA: MEMORIAS DE GUERRA Y DIGNIDAD. Informe General Grupo de Memoria Histórica Impreso en Colombia. – Imprenta Nacional Primera edición, julio 2013, Segunda edición corregida, agosto de 2013, documento público cuyo texto completo se podrá consultar en: www.centrodememoriahistorica.gov.cgmh, San Carlos, 161. Página 95.

2 INTRODUCCIÓN

La violencia armada ha estado presente en Colombia desde 1958³ y las estrategias militares que desplegaron los actores armados para adaptarse a los cambios en la dinámica de la confrontación armada han tenido consecuencias nefastas para nuestra población. Una de sus manifestaciones más críticas ha sido la siembra masiva e indiscriminada de minas antipersona por parte de las guerrillas que han generado afectaciones para toda la población civil.

Este trabajo está enfocado en la población colombiana que ha perdido una extremidad inferior de manera traumática debido al conflicto armado, y como a través del programa de **Lic. Diseño Tecnológico** de la **Universidad Pedagógica Nacional**, podemos contribuir en mejorar la calidad de vida de las personas víctimas del conflicto a través del diseño de una prótesis; tomando como inspiración la prótesis que se desarrolló en la India conocida como “El pie de Jaipur⁴” Desarrollado por primera vez en 1968 con materiales nacionales que aún contribuye con la sociedad Hindú porque a pesar de las limitaciones se logró un excelente trabajo y ayudo a aquellos quienes perdieron una extremidad inferior

Al observar a las personas que han perdido una pierna y luchan ante una enorme adversidad para poder desenvolverse en sus actividades; nos enfocamos en el diseño de una prótesis de pie a bajo costo, que incorpora varias características de diseño que se basaron en estudiar la historia de las prótesis y su funcionamiento, los análisis de la marcha, la biomecánica, las funciones motrices, el equilibrio, los principios de conservación de la energía en el pie, junto con el estudio anatómico

³ Tomado de INFORME GENERAL DE LA MEMORIA DEL CONFLICTO. Aporte del Centro de Memoria Histórica a la comprensión del origen y las transformaciones del conflicto armado en Colombia septiembre de 2013. comunicaciones@centrodememoriahistorica.gov.co

⁴ Tomado de SHUKAT, Sadikot. Diabetes voice. septiembre 2007. | Volumen 52 | Número 3 http://www.idf.org/sites/default/files/attachments/article_524_es.pdf

que esto conlleva, la aplicación de principios modernos de la biomecánica, así como la incorporación de materiales naturales resistentes que mantengan una memoria de forma y que restablezcan las condiciones iniciales al recuperar su forma original, durante el periodo de oscilación de la marcha.

Se propone el desarrollo de una prótesis que innove principalmente en el uso de materiales alternativos, con miras a disminuir los costos y que cumpla con las funciones biomecánicas, para ello enfocamos el trabajo en la búsqueda de materiales compuestos de maderas y aglomerados. La implementación de este nuevo material le brinda a la prótesis mayor resistencia, la capacidad de retornar la energía simulando la funcionalidad de la extremidad humana y un diseño estético y funcional que es de vital importancia en nuestro trabajo.

Tomando en cuenta que en el desarrollo de una prótesis no solo inciden factores sociales y económicos como lo menciona el modelo alemán Mario Gallo quien ha protagonizado campañas para la marca Benetton en el libro “Con un pie en el negocio del modelaje” él con una prótesis cambia radicalmente la vida de las personas y su entorno⁵, además de los prejuicios generados por la sociedad a las personas con capacidades diversas. Por este motivo integramos factores psicológicos y adaptativos al elemento protésico para lograr una adaptación en la parte cosmética que actúa de mediador entre la persona discapacitada y su proceso de reincorporación a una sociedad, nos concentramos en la forma de las articulaciones diseñando una prótesis con menos encajes y tornillos formando un diseño que brinda la estabilidad, la resistencia y la ergonomía del pie humano sin perder su forma.

⁵ Tomado de EYRE, Ella. Waiting All Night feat. [Official Video] <http://www.youtube.com/watch?v=M97vR2V4vTs>

3 OBJETIVOS.

3.1 ESPECÍFICO.

Diseñar un pie protésico que brinde al paciente respuesta a las necesidades de apoyo durante la bipedestación y mejoras en su proceso de locomoción. Basados en la búsqueda de materiales y procesos de manufactura distintos a los ofrecidos en el mercado.

3.1.1 Generales.

- Verificar la viabilidad en la utilización de la guadua como fibra natural al conformar la estructura del material compuesto que se va a utilizar en el diseño de la prótesis.
- Lograr que las personas con discapacidad en su sistema músculo esquelético puedan lograr un mayor grado de independencia en su vida cotidiana al utilizar una prótesis que les brinde un mayor control motor.
- Utilizar materiales que permitan la suficiente adaptación y plasticidad para que puedan devolver la energía acumulada en la marcha, teniendo en cuenta factores ergonómicos, estéticos y funcionales.
- Conseguir una correcta amortiguación de impactos y fuerzas del peso corporal, lograr la estabilidad del cuerpo, conseguir la progresión del centro de gravedad durante la marcha para una correcta alineación de los miembros inferiores.
- Identificar y utilizar materiales locales que puedan servir en la elaboración de la **prótesis de pie**, desarrollando las pertinentes pruebas mecánicas, que identifiquen las ventajas y falencias que pueda presentar dicho material, en la construcción de la prótesis.
- Ofrecer una alternativa para las necesidades socio económico de la población que no goza de beneficios económicos para adquirir prótesis comerciales.

4 ANATOMÍA DEL PIE⁶

Dentro del presente trabajo se hace importante el estudio de la fisiología del pie para entender su comportamiento mecánico con el fin de desarrollar un Diseño de prótesis de pie con fundamentación en los comportamientos anatómicos y mecánicos del pie, su estructura ósea y los ejes de movimiento que se encuentra en sus articulaciones, los arcos plantares que determina las reacciones dinámicas y estáticas a las cuales se ve sometido el pie humano. Esta teoría anatómica y mecánica es de gran importancia en nuestro trabajo, debido a que son la referencia que conceptualiza los aspectos más relevantes a la hora de desarrollar el Diseño de la prótesis.

El pie humano es una estructura mecánica compleja encargada de soportar el peso del cuerpo cuando está en posición erecta, brinda estabilidad y perfecto equilibrio en posición vertical, mantiene la progresión y conserva la energía acumulada en cada paso. Es la parte del sistema óseo que proporciona soporte y balance, durante el ciclo de la marcha el pie debe proporcionar estabilidad y trabajar en armonía con las rodillas y caderas para proporcionar equilibrio.

El pie está formado por una sujeción de huesos que conforman la bóveda plantar, también varias articulaciones que proporcionan movimiento y libertad junto con músculos, ligamentos y tendones que desempeñan la función biomecánica de la extremidad inferior. Se compone de 26 huesos y 55 articulaciones que se encuentran unidos por ligamentos y poseen una gran movilidad gracias a las articulaciones y los músculos que lo conforman.

El pie es un mecanismo adaptable, pues se adapta al cambio de cargas y terrenos a medida que los centros de equilibrio y masa del cuerpo se desplazan.

⁶ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha [*Volume 2 of Fisiología Articular*](#). Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010.

4.1 CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO FUNCIONAL ANATOMÍA DEL PIE

Este modelo mecánico se realiza a partir del modelo que sugiere el libro Fisiología Articular, parte 2 de Kapandji A.I. está dotado de las principales articulaciones y de los tendones principales, de modo que permite analizar la estética y la dinámica de la bóveda plantar, este sistema músculo esquelético humano representa el punto de vista biomecánico y cada elemento óseo está representado por elementos geométricos rígidos articulados entre sí. El modelo biomecánico está compuesto por un número de segmentos y su complejidad, se determina según el propósito del estudio y el grado de realidad del mismo; las acciones musculares y las actitudes patológicas (ilustración 1).

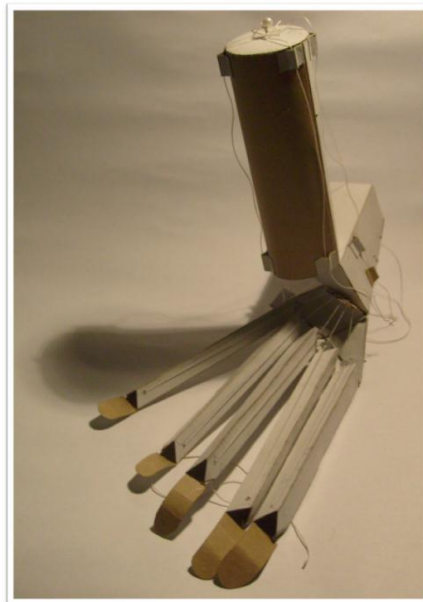


Ilustración 1 Modelo mecánico fisiología articular miembro inferior.

4.1.1 Funciones del pie

- **Función motora:** Logra el impulso necesario para caminar, correr y saltar fundamentalmente en el ciclo de marcha, comportándose como un elemento que en la alineación de los miembros inferiores y en la consecución de un

patrón normal de caminata, permite la propulsión y progresión del centro de gravedad del cuerpo humano.

- **Función de equilibrio:** Esta se lleva a cabo a expensas de la articulación del tobillo, los huesos metatarsianos en el antepié y los ligamentos laterales que actúan a modo de cinchos (abrazaderas que amarran dos superficies como zunchos). También brinda apoyo y sirve como soporte corporal cuando se está de pie, esta función implica la transmisión del peso corporal hacia el suelo, la estructura del pie debe estar en capacidad de adaptarse a superficies irregulares o inclinadas.
- **Función amortiguadora de las presiones:** Básicamente evita el golpe directo de la estructura del pie contra el suelo, ayudando a distribuir la fuerza del impacto sobre puntos específicos y retornar la energía. Funciona como una hoja de resorte invertida, esto transferido a biomecánica estaría permitiendo su deformación almacenando energía potencial y luego liberándola en el despegue y fase de balanceo.

4.1.2 Descripción anatómica del pie

El pie humano a pesar de la complejidad anatómica con la que está constituido se puede analizar desde cada uno de los siguientes elementos principales que le conforman:

- Estructura ósea
- Aparato ligamentario
- Músculos del pie

4.1.3 División anatómica.

El pie está dividido en tres unidades anatomo-funcionales:

El retropié está constituido por el astrágalo, el calcáneo y la articulación astragalocalcánea, más conocida como articulación subastragalina. Scarpa, Epelguedi y delgado en 1995⁷ han acuñado el término “pie acentabular” a la relación entre la cabeza del astrágalo en su parte proximal, con el escafoides y la parte anterior de las facetas, anterior y medial del calcáneo así como el ligamento calcáneo - escafoideo en su parte distal.

Retropié conformado principalmente por:

- Astrágalo
- Calcáneo

El mediopié integrado por el escafoides, que se articula con la cabeza del astrágalo, el cuboides que se articula con el escafoides y las bases de los metatarsianos.

Mediopié conformado principalmente por:

- Escafoides
- Cuboides
- Cuñas (3)

El antepié es la parte más distal o anterior del pie, formado por los metatarsianos y las falanges. La articulación de Chopart es la unión entre los huesos del retropié y el mediopié; está formada por dos articulaciones separadas (astrágalo-escafoidea y calcáneo- cuboidea).

Antepié conformado principalmente por:

- Metatarsianos (5)
- Falanges (14)

⁷ Tomado BONES AND JOINT. Anatomical study for an update comprehension of clubfoot. Part I. 5 de Junio del 2007. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2656697/>

4.1.4 Huesos del pie

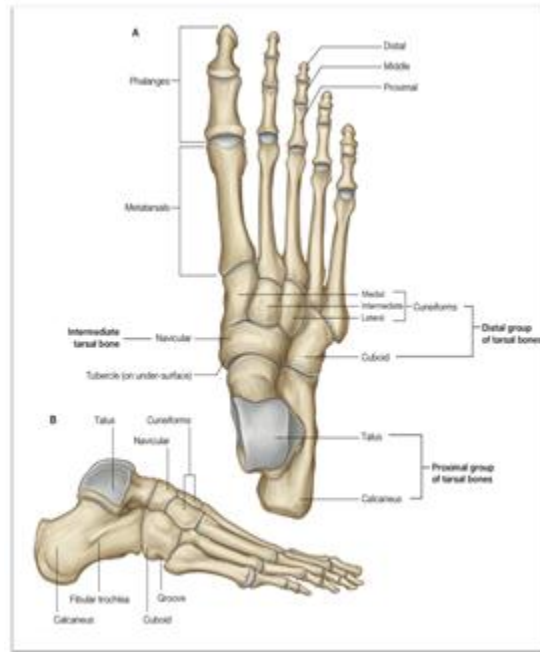


Ilustración 2 huesos del pie divididos en tres grupos principales: tarsos, metatarsos y falanges⁸.

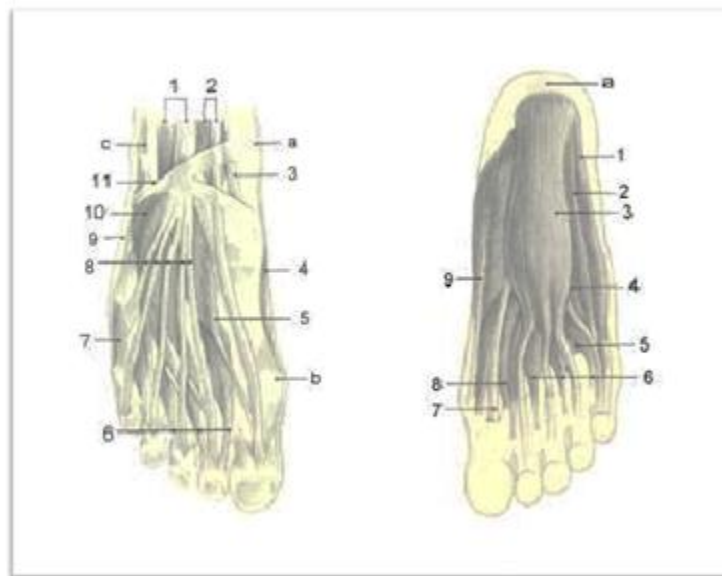


Ilustración 3 La musculatura de la región dorsal del pie

⁸ tomado SHARE-ALIKE. Sistema óseo y musculatura del pie. [Pesula4beduccionfisica1 ://pesula4beduccionfisica1.wikispaces.com/HUESOS+9+PI%C3%89](http://pesula4beduccionfisica1.wikispaces.com/HUESOS+9+PI%C3%89) el 6 de marzo del 2013

4.1.5 Músculos del pie

1. Musculo. extensor largo de los dedos	12. Musculo. abductor de quinto dedo
2. Musculo. extensor largo del primer dedo	13. Musculo. flexor del quinto dedo
3. Tendón del m. tibial anterior	14. Musculo. flexor plantar corto
4. Musculo. abductor del primer dedo	15. Musculos. interóseos plantares
5. Musculo. extensor corto del primer dedo	16. Musculo. aductor del primer dedo
6. Musculos. interóseos dorsales	17. Musculo. lumbricales de los dedos II-V
7. Musculo. abductor del quinto dedo	18. Tendón del m. aductor del primer dedo
8. Tendones del m. extensor largo de los dedos	19. Musculo. flexor corto del primer dedo
9. Tendón del m. peroneo anterior	20. Musculo. abductor del primer dedo
10. Musculo. pedio	21. Maléolo interno
11. Porción inferior del ligamento anular anterior del tarso	22. Articulación metatarso falángica
	23. Maléolo externo

Los huesos constituyen el almacén de apoyo del pie; los músculos, que están ligados a los huesos por los tendones garantizan el movimiento. En general, los músculos no trabajan por separado sino que lo hacen por grupos.

En la realización de un movimiento corporal (por ejemplo cuando se da un paso hacia delante) actúan numerosos músculos, unos en una dirección y otros en la dirección opuesta. Algunos músculos del pie son cortos y pequeños, y su función consiste en dar apoyo a la musculatura de la pierna: son los flexores y los extensores. Los espacios intermedios situados entre los huesos del metatarso están ocupados por pequeños músculos -los músculos interóseos- que unen o separan los dedos. En comparación con los dedos de la mano, los movimientos de los dedos del pie son mucho más limitados. Los pequeños músculos de la planta tienen un papel muy importante en el sostenimiento del arco del pie. Bajo la

gruesa piel de la planta y de las capas de tejidos grasos situados bajo ella, se encuentran resistentes tiras musculares que protegen los vasos y los nervios de la planta.

La red de vasos sanguíneos y nervios del pie son extraordinariamente extensas y están ampliamente distribuidas. Los nervios transmiten el impulso desencadenado de la contracción; por una parte transmiten información continua al cerebro sobre la posición de la masa de este miembro y de la posición del cuerpo, por otra parte, transmiten cualquier forma de sensación dolorosa.

La piel de la planta desempeña tanto un papel protector como de recepción de estímulos, ofrece resistencia a cualquier carga estática y mecánica (como por ejemplo la presión), y la secreción ácida de sus glándulas forma una capa protectora contra la penetración de sustancias patógenas, además, cuenta con un número especialmente grande de glándulas sudoríparas.

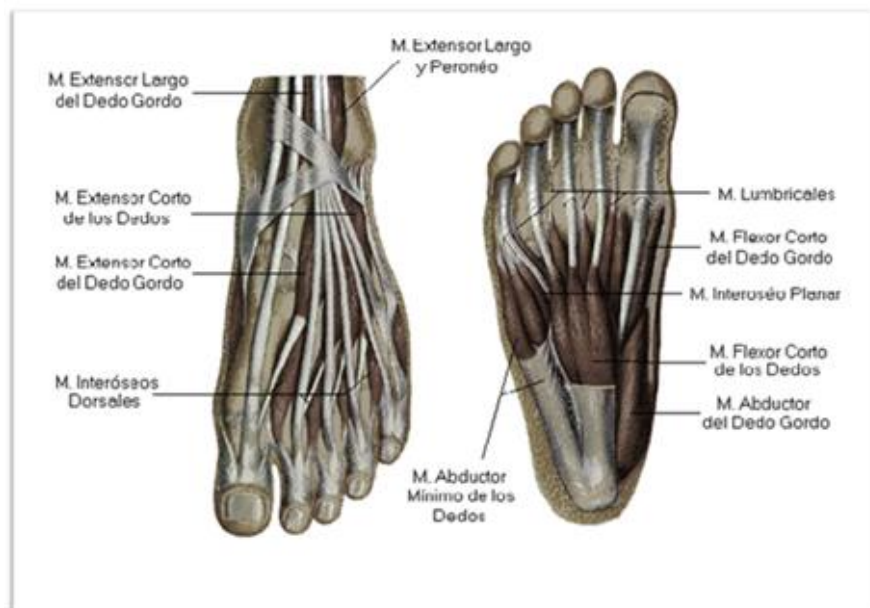


Ilustración 4 La músculos y tendones del pie⁹

⁹ Tomado de VASS, MOLNAR. Laszlo, Magda. SISTEMA ÓSEO Y MUSCULATURA DEL PIE <http://www.cueronet.com/zapatos/pie.htm>. 6 de marzo del 2013

4.1.6 Ligamentos del pie¹⁰

Los ligamentos están constituidos por una banda de tejido que contiene colágeno y que brinda estabilidad pasiva a la articulación. El ligamento se parece a un tendón, pues también está compuesto por fibras extracelulares paralelas y fibroblastos. Sin embargo, las fibras de los ligamentos son menos regulares en su disposición que las del tendón.

4.1.7 Ligamentos de la articulación subastragalina.

Calcáneo y el Astrágalo están unidos por potentes ligamentos cortos, ya que deben soportar fuerzas importantes durante la marcha, la carrera y el salto. El sistema principal está constituido por el ligamento calcaneoastragalino interóseo, también denominado valla interósea formada por dos láminas tendinosas fuertes y rectangulares, que ocupa el seno del tarso, el haz anterior y el haz posterior.

Ligamentos que unen al astrágalo con el calcáneo:

- **El haz anterior:** Se ubica en la ranura calcáneo, que constituye el suelo del seno del tarso, justo por detrás de la superficie anterior. Sus fibras, gruesas y nacaradas, se dirigen oblicuamente hacia arriba, adelante y afuera para insertarse en la ranura astragalina, situada en la cara inferior del cuello del astrágalo formando el techo del seno del tarso, por detrás de la superficie cartilaginosa de la cabeza;
- **El haz posterior:** Se ubica por detrás del precedente en el suelo del seno justo por delante del tálamo; sus fibras igualmente gruesas, oblicuas hacia arriba, atrás y afuera, se insertan en el techo del seno por delante de la superficie posterior del astrágalo.

¹⁰ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha [*Volume 2 of Fisiología Articular*](#). Editorial Médica Panamericana Sa de, 2010.

- **El ligamento calcáneoastragalino externo:** Se origina en la apófisis externa del astrágalo y tras un trayecto oblicuo hacia abajo y atrás, paralelo al haz medio del ligamento lateral externo de la tibiotalariana, se inserta en la cara externa del calcáneo.
- **El ligamento calcáneoastragalino posterior:** Cintilla delgada que se expande desde el tubérculo posteroexterno del astrágalo a la cara superior del calcáneo. El ligamento interóseo desempeña un papel esencial en la estática y la dinámica de la articulación subastragalina, ya que él conlleva una polea astragalina¹¹, en las superficies calcáneas, ocupa una posición central. De este modo, se puede constatar que el peso del cuerpo que se transmite a la polea astragalina a través del esqueleto de la pierna, se reparte sobre el tálamo y sobre las superficies anteriores del calcáneo.

4.1.8 Ligamentos de la articulación mediotarsiana.

Con la articulación mediotarsiana abierta¹², el cuboide y escafoide se han visto desplazados hacia abajo. Esta articulación aparece compuesta por:

La interlínea astragaloescafoidea, cóncava hacia atrás, constituye la parte interna de Chopart tiene forma de **S** itálica.

La superficie anterior del calcáneo tiene una forma compleja en sentido transversal es cóncava en su parte superior y convexa en su parte inferior, de arriba abajo es cóncava en primer lugar y luego convexa.

¹¹ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera,rodilla,tobillo,pie,bóveda plantar,marcha [Volume 2 of Fisiología Articular](#). Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010. 184p

¹² Tomado KAPAMNDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera,rodilla,tobillo,pie,bóveda plantar,marcha [Volume 2 of Fisiología Articular](#). Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010. 188p

La superficie posterior del cuboides, opuesta a la anterior, tiene una estructura inversa, aunque con frecuencia se prolonga mediante una carilla hacia el escafoides, que reposa a través de su extremo sobre el cuboides: el contacto se lleva a cabo por dos carillas planas y los dos huesos, están fuertemente unidos por tres ligamentos, un dorsal externo un plantar interno y un interóseo corto y muy grueso.

Los ligamentos de la mediotarsiana son cinco:

- **El ligamento glenoideo:** Une el calcáneo y el escafoides, constituye al mismo tiempo una superficie articular.
- **El ligamento astragaloescafoideo superior:** Se expande desde la cara dorsal del cuello del astrágalo hasta la cara dorsal del escafoides.
- **El ligamento y de chopart:** Constituye la clave de la articulación gracias a su posición media. Está compuesto por dos haces cuyo origen es común en la cara dorsal de la apófisis mayor del calcáneo, próximo a su borde anterior. El haz interno se extiende en el plano vertical para insertarse en el extremo externo del escafoides, mientras que su borde inferior se une, a veces, al ligamento calcaneoescafoideo inferior, de modo que divide la articulación mediotarsiana en dos cavidades sinoviales distintas. El haz externo forma una lámina horizontal que se fija en la cara dorsal del cuboides. Los dos haces del ligamento de Chopart constituyen así un ángulo recto diedro, abierto hacia arriba y afuera;
- **El ligamento calcáneo cuboideo dorsal:** Es una cintilla delgada que se expande hacia la cara superoexterna de la calcaneocuboidea.

- **El calcaneocuboideo plantar:** Es uno de los principales elementos del sostén de la bóveda plantar: Se extiende sobre la cara inferior de los huesos del tarso. Está constituido por dos capas distintas:
- **Una capa profunda:** Une la tuberosidad anterior del calcáneo con la cara inferior del cuboides, justo por detrás de la corredera por donde se desliza el tendón del peroneo lateral largo.
- **Una capa superficial:** Se inserta por detrás, en la cara inferior del calcáneo entre las tuberosidades posteriores y la tuberosidad anterior, este abanico fibroso se adhiere a la cara inferior del cuboides por delante de la corredera del PLL y sus expansiones terminan en la base de los cuatro últimos metatarsianos. De este modo, la corredera del cuboides se convierte en un canal osteofibroso recorrido por el PLL, de fuera a dentro.

4.1.9 Articulaciones del pie¹³

Las articulaciones del pie tienen su importancia principalmente en el movimiento y los grados de libertad que pueda tener el pie conjuntamente, gracias a este fenómeno el pie se puede adaptar a todo tipo de terreno. Se logra el desplazamiento brindando direccionalidad al cuerpo, también podemos movernos en terrenos empinados y declinados. En sí todo el proceso de locomoción tiene gran responsabilidad en las articulaciones del pie.

Las articulaciones del pie son controladas por músculos y ligamentos que generan principalmente el ángulo, la fuerza y apoyo necesarios para el funcionamiento de este sistema mecánico.

Estas articulaciones podemos dividir las en sus partes más básicas bajo el concepto funcional de COMPLEJO PERIASTRAGALINO, se realiza una revisión de las características biomecánicas de las articulaciones que lo constituye.

¹³ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha [*Volume 2 of Fisiología Articular*](#). Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010. 202 p.

4.1.9.1 Complejo periastragalino

Así se le denomina la articulación del tobillo, haciendo referencia a su papel en la transmisión de cargas y a su importancia en el mantenimiento de la estabilidad y congruencia articular de la unión del pie al extremo distal de la pierna a través de la existencia de un potente sistema ligamentoso. Se revisan los conceptos de movilidad articular «triplana», que caracteriza a las articulaciones del retro y mediopié, los movimientos «preferenciales» de cada una de estas uniones y, su implicación en los movimientos conjugados del “COMPLEJO ARTICULAR PERIASTRAGALINO”

4.1.9.2 Tobillo

La articulación del tobillo posee un eje de movimiento oblicuo en relación a los planos del espacio, cuya inclinación en el plano transversal, va a depender de la forma y longitud de ambos maléolos, pero que de forma general constituye un ángulo de aproximadamente 20 grados. Este eje de movimiento del tobillo, permite realizar flexión dorso-plantar del pie y, además debido a la inclinación que presenta, origina un desplazamiento asociado del astrágalo en el plano horizontal. Este desplazamiento se traduce en un movimiento de abducción en el transcurso de la flexión plantar y de abducción durante la dorsiflexión. Estos movimientos asociados de la articulación, producidos en dos planos del espacio (sagital y horizontal); llevan a considerar al tobillo como articulación de tipo <<helicoidal>>. Mecánicamente, la unión tibioperoneoastragalina se ve sometida a sollicitaciones en tracción en el transcurso de la flexión plantar y a fuerzas de compresión durante la flexión dorsal. La transmisión correcta de estas cargas así como el mantenimiento de la estabilidad y congruencia articular, es responsabilidad de los ligamentos tibioperoneo anterior y posterior. Las fuerzas de compresión que se ejercen sobre el tobillo al realizar la flexión dorsal del pie, unidas a la existencia de una asimetría en la polea astragalina¹⁴ (más ancha en su porción anterior) originan

¹⁴ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera, rodilla, tobillo, pie, bóveda plantar, marcha *Volume 2 of Fisiología Articular*. Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010. 198 p.

un desplazamiento obligado del peroné cuyo maléolo, de forma simultánea, realiza Abducción, Rotación Interna y Ascenso. Este movimiento del peroné se invierte durante la flexión plantar del pie. La articulación del tobillo se compara a menudo con una ensambladura de mortaja y espiga de carpintería. (Ver ilustración 5).

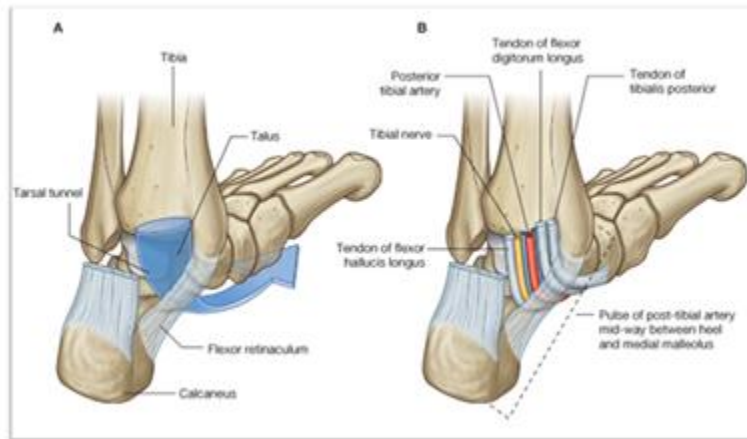


Ilustración 5 articulación del tobillo¹⁵

El astrágalo (A) se halla estabilizado por los dos maléolos y por la superficie articular de la tibia, la mortaja del tobillo: Mortaja tibioperonea (auténtica pinza ósea que impide los deslizamientos laterales del tobillo). El maléolo lateral (peroneo) está unido firmemente a la tibia por los potentes ligamentos tibioperoneo anterior y posterior (B). El maléolo medial (tibial) se une al astrágalo por el potente ligamento deltoideo. Su estabilidad se debe a la configuración ósea y a su sistema ligamentario.

4.1.9.3 Subastragalina

La articulación subastragalina es la unión entre El calcáneo y el astrágalo, están unidos por potentes ligamentos cortos ya que deben soportar fuerzas importantes durante la marcha, la carrera y el salto. El sistema principal está constituido por el

¹⁵ Tomada de ELSEVIER, Drake. Gray's Anatomy for Students.
<http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.6.102.jpg> el 6 de marzo del 2013

ligamento calcaneoastagalino interóseo, denominado “valla interósea” (ver ilustración 6).

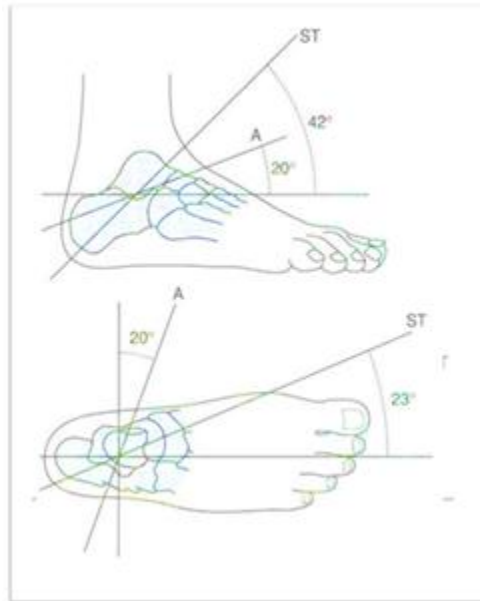


Ilustración 6 eje rotación de tobillo (A) y las articulaciones subastragalinas¹⁶

Esta articulación tiene el eje de rotación de la articulación subastragalina que es oblicuo. En el eje transversal pasa a 23 grados de la línea central del pie y cuenta con un rango de movimiento que va de 4 a 47 grados. En el plano horizontal, pasa a 41 grados del mismo, con un rango de movimiento de 21 a 69 grados. Cuando existe una rotación en la parte superior del astrágalo, ésta se transmite al calcáneo en dirección contraria. Esto es, cuando se tiene rotación externa en la pierna, produce inversión en el calcáneo, y viceversa, cuando existe rotación interna en la pierna se produce eversión en el calcáneo. La inversión y eversión son movimientos producidos en la articulación subastragalina. Cuando el calcáneo es traído hacia el centro de cuerpo (parte interna del pie), se le llama inversión y cuando el calcáneo se aleja de la línea que pasa por el centro del cuerpo (parte externa del pie), se le llama eversión. La inversión máxima producida en el pie es

¹⁶ Tomada de ELSEVIER, Drake. Gray's Anatomy for Students.
<http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.6.102.jpg> el 6 de marzo del 2013

de aproximadamente 30° y la eversión máxima es aproximadamente de 10°. Si estos ángulos se exceden se producen lesiones en los ligamentos o ruptura de huesos. (Ver ilustración 7).

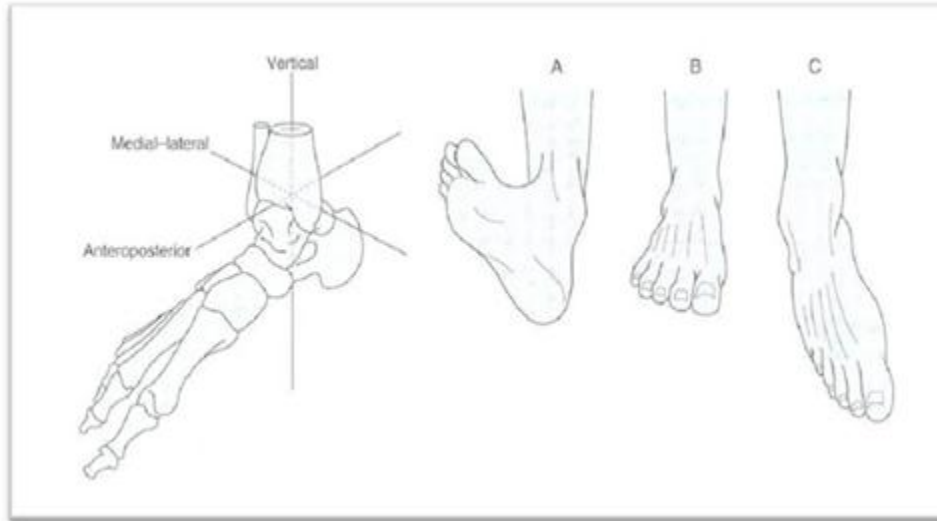


Ilustración 7 movimiento del retropié OKC se producen en los tres planos cardinales: A, pronación. B, la posición neutral. C, supinación ¹⁷.

4.1.9.4 Mediotarsiana

Está constituida por la unión de dos articulaciones que funcionan conjuntamente alrededor de dos ejes comunes de movimiento. Estos ejes son oblicuos con diferente orientación en el pie. El eje LONGITUDINAL forma un ángulo con el plano, transverso de 15 grados y de 9 grados con el plano sagital. El eje OBLICUO, origina un ángulo de 52 grados con el plano transverso y de 57 grados con el sagital. (Ver ilustración 8).

¹⁷ Tomada de ELSEVIER, Drake. Gray's Anatomy for Students.
<http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.6.102.jpg> el 6 de marzo del 2013

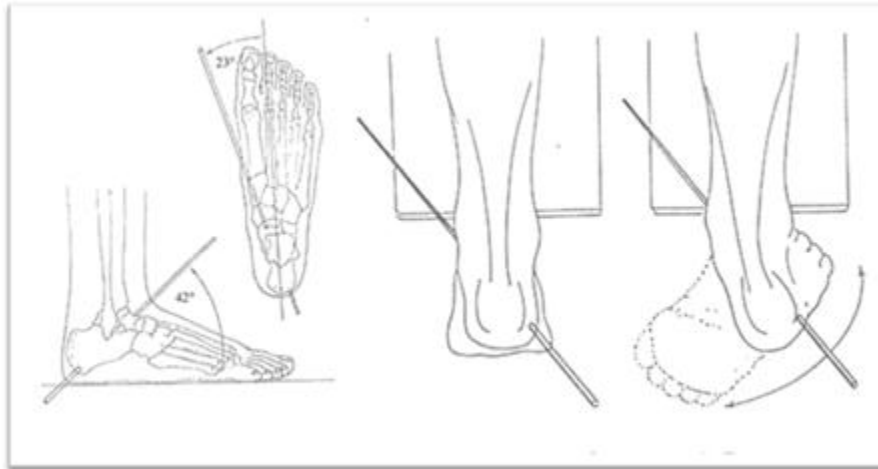


Ilustración 8 movimientos subtalares: inversión y eversión alrededor de un eje de rotación oblicua¹⁸.

Sobre el primero de los ejes se van a producir movimientos de inversión-eversión fundamentalmente y, alrededor del eje oblicuo van a tener lugar los movimientos de abducción-abducción y flexión dorsal y plantar. La ventaja de la existencia de estos dos ejes en la articulación mediotarsiana, es que va a permitir dejar libre el antepié para producir el movimiento de inversión- eversión sobre el plano frontal sin originar ningún movimiento sobre los otros ejes del espacio, lo que ayuda a compensar la inversión-eversión que pueda tener lugar en el retropié. Cuando existe una excesiva verticalización del eje Oblicuo de la articulación mediotarsiana, se origina un aumento del movimiento de Abducción-Abducción con disminución de la Flexión Dorsoplantar. Esto es debido al excesivo movimiento de Abducción del antepié, asociado a Flexión Dorsal, que tiene lugar durante la fase de apoyo unipodal de la marcha; el retropié aumenta su abducción, originando un anormal desplazamiento de la componente vertical del peso del cuerpo, lo que da lugar a una excesiva pronación de la articulación subastragalina. Como resumen, podríamos concluir que el complejo funcional «PERIASTRAGALINO» va a estar constituido por uniones articulares cuyos ejes de movimiento son oblicuos en

¹⁸ Tomada de ELSEVIER, Drake. Gray's Anatomy for Students.
<http://dc128.4shared.com/doc/l40cfDer/preview.html> el 11 de marzo del 2013

relación con los tres planos espaciales de referencia, originando movimientos «TRIPLANARES» que van a permitir una mejor distribución y amortiguación de las diferentes fuerzas a las que se ve sometido el pie durante la marcha.

5 BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

Dentro del campo de estudio de la biomecánica el análisis de la marcha humana cumple un papel importante ya que en ella se encuentran involucrados múltiples sistemas, tales como el movimiento de la cadera, pie junto con el estudio de la bóveda plantar, centro de masa de todo el cuerpo, movimientos de articulaciones como la rodilla y el tobillo.

5.1 MOVIMIENTOS DEL PIÉ

Los movimientos que realiza en su conjunto, corresponden con movimientos combinados que tienen lugar en los tres planos de referencia espacial:

- Plano Sagital.
- Plano transversal
- Plano Frontal.

Rotación Interna-Externa (Plano Frontal), Flexión Dorsal y Plantar (Plano Sagital) y Abducción-Aducción (Plano Transverso).

Durante la actividad normal estos movimientos que tienen lugar entre la pierna y el pie, son combinaciones de desplazamientos articulares que son definidos como: INVERSIÓN (asociación de Flexión Plantar, Abducción y Rotación Externa del pie) y EVERSIÓN (movimiento de Flexión Dorsal, Abducción y Rotación Interna del pie).

5.2 LA BÓVEDA PLANTAR

La bóveda plantar constituye el carácter más distintivo del pie humano. Es un conjunto arquitectónico que asocia con armonía todos los elementos Osteoarticular ligamentosos y musculares del pie; es capaz de adaptarse a

cualquier irregularidad del terreno y transmitir al suelo las fuerzas y el peso del cuerpo.

Podemos considerarla estructurada en su sistema funcional visco-elástico, gracias a sus componentes músculo tendinoso y dermo-aponeurótico y osteoligamentario que le confiere su rigidez esencial para soportar las sollicitaciones mecánicas.

Desempeña el papel de amortiguador indispensable para la flexibilidad de la marcha. Las alteraciones que pueden acentuar o disminuir sus curvas repercuten gravemente en el apoyo en el suelo, de modo que alteran obligatoriamente la carrera y la marcha, o incluso la simple bipedestación.

Al examinar la arquitectura ósea del pie queda en evidencia que no todos los huesos están en contacto con la superficie de sustentación es decir el pie no es una estructura plana. Por el contrario la mayoría de los huesos del tarso y el metatarso está en el aire y solo algunas zonas toman contacto con dicha superficie “si observamos el esqueleto del pie por la planta, veremos que forman una concavidad muy pronunciada el tarso y metatarso; esta concavidad es lo que se denomina bóveda plantar”¹⁹

La bóveda plantar toma contacto con la superficie de apoyo a través de tres puntos y es sostenida por tres arcos. La zona de cada grupo que recibe y distribuye el peso se denomina clave y divide al arco en dos semi-arcos o arbotantes. Cada arco entonces, queda formado por la clave y dos arbotantes²⁰, y cada uno de estos elementos (clave y arbotantes) tiene su correspondencia en uno o más huesos, lo que impide su separación.

La curvatura de los tres arcos está sostenida y mantenida por ligamentos y músculos que actúan como cuerdas de arcos o tirantes entre cada hueso, lo que impide su separación.

Esta disposición particular de la bóveda plantar le permite soportar las grandes fuerzas de compresión a la que es sometido el pie durante actividades habituales (soporte, marcha, carrera, ejercicios). Los tres puntos de apoyo de la bóveda

¹⁹ Tomado de CIRUGÍAOSTEOARTICULAR. marzo_ abril 1987 pagina 68 párrafo 4. Revista Española valencia.

²⁰ Tomado KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular: Cadera,rodilla,tobillo,pie,bóveda plantar,marcha [*Volume 2 of Fisiología Articular*](#). Editorial Medica Panamericana Sa de, 2010. 228 p.

plantar caen dentro de impresión plantar, es decir dentro de la zona de contacto del pie con el suelo. Estos puntos de apoyo son:

Apoyo anterior inferior (A): corresponde a la cabeza del 1° metatarsiano.

Apoyo anterior externo (B): corresponde a la cabeza del 5° metatarsiano.

Apoyo posterior (C): corresponde a los tubérculos posteriores del calcáneo.

Los arcos de la bóveda plantar

5.2.1 Arco interno

Arco interno (AC)

El arco interno, medial o longitudinal es el arco más largo, alto e importante de la bóveda plantar. Se extiende entre la cabeza del 1° metatarsiano (A) y los tubérculos posteriores del calcáneo (C). Su altura es de 15 a 18 mm y está formado por cinco huesos:

1° metatarsiano: toma contacto con el suelo por su cabeza a través de dos huesos sesamoideos.

1° cuneiforme: no toma contacto con el suelo.

Escafoides: representa la clave de este arco. No toma contacto con el suelo.

Astrágalo: no toma contacto con el suelo.

Calcáneo: toma contacto con el suelo a través de sus tubérculos posteriores. Los ligamentos plantares unen las cinco piezas óseas; Cuneometatarsiana, Escafo-cuneal, Calcaneo-escafoidea, inferior Calcaneo-astragalina además resisten fuerzas deformantes violentas pero de corta duración.

Los músculos unen dos puntos alejados del arco formando cuerdas parciales o totales. Actúan como tensores del arco al unir; Tibial posterior, Peroneo lateral largo, Flexor propio del dedo gordo y el Aductor del dedo gordo.

El extensor propio del dedo gordo y el tibial anterior insertos en la parte convexa del arco. Disminuyen su curva y lo aplanan.

5.2.2 Arco externo

Arco Externo (BC)

Es mucho más rígido que el interno para transmitir el impulso motor del tríceps.

Esta rigidez se debe a la gran potencia del ligamento calcaneo-cuboideo plantar.

El arco externo o lateral es el arco más bajo de la bóveda, y el de longitud intermedia. Se extiende entre la cabeza del 5° metatarsiano (B) y los tubérculos posteriores del calcáneo (C). Su altura es de 3 a 5 mm, y está formado por tres huesos:

5° metatarsiano: toma contacto con el suelo por su cabeza.

Cuboides: no toma contacto con el suelo.

Calcáneo: toma contacto con el suelo a través de sus tubérculos posteriores.

Los Músculos Tensores del arco externo son tres: Peroneo lateral, corto peroneo lateral largo, Abductor del quinto dedo.

El Músculos del Arco Externo actúa a través del peroneo anterior y el extensor común de los dedos disminuyen la curva y aplanan el arco al actuar en su convexidad así como con el tríceps sural.

5.2.3 Arco anterior

Arco Anterior (AB)

La concavidad es poco acentuada, está subtendido por el ligamento intermetatarsiano (sin gran eficacia) y por un solo músculo: el haz transverso del abductor del dedo gordo que forma una serie de cuerdas parciales y totales entre la cabeza del primer metatarsiano y la de los otros cuatro. Es un músculo poco potente y fácil de forzar. Este arco con frecuencia se desploma provocando la aparición de callos debajo de las cabezas metatarsianas descendidas.

El arco anterior es un arco transversal de altura intermedia y el más corto de la bóveda plantar. Se extiende entre la cabeza del 1° metatarsiano (A) y la cabeza del 5° (B). Su altura es de 9 mm, y está formado por las cabezas de los cinco metatarsianos:

1° Metatarsiano: toma contacto con el suelo por su cabeza, a través de dos huesos sesamoideos.

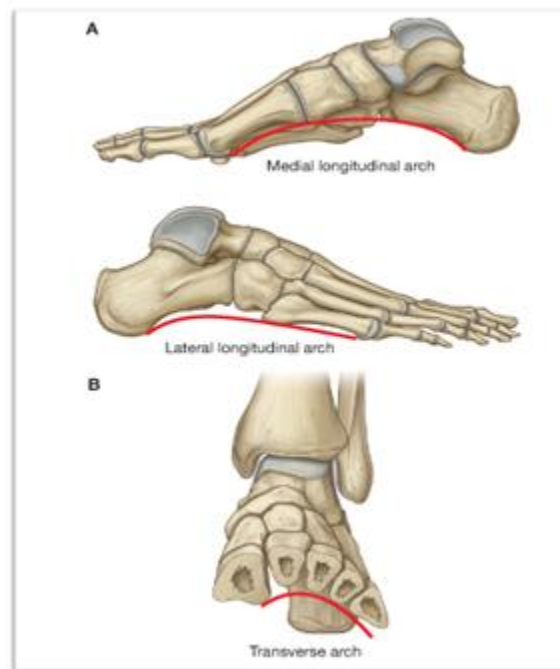
2° Metatarsiano: representa la clave de este arco. No toma contacto con el suelo.

3° Metatarsiano: no toma contacto con el suelo.

4° Metatarsiano: no toma contacto con el suelo.

5° Metatarsiano: toma contacto con el suelo por su cabeza.

Músculos de la curva transversal abductor del dedo gordo de dirección transversal peroneo lateral largo: el más importante desde el punto de vista dinámico. Actúa sobre los tres arcos expansiones plantares del tibial posterior que desempeña un papel estático. La clave de la bóveda la constituye la segunda cuña la cual forma con el segundo metatarsiano, el eje del pie (ver ilustración 9)



*Ilustración 9 arcos plantares*²¹

²¹ Tomada de ELSEVIER, Drake. Gray's Anatomy for Students. <http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.6.102.jpg> el 6 de marzo del 2013

5.3 LA MARCHA.

El término marcha humana²² se refiere al proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante alternando el soporte de su peso entre ambas piernas. (Ver ilustración 10)

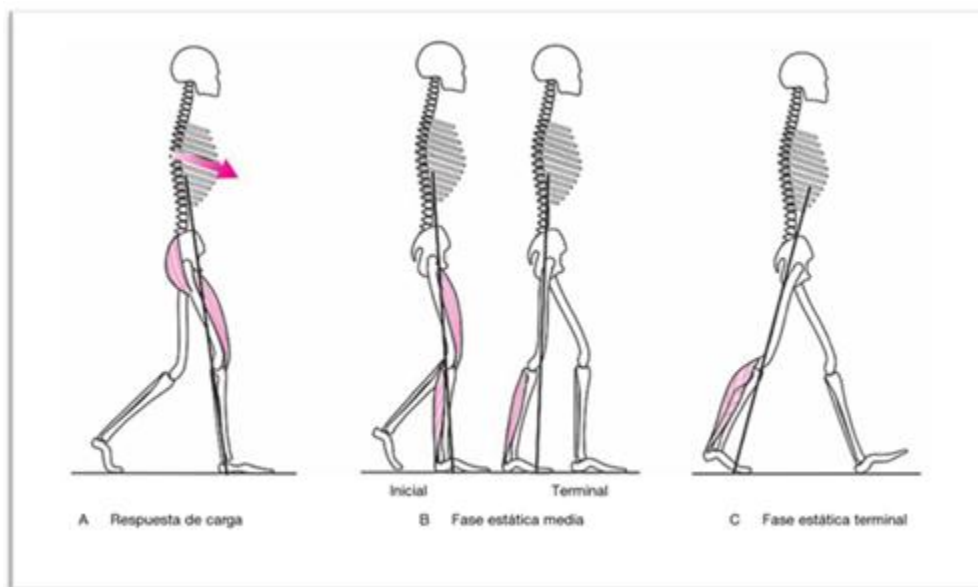


Ilustración 10 la estabilidad dinámica durante la marcha la proporcionan diversas combinaciones de músculos al trasladarse el vector corporal desde detrás del tobillo al frente de este durante cada paso²³

Cada extremidad al cursar a través de su ciclo de marcha, tiene tres tareas básicas. En primer lugar debe aceptar el peso del cuerpo, luego transferir todo el peso a un punto apoyó sobre una extremidad única y por fin llevar a cabo el progreso de la extremidad en el miembro descargado. Al efectuar estas tres tareas, el movimiento de las articulaciones individuales involucradas debe ser

²² Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006.

²³ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006.

funcional; los movimientos deben ser coreografiados entre sí de manera uniforme y ritmada, incluso variaciones mínimas respecto a la normalidad puede exigir compensaciones significativas por parte de numerosos músculos y de otras regiones corporales.

5.3.1 Ciclo de la marcha²⁴

El ciclo de marcha humana o de locomoción bipodal se define como el conjunto de acontecimientos que tienen lugar entre dos contactos consecutivos del talón del mismo pie con el suelo a una velocidad asumida espontáneamente. Convenientemente se toma el pie derecho como inicio del ciclo y como final el siguiente apoyo del mismo pie. De la misma forma, el pie izquierdo experimenta la misma serie de acontecimientos que experimenta el derecho, pero con un desfase igual a la mitad del ciclo del pie derecho, es decir, el ciclo del pie izquierdo se inicia cuando el pie derecho está en la mitad de su ciclo. Durante un ciclo completo de marcha bipodal cada una de las piernas experimenta una fase de apoyo y una fase de oscilación. En la fase de apoyo el pie se encuentra en contacto con el suelo y en la fase de oscilación el pie se encuentra suspendido en el aire, al mismo tiempo que avanza para prepararse para el siguiente apoyo. Se establece como inicio de la fase de apoyo el momento en que el pie establece contacto con el suelo a través del talón y finaliza cuando se retiran los dedos o antepié del suelo. Igualmente, la fase de oscilación comienza inmediatamente después de que el contacto del suelo y el antepié ha acabado y finaliza cuando tiene lugar el siguiente contacto con el suelo, cada ciclo de la marcha se divide en:

5.3.2 Periodo estático y período oscilatorio²⁵

²⁴ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006.

²⁵ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006.

El período oscilatorio Tiempo durante el cual el pie se mueve hacia adelante, usualmente sin contacto sobre la superficie sobre la que camina el periodo estático comienza con el contacto con el talón, contacto inicial. La rodilla está totalmente extendida y la cadera flexionada el tobillo está a 90° mantenido por los dorsiflexores (tibial anterior, extensor común de los dedos del pie). Para ayudar a la aceptación del peso corporal, el talón funciona como balanceador, la porción posterior del calcáneo hace contacto con la superficie y el cuerpo se balancea sobre la superficie ósea redondeada en el momento que el resto del pie cae simultáneamente al suelo en la respuesta de carga (aplanamiento del pie) esta rápida caída del pie es desacelerada por los dorsiflexores que también restringen el movimiento del tobillo y actúan absorbiendo el impacto (ver ilustración 11).

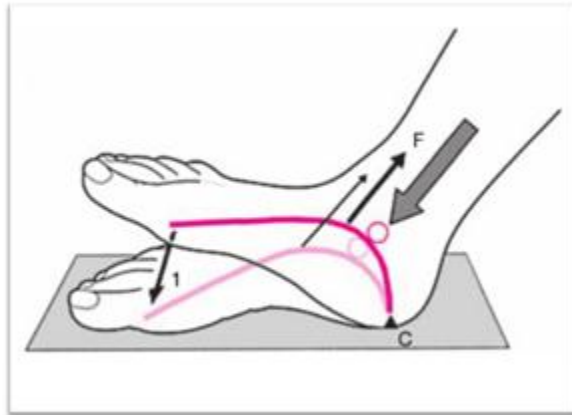


Ilustración 11 balanceo del talón. F: flexores del pie; 1: el impulso proveniente de la pierna aplana el pie contra el suelo, C: apoyo posterior de la bóveda plantar²⁶

Una vez que el antepié toma contacto con el suelo, el movimiento articular se desvía al tobillo, en el momento en que el movimiento de la tibia comienza a balancearse sobre el talón (balanceo del tobillo) cuando la rodilla se flexiona ligeramente. Esta fase estática media consiste en la introducción del apoyo sobre una única extremidad, que requiere no sólo la aceptación de todo el peso corporal sino asimismo el posicionamiento (lateral) de la unidad pasajera para alinearse

²⁶ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006

sobre el pie portador del peso. El músculo sóleo debe hacer un control selectivo para estabilizar la parte inferior de la pierna mientras que simultáneamente permite a la tibia avanzar sobre el tobillo (ver ilustración 12)

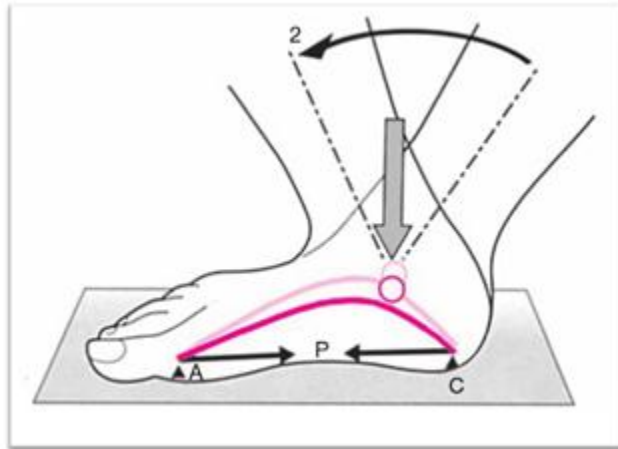


Ilustración 12 balance del tobillo 2: movimiento de la tibia de extensión a flexión P: tensores plantares. Apoyo anterior (A) y posterior (C) de la bóveda plantar²⁷

Una vez que el peso corporal ha pasado sobre el tobillo, se extienden la rodilla y la cadera y el peso comienza a transferirse al antepié. Cuando el pie se prepara para abandonar el suelo (despegue), el talón se eleva del piso (dando inicio a la fase estática terminal) y el movimiento se desvía a las cabezas de los metatarsianos, que operan como balanceadoras del antepié durante la fase preoscilatoria; después de ello da comienzo el período oscilatorio

La fase altamente compleja conocida como preoscilatoria comienza con el contacto inicial del pie opuesto, por lo que representa el segundo intervalo estático doble (terminal) del ciclo de la marcha y la fase inicial del periodo estático. La vigorosa acción del gastrocnemio y el soleo para desacelerar el avance tibial contribuye al inicio de la rápida flexión de la rodilla, así como la flexión plantar. Los aductores, en tanto actúan para impedir que el cuerpo caiga medialmente, inicia

²⁷ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006

también la flexión de la cadera y el consecutivo y rápido avance del muslo que se instaura durante el período oscilatorio. (Ver ilustración 13)

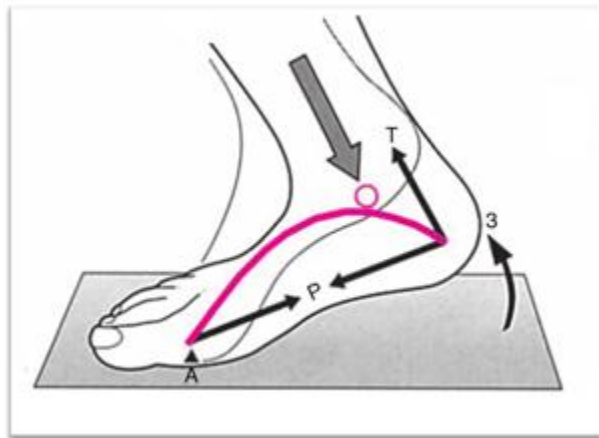


Ilustración 13 Balanceo metatarsiano (o del ante pie), 3: el talón se eleva p: tensores plantares A: apoyo anterior de la bóveda plantar; T: tracción por parte de los músculos gemelos y soleo (tríceps de la pantorrilla, tríceps sural)²⁸.

Esta fase estática final es el segundo intervalo estático doble (terminal) del ciclo de la marcha. Comienza con el contacto inicial de la extremidad opuesta y finaliza con la separación del pie. Mientras la brusca transferencia del peso corporal descarga rápidamente la extremidad, ésta no contribuye activamente al evento. En cambio, la extremidad descargada usa su libertad para prepararse para las rápidas demandas de la oscilación. Todos los movimientos y todas las acciones musculares que tienen lugar en este momento se relacionan con esta última tarea. Al comienzo del periodo estático, la extremidad delantera se encuentra en un apoyo inicial doble, mientras ambos pies aún están tocando el suelo. El apoyo unilateral se inicia con el despegue de los dedos del pie de la extremidad contralateral y da fin cuando el talón contralateral vuelve a tocar el suelo, lo que inicia el periodo estático doble terminal y el periodo estático doble inicial de la pierna oscilante. Estos términos son menos confusos cuando se tiene en cuenta que una pierna se halla en apoyo doble inicial cuando la otra se encuentra en doble terminal. Entre estos dos soportes dobles, una pierna experimenta un

²⁸ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006

período oscilatorio mientras la otra sostiene por sí sola el peso corporal (ver ilustración 14)

- PERIODO ESTÁTICO
 1. Contacto inicial (contacto del talón)
 2. Respuesta de carga (aplanamiento del pie)
 3. Fase estática media
 4. Fase estática terminal (elevación del talón, despegue)
 5. Fase preoscilatoria (despegue de los dedos del pie)

- PERÍODO OSCILATORIO
 1. Fase oscilatoria inicial (aceleración)
 2. Fase oscilatoria media
 3. Fase oscilatoria terminal (desaceleración)

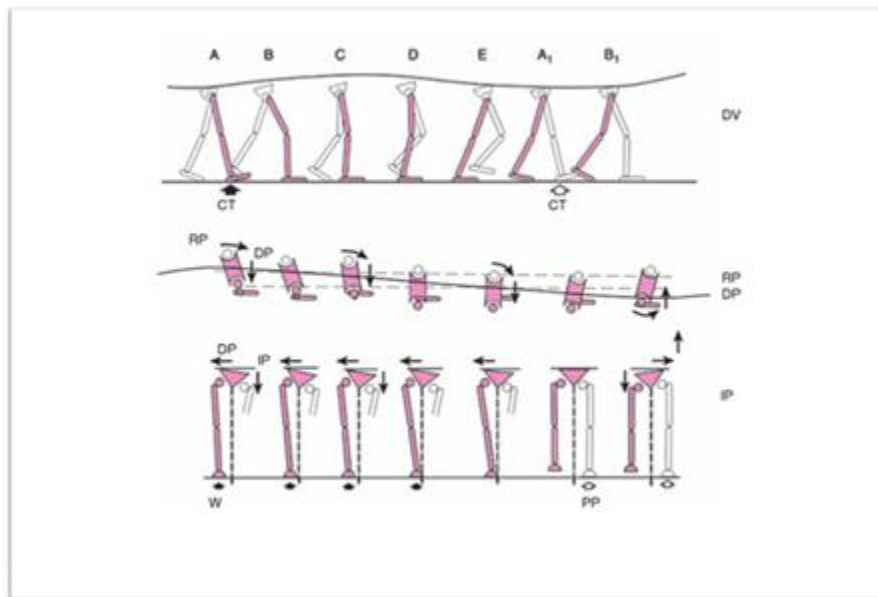


Ilustración 14 determinantes de la marcha²⁹.

²⁹ Tomado CHATOW, WALKER DELAN, León, Judith. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Extremidades inferiores, Volumen 2 EDITORIAL PAIDOTRIVO 2006 *El dibujo superior es una vista lateral que muestra el desplazamiento vertical; el dibujo del medio muestra desde arriba la rotación y la inclinación de la pelvis; el dibujo inferior muestra desde una vista frontal la desviación*

5.4 PARÁMETROS ANTROPOMÉTRICOS

Para desarrollar un modelo biomecánico deben tenerse en cuenta muchos datos relacionados con segmentos de extremidades, localización de los centros de masa, longitudes de los segmentos, centros de rotación, ángulos de empuje de los músculos, masa y área transversal de los músculos, momentos de inercia, entre otros. La exactitud de cualquiera de estos análisis depende tanto de las medidas antropométricas como de la cinemática y de la cinética.

La antropometría es la especialidad de la antropología que estudia el desarrollo físico del cuerpo humano. Una gran variedad de medidas físicas son necesarias para describir y diferenciar las características de raza, sexo, edad y tipo de cuerpo.

5.4.1 Anchura de las extremidades

Son las distancias en las partes distales de los huesos largos de las extremidades con respecto al eje mayor del segmento corporal medio.

5.4.2 Anchura bimalleolar (tobillo)

Es la anchura máxima media entre los procesos medial y lateral de los maléolos del peroné y medial del maléolo de la tibia.

y la inclinación pélvica CT; contacto con el talón; DV: desplazamiento vertical; RP: rotación pélvica; DP: desviación pélvica; IP: inclinación pélvica; PP: pierna portadora de peso.

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	6,4	6,3	6,5	6,5	6,3
Cuartil 1	7,1	7,1	7,1	7,2	7,1
Media	7,3	7,3	7,3	7,4	7,3
Cuartil 3	7,6	7,6	7,6	7,7	7,6
Máximo	8,5	8,3	8,3	8,3	8,5

*Tabla 1 Anchura Bimaleolar (Tobillo)*³⁰

5.4.3 Anchura calcáneo (talón)

Es la distancia máxima media en la zona posterior del pie por debajo de los maléolos.

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	5,3	5,6	5,4	5,8	5,3
Cuartil 1	6,3	6,5	6,6	6,6	6,5
Media	6,6	6,8	6,8	6,9	6,7
Cuartil 3	7	7,1	7,1	7,3	7,1
Máximo	8	8	8,1	8,3	8,1

*Tabla 2 Anchura Calcáneo (Talón)*³¹

5.4.4 Anchura metatarsial (pie)

Es la distancia máxima media desde las protuberancias distales de los metatarsianos uno y cinco.

³⁰ Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

³¹ Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	8,5	8,5	8,6	8,5	8,5
Cuartil 1	9,5	9,5	9,5	9,7	9,5
Media	9,8	9,9	9,9	10,1	9,9
Cuartil 3	10,2	10,3	10,3	10,6	10,3
Máximo	11,5	11,3	11,3	11,2	11,5

Tabla 3 Anchura Metatarsial (Pie)³²

5.5 LONGITUDES

Son las distancias tomadas en diferentes partes del cuerpo en donde se ha cambiado la posición estándar erecta o cuando se toma en el plano sagital o paralelo a él, o en la parte distal de las extremidades cuando se toman el mismo sentido del eje mayor.

5.5.1 Longitud del pie

Es la distancia mayor del pie medida paralelamente a su eje entre sus partes posterior y anterior. Sus referencias anatómicas son las partes anterior y posterior del pie, los puntos más extremos.

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	21,9	21,4	22,1	21,9	21,4
Cuartil 1	24,5	24,4	24,3	24,1	24,4
Media	25,43	25,2	25	24,9	25,2
Cuartil 3	26,2	26	25,9	25,8	26,1
Máximo	28,9	28,1	28,4	28	28,9

Tabla 4 Longitud del pie³³

5.5.1.1 Longitud del talón al primer metatarso (planta del pie)

³² Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

³³ Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

Es la mayor distancia media de la planta del pie paralelamente a su eje, sus referencias anatómicas son la parte posterior del pie y la proyección exterior de la parte distal del primer metatarsiano.

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	17,2	17,3	18	17,7	17,2
Cuartil 1	19,7	19,7	19,7	19,5	19,7
Media	20,4	20,3	20,2	20,2	20,3
Cuartil 3	21,1	21	20,8	21	21
Máximo	23,7	22,6	22,6	22,6	23,7

Tabla 5 Longitud del talón al primer metatarso³⁴

5.5.2 Altura de la fosa poplítea

Distancia media desde el piso al ángulo externo de la fosa poplítea en la parte baja de la rodilla en donde se inserta el tendón del músculo bíceps femoral

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	36,7	34,3	35,5	36,7	34,3
Cuartil 1	41,5	40,7	40,5	40	40,9
Media	43	42,2	41,8	41,5	42,3
Cuartil 3	44,4	43,7	43,2	43	43,9
Máximo	50,1	47,9	47,7	50,3	50,3

Tabla 6 Altura de la fosa poplítea

5.5.3 Longitud de la nalga a la fosa poplítea

Distancia horizontalmente entre la parte posterior de la nalga y el borde anterior de la rodilla

³⁴ Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

	Sexo: masculino		Unidades: Cm		
	Grupo de edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	20-59
Tamaño	487	447	271	110	1315
Mínimo	41,1	40,2	40,5	40,7	40,2
Cuartil 1	45,4	45,4	45	44,5	45,2
Media	47	46,8	46,4	46,4	46,8
Cuartil 3	48,8	48,4	47,9	48,3	48,5
Máximo	54,8	53,3	53,5	52,8	54,8

Tabla 7 Longitud de la nalga a la fosa poplítea³⁵

5.6 CINEMÁTICA DE LA MARCHA

Las variables cinemáticas permiten realizar la descripción del movimiento, independientemente de las fuerzas que lo rigen. Dentro de estas variables se incluyen los desplazamientos lineales y angulares, velocidades y aceleraciones. Los datos del desplazamiento se obtienen a partir de algunas referencias anatómicas, tales como el centro de gravedad de los segmentos del cuerpo, centros de rotación de las articulaciones, extremos de segmento de algún miembro o prominencias anatómicas relevantes. El sistema de referencia espacial puede ser relativo o absoluto. El sistema relativo requiere que todas las coordenadas anatómicas se tomen respecto a una referencia fija en el cuerpo, como por ejemplo, el centro de gravedad. Un sistema absoluto requiere que todas las coordenadas sean medidas desde un sistema de referencia espacial externo. Lo mismo ocurre con los datos angulares

5.7 CINÉTICA DE LA MARCHA

Cuando se tratan las fuerzas involucradas con la marcha humana se hace referencia a la cinética. Dentro de estas fuerzas se encuentran tanto las internas

³⁵ Tomado de ESTRADA, Jairo. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana. Instituto de Seguros Sociales 1995

como las externas. Las fuerzas internas se obtienen por la actividad muscular de los ligamentos o de la fricción entre músculos y articulaciones. Las fuerzas externas son ejercidas por el piso (fuerzas de reacción), por cuerpos activos (interacción con cuerpos en movimiento) o por cuerpos pasivos (como la resistencia del viento). El proceso para calcular las fuerzas de reacción y los momentos musculares requiere un modelo de cuerpo libre biomecánico.

5.7.1 Diagrama de cuerpo libre.

Para tal caso se hace necesario determinar las masas de los segmentos, los centros de masa, centro de unión y momentos de inercia.

Fuerzas que actúan sobre el diagrama de cuerpo libre.

- *Fuerzas gravitacionales.* Se considera la fuerza de la gravedad actuando verticalmente hacia abajo sobre el centro de masa de cada segmento y es igual a la magnitud de la masa por la aceleración de la gravedad.
- *Reacciones del piso.* Cualquier fuerza exterior puede ser medida con un transductor de fuerza exterior. Estas fuerzas se distribuyen en un área del cuerpo. Para que estas fuerzas puedan ser representadas como vectores se debe considerar que actúan sobre un punto, llamado normalmente el centro de presión.
- *Fuerzas Musculares.* El efecto neto de la actividad muscular en una unión puede calcularse en términos de los momentos netos producidos por los músculos que actúan sobre la unión.

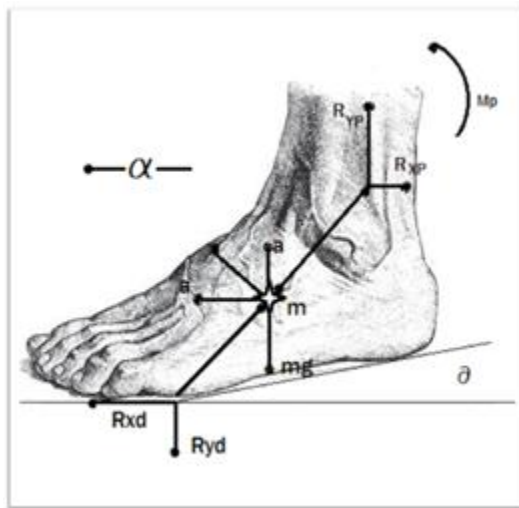


Ilustración 15 Diagrama de cuerpos libres para el segmento pie³⁶.

- Θ = ángulo del segmento en el plano de movimiento.
- a = aceleración angular del segmento en el plano de movimiento.
- m = masa del segmento.
- R_{xd} , R_{yd} = fuerzas de reacción actuando en la parte distal del segmento.
- M_d = momento neto interno actuando en la parte distal del segmento

³⁶ PUERTA, Javier Pascual. Determinantes mecánicos de los momentos articulares de la rodilla en el plano frontal durante la fase de apoyo de la marcha. Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina. 2010. :<http://eprints.ucm.es/11613/1/T32314.pdf>

6 DISEÑO DE LA PRÓTESIS DE PIE

Prótesis

Para poder entender qué tipo de material es el más adecuado para la construcción en nuestro prototipo primero definimos el tipo de prótesis, esto responde al grado de funcionalidad referente al movimiento según la actividad del paciente y para ello debemos de saber el significado de los cuatro tipos de prótesis que existen actualmente en el mercado y que se comercializan dependiendo del niveles de movilidad según la amputación y actividad que realice el paciente.

- *Pacientes que caminan en espacios cerrados (K1).*

El paciente tiene la capacidad o el potencial de utilizar la prótesis con la finalidad de desplazarse a escasa velocidad en superficies planas. La cantidad de tiempo y distancia son muy limitados debido a su estado.

El paciente pueda que necesite una supervisión al caminar, al igual que los aparatos de asistencia (Caminador, muletas, bastón).

- *Pacientes que caminan en espacios abiertos con restricciones (K2).*

El paciente tiene la capacidad o el potencial para moverse lentamente con la prótesis y poder superar obstáculos pequeños como bordillos, escalones o superficies desniveladas en una forma limitada con el uso de aparatos de asistencia (Caminador, muletas, bastón). La cantidad de tiempo y distancia son muy limitados debido a su estado.

- *Pacientes que caminan en espacios abiertos sin restricciones (K3).*

El paciente tiene la capacidad o el potencial de moverse con la prótesis a diferentes tipos de velocidad y a la vez tendrá la posibilidad de caminar en espacios abiertos donde hay obstáculos y superficies que no son niveladas en una forma ilimitada y sin la ayuda de ningún aparato de asistencia (Caminador, Muletas, bastón). El paciente podrá realizar actividades físicas donde la prótesis estará expuesta a demandas mecánicas especiales.

- *Pacientes que caminan en espacios abiertos sin restricciones con demandas rigurosas especiales (K4).*

El paciente tiene la capacidad de moverse con una prótesis de forma similar a la del usuario sin limitaciones de espacios exteriores en diferentes tipos de velocidad. El paciente tendrá la posibilidad de caminar en la comunidad donde hay obstáculos y superficies que no son niveladas en una forma ilimitada y sin ningún tipo de aparato de asistencia. Además podrá realizar actividades físicas donde la prótesis estará expuesta a actividades mecánicas demandantes como altos grados de absorción, tensión y torsión. Por ejemplo: Correr, Saltar, Jugar deportes de una manera competitiva.

La cantidad de tiempo y distancia recorridos no están limitados.³⁷

Decidimos realizar una prótesis que respondiera a las necesidades de los pacientes tipo K3 y K4. Que respondiera a los cambios de terreno y modificará su comportamiento en escaleras, pendientes que se adapta a varias velocidades, superficies desiguales sin pérdida de comodidad a la vez adoptará automáticamente el ángulo adecuado de flexión plantar/dorsal según se necesite que a su vez amortigüe los impactos ocasionadas en la marcha y que garantizará el retorno de energía. Así la persona tendría movimientos controlados y seguros.

6.1 METODOLOGÍA DE DISEÑO

³⁷ tomado de BARRAZA, Ortotecnica. Protesis. 14 de julio del 2013
<http://www.barrazaortotecnica.com/index.php/2012-02-06-12-14-07/sistemas-de-movilidad-mobis>

Inspirados por el enfoque crítico a la cultura del diseño basados en el libro de Víctor Papanek “diseñar para el mundo real publicado en 1971”, realizamos un enfoque en la comprensión del diseño desde la perspectiva de la responsabilidad social y ambiental. De esta manera desarrollamos un esquema que cumpliera con los aspectos funcionales al observar a las personas con capacidades diversas, lidiar ante una enorme limitante para poder moverse con libertad.

Con lo expuesto hasta el momento donde se reseñan los criterios establecidos por las diferentes características que debe cumplir el prototipo, desde la cinemática y dinámica de la marcha humana y los parámetros antropométricos del diseño debe cumplir con unos objetivos trazados para tener factibilidad de manufactura, características de funcionalidad, ergonomía; nos enfocamos en realizar un análisis de la marcha, la biomecánica, las funciones motrices, el equilibrio y los principios de conservación de la energía en el pie humano. Junto con todo el estudio anatómico que ello conlleva y la aplicación de principios modernos de la biomecánica.

Para realizar nuestro esquema de trabajo realizamos un análisis a través de las diferentes metodologías como lo son:

- 1962, Morris Asimow.
- 1978 con Greater London Council Architects Department.
- Leonard Bruce Archer.
- 1970, John Christopher Jones Métodos de Diseño, Barcelona, Gustavo Gili, 1976.
- Six Sigma.
- The Royal Institute of British Architects, Architectural Practice and Management Handbook, London, RIBA Publishing, 1965.
- El AIGA, The Profesional Association for Design.

- Modelo Diana.
- Víctor Papanek.
- B. Lawson, *How Designers Think. The Design Process Demystified*, Oxford, Architectural Press, 2005.
- Cloninger, *Hot-wiring your creative process. Strategies for print & media designers*, Berkleys, New Riders (Peachpit, Pearson Education), 2007.
- 2009, Tim Brown.
- G. Ambrose & P. Harris, *Design Thinking*, Lausanne, AVA Publishing, 2010.
- Robert Gilliam Scott.

Después de realizar un análisis de estas metodologías de diseño desarrollamos un esquema de trabajo, basado principalmente en la metodología de Bruno Munari, al ir avanzando en el mismo, nos encontramos con varios obstáculos que esta metodología no nos permitía solucionar, por tal motivo tomamos la metodología planteada por Gavin Ambrose y Paul Harris y publicada en G. Ambrose & P. Harris, *Design Thinking*, Lausanne, AVA Publishing, 2010 y construimos una metodología con un planteamiento basado en 8 etapas desglosadas por parámetros más extensos al final de cada tarea realizamos una lista de comprobación para verificar si cada obstáculo fue superado. Referida a continuación

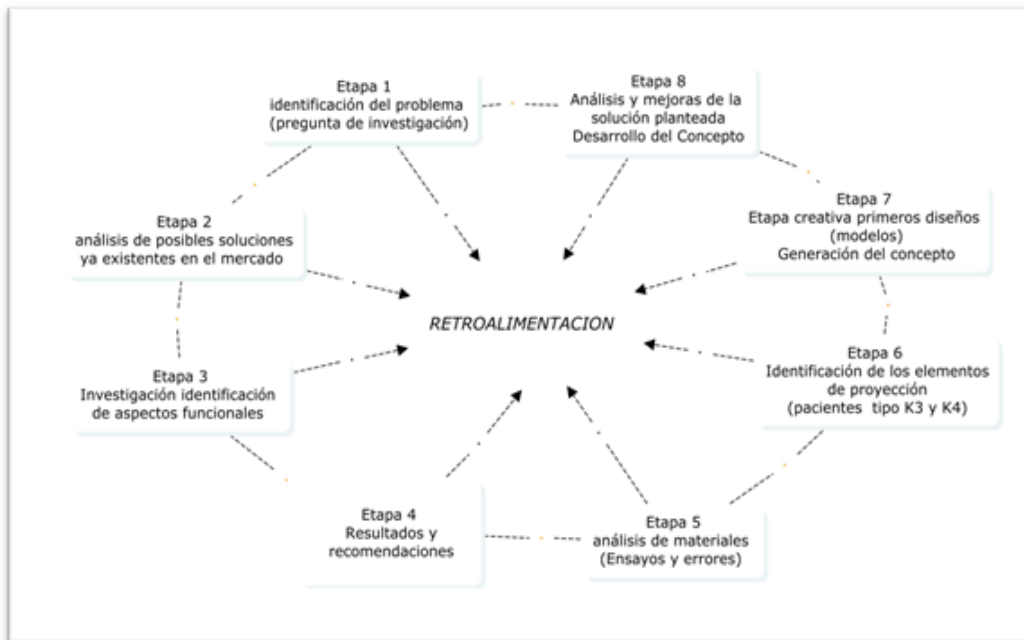


Ilustración 16 etapas de la metodología de diseño

Con esta metodología buscamos aspectos que se podrían mejorar al realizar comparaciones con elementos ya existentes. En esta etapa de regeneración tratamos de identificar lo que funcionó bien y donde hay etapas por mejorar. Después realizamos una retroalimentación para verificar si el objeto ha logrado o no los objetivos planteados y cuáles son los beneficios que puede llegar a tener esto con el fin de lograr un aprendizaje a partir de lo que ha sucedido durante todo el proceso de diseño.

A través del proceso de retroalimentación logramos construir una visión holística a través de la indagación y retroalimentación que nos brindaron cada uno de las personas especializadas en un determinado campo (ortopedistas, técnicos en adaptación de prótesis). Esto sirvió para facilitar el desarrollo y solución de cada etapa del objeto. La retroalimentación generada al final del proceso se convierte en un aprendizaje que brindó la oportunidad de mejorar cada aspecto en el diseño, de esta manera logramos plantear el esquema que a continuación expresamos. (Ver ilustración 17).

6.3 DISEÑO ACOPLE DE TOBILLO

Para el diseño del acople del tobillo se tuvieron en consideración las características del pie protésico construido y la adaptación que se realiza con el pilar o directamente con el socket. Obedeciendo a la conexión entre el paciente y la prótesis (ver ilustración 18), el acople realizado para la prótesis, cumple con la condición de acople universal, que se pueden encontrar en diferentes catálogos de productos ortopédicos esto con el fin de facilitar la conexión con otro tipo de elementos utilizados para mejorar la marcha de la persona.

6.4 CRITERIOS DE CONSTRUCCIÓN DEL ACOPLE PARA EL PIE PROTÉSICO

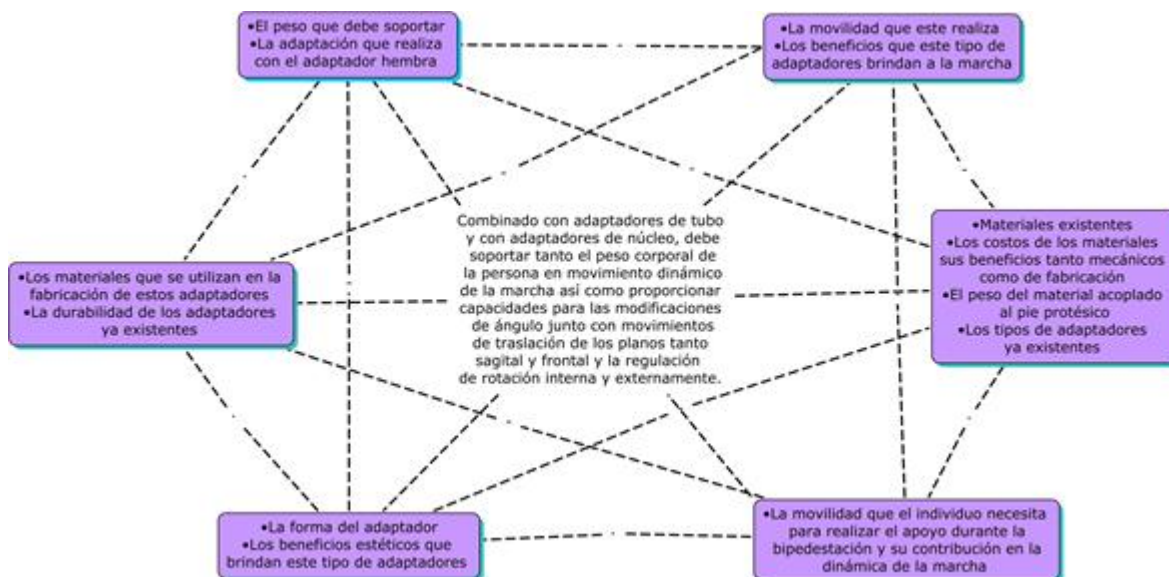


Ilustración 18 criterios de construcción de acople para el pie protésico.

6.5 MODELO DEL ACOUPLE

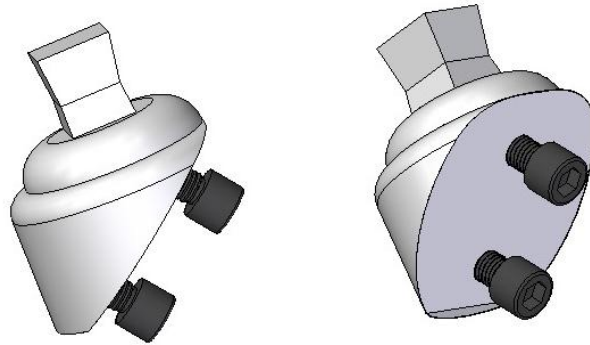


Ilustración 19 acople del pie protésico

6.5.1 Estado del arte

Los dispositivos protésicos tienen una larga y rica historia que van desde patas de palo a los sistemas complejos que tenemos hoy en día. Los primeros ejemplos de prótesis y amputación son encontrados por los antiguos egipcios, data de 600 años antes de Cristo hecho de cartonaje, un antiguo tipo de papel maché hecho con una mezcla de cola animal lino y yeso teñido. El otro es de madera y cuero, se le llama el pulgar del Cairo y pertenece al Museo Egipcio de El Cairo, fue encontrado en una momia femenina cerca de Luxor y se cree que data de entre 950 y 710 años antes de Cristo

Varios expertos han examinado estos objetos y han sugerido que fueron los primeros dispositivos protésicos en existencia. El investigador de la Universidad de Manchester Jacky Finch comprobó el funcionamiento de estas piezas al reclutar a dos voluntarios amputados del dedo gordo del pie derecho y los equipó con réplicas de los dedos de los pies y réplicas de antiguas sandalias egipcias. Finch registró sus movimientos y midió la presión de sus pasos con un tapete especial. El dedo falso permitió a uno de los voluntarios hasta el 87% de la flexión del dedo intacto del pie izquierdo al usar la réplica con las sandalias. [1] También hay

evidencia escrita de un poema sagrado indio fechado entre 3500 y 1800 aC La pieza cuenta la historia de Guerrero-QueenVishpla ", quien perdió una pierna en la batalla y fue equipado con una prótesis fabricada en hierro para que pueda volver a la batalla". [3]

La evidencia arqueológica de este periodo de tiempo incluye el romano LegCapula de alrededor de 300 aC, la época de las guerras samnitas Segunda y Tercera, hecha de cobre y madera. Por desgracia, la pierna Cúpula se quemó cuando el Museo de la Royal College of Surgeons fue bombardeada en la Segunda Guerra Mundial. [5]

En La Edad Media las extremidades fueron diseñadas principalmente por los herreros que construyeron armadura caballero. Herreros diseñó los dispositivos de mirar como una armadura para disfrazar desventaja del caballero y no como una rama funcionamiento cotidiano. En la Edad Media también vino una enfermedad más curada sólo con la amputación y el uso de los cañones y la pólvora que ha cambiado muchas lesiones corporales. [7]

El Renacimiento fue un periodo de exploración científica, que incluyó un aumento en la cantidad de cirugías de amputación dolorosas ya menudo mortal antes de la llegada de la anestesia. Si el amputado sobrevivido, él o ella podría contar con la pierna de Ambroise Paré. Paré vivió desde 1510 hasta 1590 y sirvió en el ejército francés como cirujano principal para Enrique II, Francisco II, Carlos IX y Enrique III. Entre sus logros está "revolucionando el tratamiento de las heridas" de la campaña de Piamonte en 1537 en la batalla de San Bartolomé en 1572. [8] El reintrodujo ligaduras de lino, originalmente utilizado por Hipócrates, y encuentran los sitios preferidos de la amputación. [9] Él también fue un innovador dispuesto a probar nuevas técnicas; debido a su deseo, él diseñó prótesis de la cabeza a los pies, literalmente, ojos artificiales a las piernas, [10] su encima de la rodilla prótesis incluye una clavija de rodillas y un pie protésico en una posición fija y un arnés de suspensión, que se siguen utilizando hoy en día en una medida.

En 1674, el francés Etienne Morel Army Surgeon presentó el torniquete, que popularizó salvar vidas en cirugía de amputación en Europa y el aumento de la

necesidad de que las extremidades artificiales. La pierna Verduyn cumplido las necesidades de muchos amputados; la pierna aparentemente desapareció hasta que un cirujano se reintrodujo en 1826 y la pierna Verduyn siguió siendo popular, hasta la década de 1960 con algunas ligeras modificaciones a lo largo del camino. [13]

El siglo XIX trajo la innovación en dispositivos protésicos. La pierna Anglesey fue inventado por James de Londres Potts en 1800 y patentado en 1805 La prótesis fue nombrado después de que el valiente William Henry, Lord Paget, el segundo conde de Uxbridge y el primer conde de Anglesey, que recibió un disparo e inmediatamente habían amputado la pierna sin anestesia, en la batalla de Waterloo. James Potts equipado su pierna de prótesis que consta de un eje de madera y el zócalo, articulación de la rodilla de acero, y un pie articulado con cables o tendones artificiales catgut que la flexión de la rodilla conectado con la flexión del pie. El sistema de tendón causado la primera incorporación de dorsiflexin y la flexión plantar del pie con arreglo al movimiento de la rodilla, un aspecto de la prótesis producción pies que se utiliza hoy en día y deseable. [14] La tecnología Leg Anglesey fue transferida a los Estados Unidos de América por William Selpho en 1839 y pasó a llamarse la pierna americana. Durante la Guerra Civil, Hanger JE (un veterano amputado) y otros técnicos ortopédicos estadounidenses modificados invención de Pott mediante la sustitución de los tendones o los cables con topes de goma en ambos lados de la articulación del tobillo, una técnica utilizada en muchos pies protésicos articulados en la actualidad. [15]

En 1858, el doctor Douglas Bly de Rochester, Nueva York inventó y patentó una pierna protésica con un tobillo articulada hecha de una bola de marfil en un zócalo de goma vulcanizada. El tobillo articulado para permitir la inversión y eversión, el movimiento que lleva la planta del pie hacia el interior y hacia el exterior [16].

Grandes mejoras prótesis ocurrió con el gran número de veteranos amputado de las dos guerras mundiales, la financiación del gobierno, la afluencia de investigación e innovación de materiales. En el período entre 1945 y 1960, los

dispositivos protésicos variaban mucho tiempo los científicos experimentados, veteranos añadido de entrada, y las industrias fabrican materiales artificiales.[25] En 1956, el pie SACH, el antecedente más reciente, y la competencia en el pie Seattle, fueron inventados en la Universidad de California.

6.5.2 Tipos de pies protésicos existentes en el mercado

Con tantas alternativas disponibles en el mercado, es útil colocar a los pies protésicos dentro de categorías generales y examinar cada categoría a la vez. En nuestro caso haremos la división en Pies Básicos, De Respuestas Dinámica y De Alto Desempeño

6.5.2.1 Pie básico

Los pies protésicos básicos se presentan en dos categorías: el pie SAFE (Solid Ankle Flexible Endoskeleton) y el pie SACH (Solid AnkleCushionedHeel). Estos diseños consisten de espuma de uretano o neopreno crepé, moldeados sobre un núcleo de madera y conformados para asemejarse estrechamente a un pie humano. Estos pies ofrecen amortiguación y absorción de energía, pero no almacenan y liberan energía y no son considerados dinámicos. Debido a que ellos no presentan partes movibles, los pies básicos están virtualmente libres de mantenimiento.

Los pies SAFE y SACH son utilizados frecuentemente en prótesis temporales o la primera prótesis del paciente, y eventualmente son reemplazadas mediante un tipo de pie más dinámico. Los pies protésicos básicos también pueden ser de eje sencillo o eje múltiple en sus diseños. La palabra "eje" se refiere a los movimientos naturales del pie y tobillo humano, los cuales ocurren sobre tres diferentes planos: Sagital (Flexión – Extensión), Transversal (Abducción – Adducción), Frontal: (Eversión – Inversión).

Los pies protésicos que funcionan sobre dos o tres ejes, proveen mayor superficie de contacto para el pie, mejorando la estabilidad del usuario.

6.5.2.2 Pie tipo sach (tobillo sólido talón acolchado)

El pie artificial SACH, acrónimo de (Solid AnkleCushionHeel) ha sido el estándar a la hora de atender la necesidad de personas con discapacidad de baja actividad o mayores de edad. Fue diseñado en la Universidad de California, Berkeley en 1958 por Eberhart y Radcliffe. Este simple diseño tiene una quilla de madera envuelta en goma con un talón flexible que amortigua el impacto y absorbe las fuerzas de reacción del piso. Teóricamente permite una flexión plantar del pie. Por décadas el pie artificial tipo SACH ha sido el más comúnmente pre escrito por su simplicidad y bajo costo.

Este tipo de pie es ligero en peso, relativamente durable y barato en comparación con otros diseños más avanzados. No hay movimientos internos dentro de la prótesis por lo que requiere bajo mantenimiento. Este tipo de pie artificial consiste básicamente de una quilla de madera envuelta en un material de goma.

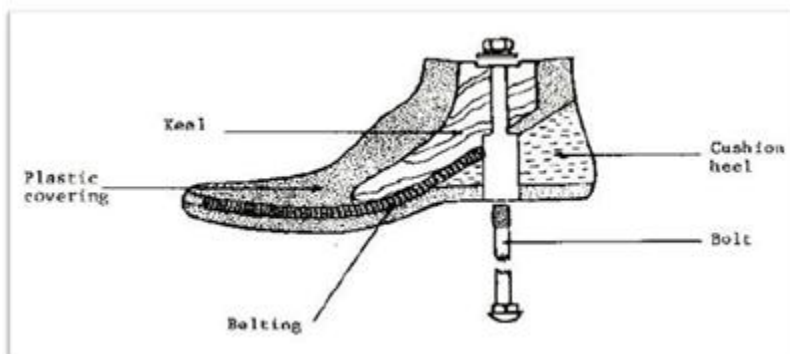


Ilustración 20 Pie artificial tipo SACH³⁸

La densidad del sector de talón puede variar entre suave, medio y fuerte acorde con las características de la marcha, el nivel de actividad, la edad, el peso y las preferencias de la persona con discapacidad. Es este modelo el talón artificial es

³⁸ Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagital Cross-Section). Enero del 2013.

el que absorbe una proporción del impacto al comprimirse y limita la flexión plantar. La quilla interna se extiende hasta el pliegue de los dedos y su longitud determina la resistencia a la dorsiflexión, la estabilidad la proporciona el ancho de esta pieza.

Este modelo utiliza una placa superior que cubre toda la superficie y permite una distribución uniforme de la fuerza sobre la prótesis y sirve como base para el adaptador en forma de pirámide. Una perforación central permite unir el adaptador al pie artificial.

Bajo pautas de Medicare, las personas con discapacidad de nivel funcional 1 califican para un pie SACH.

6.5.2.3 Pie tipo saf (single axis foot)

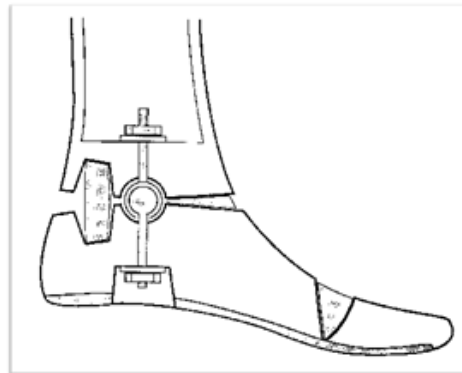


Ilustración 21 Pie artificial tipo SAF (SINGLE AXIS FOOT) ³⁹

Es articulado y cuenta con una bisagra que hace las funciones del tobillo al proveer los movimientos de flexión dorsal (5° – 7°) y flexión plantar (15°). El trabajo lo hacen dos topes que limitan y controlan la flexión dorsal y plantar del pie. Este pie alcanza la posición horizontal más rápido lo que contribuye con la estabilidad de la persona.

Un pie de eje simple (single axis foot) es más pesado que un pie tipo SACH, no ofrece mayor movimiento lateral y el mecanismo de topes requiere de cierto

³⁹ Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagittal Cross-Section). Enero del 2013.

mantenimiento. Este tipo de pie es recomendado a personas con amputaciones que originan muñones cortos y músculos débiles. Son utilizados en prótesis Transtibial o Transfemoral que requieran de mayor estabilidad.

6.5.2.4 Pie tipo safe (single axis foot)



Ilustración 22 Pie artificial tipo SAFE⁴⁰

El pie artificial SAFE, acrónimo de (StationaryAttachment Flexible Endoskeletal) es un pie muy flexible que cuenta con una quilla que permite el movimiento triplanar. A pesar de esta característica el pie es rígido y estable durante la caminata. Es una buena alternativa para las personas con discapacidad de la tercera edad por su bajo peso. Este pie es más flexible que el pie tipo S.A.C.H. proporcionando un giro del pie más suave en la caminata. Este es un pie de bajo mantenimiento. En este modelo la dorsiflexión se controla con unas bandas y la quilla flexible. La eversión y el retorno de energía se logran con la flexión de la quilla y la elasticidad de la goma que cubre la base. La absorción del impacto se logra con la densidad de la espuma del tobillo. Los materiales empleados en este tipo de son:

- El talón: Espuma de Poliuretano
- La quilla: Uretano flexible
- El tobillo: Madera de Maple
- Cobertor cosmético: Espuma de poliuretano moldeada

⁴⁰ Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagittal Cross-Section). Enero del 2013.

6.5.2.5 Pie tipo multiaxial



Ilustración 23 Pie artificial Multiaxial⁴¹

Este tipo de pie permite movimientos en los tres planos lo que facilita la adaptación a terrenos irregulares y la absorción de torques que eliminan las fuerzas cortantes en el pie. Sus partes móviles deben ser resistentes y requieren mantenimiento. En comparación con los pies de eje simple, se parece mucho en cuanto a peso, durabilidad y costo. Lo que realmente lo diferencia es la posibilidad de adaptarse a terrenos irregulares lo que proporciona mayor estabilidad.

Además del movimiento del eje simple hacia arriba y abajo, el pie de múltiples ejes puede moverse de lado a lado, absorbiendo esfuerzos que se producen en la caminata. Este modelo es bien recibido en personas que demandan movilidad en sus trabajos o actividades de recreación.

Este modelo permite dorsiflexión-flexión, inversión-eversión.

6.5.2.6 Pie dinámico

Los pies de respuesta dinámica son mucho más que resortes sofisticados que amortiguan cuando los talones contactan el terreno y utilizan la energía absorbida

⁴¹ Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagittal Cross-Section). Enero del 2013.

para impulsar el pie hacia adelante, dentro de la media estancia y después, dentro del despegue de los dedos. La acción de resorte, en el despegue de los dedos, propulsa la prótesis hacia la fase de oscilación de la marcha, y después el patrón se repite. La comodidad y respuesta de un pie dinámico pueden ser partes importantes para permitir que un usuario de prótesis avance, desde un nivel de actividad mínima, hasta un nivel de actividad moderado. Ya sea que se camine sobre una superficie nivelada, o se asciendan o desciendan escaleras, o se corra, el patrón del paso del pie protésico es una réplica del pie humano - contacto de tacón, media estancia, despegue de los dedos, oscilación. El pie de respuesta dinámica proporciona un buen "retorno de energía" significando que un alto porcentaje de la energía empleada, cuando el usuario camina hacia adelante, es almacenada dentro del sistema del pie y después retornada como un momento, en cada paso sucesivo.

Las personas con estilos de vida más activos, requieren de estos pies con mayor respuesta. Ellos son ligeros y cómodos, y por lo general operan con ejes múltiples. El resultado es mayor superficie de contacto para el pie, lo cual significa mayor estabilidad y control para el usuario. La mayoría de los pies de respuesta dinámica se caracterizan por un diseño de dedos divididos, el cual adicionalmente incrementa la estabilidad mediante la imitación del eje de inversión y eversión del pie y tobillo humano.

Algunos ejemplos de pies de respuesta dinámica, muy apropiados para la comunidad de caminadores, incluyen al SureFlex, al K2 Sensación y al Flex Walk de Flex Foot. En esta misma categoría se adaptan bien el Cirrus Foot Segunda Naturaleza, el Génesis II y el Seattle Lite. Los porcentajes de retorno de energía, para este nivel de pies dinámicos, pueden alcanzar el 90% o más.

6.5.2.7 Pie de alto desempeño

El grupo final de pies protésicos son aquellos considerados de alto desempeño. Utilizados no sólo por jóvenes atletas que buscan obtener una ventaja competitiva con estos pies, sino para los adultos mayores que pueden ganar mucho en su

movilidad. Con el retorno de energía alcanzando el 95 % o más, los pies de alto desempeño son para cualquier persona amputada quien desea ser más activo y estar cómodo, son ejemplos de pies protésicos para correr

6.5.2.8 Pie de alto desempeño – shank/ankle/foot

Existe también un tipo de pie que incluye la pierna, eliminando las conexiones mecánicas entre el pie y el socket. El pie tipo shank-ankle-foot es generalmente hecho de compuestos plásticos que responden a las fuerzas de reacción ejercidas durante la caminata.



Ilustración 24 Pie artificial de alto desempeño shank/ankle/foot⁴².

6.5.2.9 Pie de alto desempeño – biónico

El pie biónico de la empresa OSSUR es lo más avanzado en el mercado. Este pie piensa por sí mismo, respondiendo a los cambios en el terreno y ajustarse a las condiciones y necesidades para enfrentar terrenos irregulares, escaleras y pendientes pronunciadas. También contribuye a realizar la acción de sentarse y

⁴² Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagital Cross-Section). Enero del 2013.

pararse de forma natural. En línea general este tipo de pie mejora el balance, simetría y confianza en la caminata disminuyendo el uso de la cadera la espalda y la rodilla en la caminata.



*Ilustración 25 Pie artificial Biónico*⁴³

6.6 PROTOTIPOS PRELIMINARES

La construcción de estos prototipos se llevó a cabo para aclarar los requerimientos de usuarios y verificar la factibilidad del diseño del pie protésico, incluye elementos suficientes para permitirnos determinar lo que puede fallar en la prótesis al igual que los beneficios que brindan cada una de ellas e identificar aquellas características que deben cambiarse o añadirse para optimizar el prototipo final.

⁴³ Tomado FOOT, American Academy of Orthopaedic Surgeons (Sagital Cross-Section). Enero del 2013.

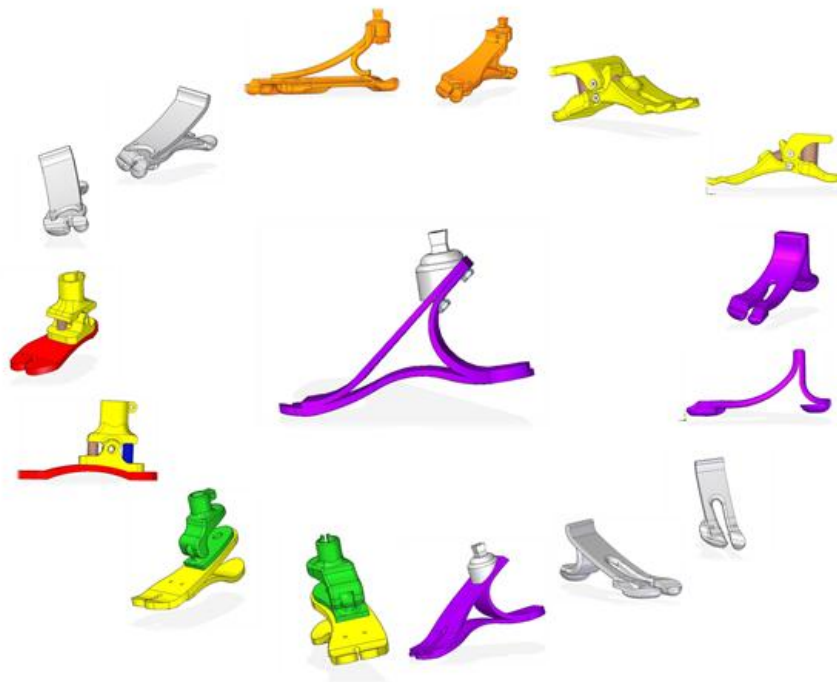


Ilustración 26 diferentes prototipos trazados

6.7 DESARROLLO FINAL

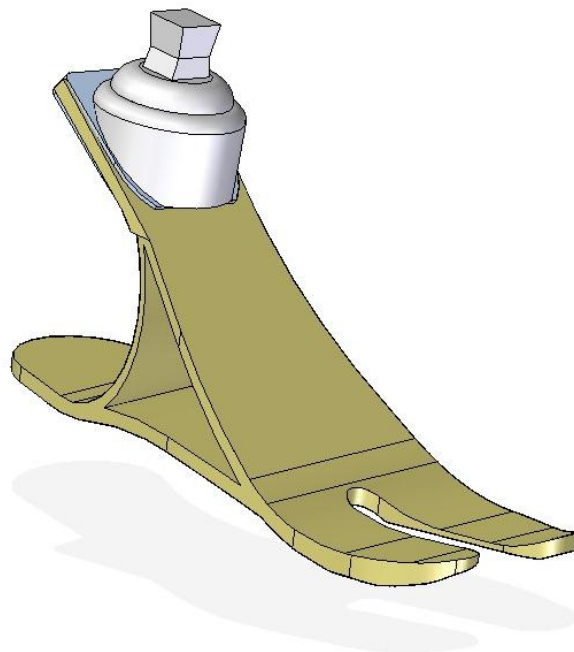


Ilustración 27 prototipo final evolución de la prótesis

6.8 MODELO DEL PROTOTIPO FINAL

Este modelo es un bosquejo que representa el prototipo real con cierto grado de precisión y en la forma más completa posible, que pretende aportar una réplica del modelo que recreamos de manera virtual, Como parte del entendimiento de la locomoción humana, este modelo lo realizamos para verificar los movimientos que podría tener la prótesis a través de la cinemática del movimiento que describe el pie; describe la marcha en términos de ángulos, desplazamientos, velocidades, aceleraciones de los segmentos y articulaciones corporales, así como la recuperación de energía y la transformación de la energía cinética (la describe en términos de momentos y potencias) en potencial. (Ver ilustración 28)



Ilustración 28 modelo del prototipo final.

6.9 PLANOS

La representación gráfica del proyecto se puede ver en el anexo 3

7 MATERIALES Y PROCESOS DE MANUFACTURA

Dentro del presente trabajo siempre estuvo contemplado el uso de la madera, por ser un material de características naturales, de fácil adquisición en nuestro país, el proceso de manufactura no es relativamente complejo. Nace de la idea del proceso de elaboración de las tablas de snowboard, las cuales están hechas de madera, en conjunto con una serie de resinas de carácter artificial. Uno de los inconvenientes de este material, radica en que por ser de características naturales no existe homogeneidad en él, las condiciones climáticas, la ubicación y el terreno, junto con el periodo de vida del árbol cambia las propiedades del material.

Dentro de la búsqueda y consulta hecha sobre materiales, sus propiedades mecánicas, costos y procesos de manufactura teníamos que contemplar determinadas características para ir clasificando y descartando materiales que de una u otra manera no cumplan con los objetivos planteados. Para ello tuvimos en cuenta los siguientes criterios:

1. Económicos
2. Ligeros
3. Resistentes
4. Dúctiles
5. Memoria
6. Que no requirieran herramientas muy elaboradas para su construcción
7. Que tenga un periodo de vida útil
8. Que no genere excesos de contaminación

Estas características en un material resultan de alguna manera ambiciosa, y nosotros somos conscientes, de que muchas de las características anteriormente descritas con el proceso de construcción e investigación y consulta tendrían que ser modificadas. A continuación describimos algunos de los materiales que tuvimos en cuenta para la construcción de nuestro proyecto.

7.1 MATERIALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE PIES PROTÉSICOS

El acero. Es una aleación de hierro y carbono, al cual se le adicionan variados elementos de aleación, los cuales confieren propiedades mecánicas específicas para su diferente utilización. Cromo, tungsteno, níquel, vanadio, cobalto, cobre, azufre, entre otros muchos. La principal razón por la cual se considera el acero, radica en la utilización en los muelles de los automóviles y buses. Nosotros sabíamos sin hacer mayores estudios sobre este material que el acero era excelente para soportar cargas y proporcionar retornos de energía. Pero su proceso de manufactura es elaborado y costoso, requiriendo de un molde para su construcción, el cual debía soportar temperaturas muy elevadas. Recursos con los que no contábamos, por ello esta idea fue perdiendo impulso.

El aluminio. Que es un metal no ferroso, es uno de los que más abundan en la corteza terrestre, es uno de los metales que proporciona dureza con muy bajo peso, es sumamente fácil de pulir, tenaz, dúctil y maleable además que posee gran resistencia a la corrosión, en apariencia parece un material con mayor ventaja que el acero. Pero con la desventaja que no es un material aconsejable para el retorno de la energía no tiene la misma amortiguación que pudiese tener el acero, además su proceso requiere también de un molde y sobre todo no es un material fácil de soldar, ya que probablemente necesitaríamos unir piezas entre el mismo material

Caucho galvanizado. Esta idea nace del pie de Jaipur de la India, quien desarrolló, una prótesis de miembro inferior con caucho, invento que posibilitó a muchos de los campesinos volver a sus labores de cultivo con una prótesis a muy bajo costo. En nuestro caso que necesitábamos un pie que retorne la energía y soporte las cargas que debe soportar el pie el caucho nos representaba una opción, además de ser un material fácil de adquirir y de muy bajo costo, junto con

un sinnúmero de propiedades químicas que le hacen variar sus propiedades mecánicas según se necesite.

Madera. La estructura de la madera es muy variable, y está conformada por una infinidad de compuestos químicos altamente ordenados, quienes cambian de acuerdo con el ambiente y con los cambios genéticos.

Las maderas suelen clasificarse en maderas blandas y maderas duras o fuertes. Esta clasificación, a pesar del nombre, no responde a criterios de dureza o resistencia de la madera, sino que se refiere al tipo de árboles de los que se obtiene. Los árboles de madera blanda pertenecen al grupo de las gimnospermas (pino, abeto), mientras que los árboles de madera dura pertenecen al grupo de las angiospermas (roble, nogal, haya, encina). Las maderas pueden clasificarse de muy diversas formas, según el criterio que se considere. Así, podemos clasificarlas atendiendo a su dureza y Humedad.

Según su dureza (es la más usual):

- Maderas blandas: cuyos árboles tienen hoja perenne, son resinosos. Ejemplo: pino, ciprés, abeto, cedro. Son maderas ligeras, de crecimiento rápido (se observan bien los anillos), de color claro, nudos pequeños, fáciles de trabajar y de bajo coste. Se emplean para trabajos en los que no se necesita gran solidez: embalajes, cajas, tablas, mueble funcional sencillo, pasta de papel.
- Maderas duras: cuyos árboles tienen hoja caduca. Ejemplo: roble, castaño, nogal, olmo, caoba. Madera compacta, poca resina y escasos nudos, amplia gama de colores, de mayor densidad, de crecimiento lento (anillos anuales muy juntos, casi no se diferencian), más difíciles de trabajar, y en general de mayor calidad y precio. Se emplean en trabajos de ebanistería, muebles más compactos, instrumentos musicales, interiores de barco,

andamios de obra. Materiales de uso técnico. La Madera Tecnología Industrial

Según el grado de humedad:

- Maderas verdes: Alto grado de humedad (30 -35%). Maderas recién cortadas que no deben usarse para trabajos, pues al secarse por la contracción se encogen y agrietan.
- Maderas desecadas: Se reduce el grado de humedad hasta el 10 – 12% por procesos naturales, apilándolas de manera adecuada y permitiendo que el aire circule entre las tablas para ir reduciendo el exceso de agua.
- Maderas secas: Se reduce la humedad hasta el 3% empleando procesos artificiales. Las maderas se secan de forma más rápida por métodos artificiales, en grandes hornos, consiguiendo la dureza y resistencia deseadas. Al verificar algunas de las micro fibras de la madera utilizamos experimentos sencillos para verificar que tipo de madera nos brinda una la mejor ductilidad dureza y una memoria para realizar algunos experimentos que brindarán nuestro punto de partida

7.2 PEGAMENTOS

Dentro del presente trabajo era necesario buscar un tipo de pegamento, que actuará como conglomerante, ya que el diseño de la prótesis consiste en unir varias láminas o chapas. Era muy importante para el proyecto que el pegamento actuará como agente conglomerado, que garantizará que la prótesis a futuro no sufriera de despegamiento entre sus láminas. Además de esto se hace necesario que el pegamento al unir las capas permitiera que estas no quedaran totalmente rígidas porque uno de los objetivos del material es que ofrezca memoria para

retornar la energía, que una vez flectado vuelva a su estado original sin sufrir ruptura. Las resinas termoestables presentan muy buena adherencia, son accesibles en el mercado y presentan la cualidad que según el trabajo en el cual se vayan a emplear se pueden preparar y adicionar agentes químicos que la acondiciona según se necesite.

7.3 RESINAS TERMO ESTABLES

Son aquellas que cambian irreversiblemente bajo la influencia del calor, de la luz, de agentes fotoquímicos y de agentes químicos, pasando de un material fusible y soluble a otro no soluble e insoluble, por la formación de un retículo tridimensional covalente. En el proceso reactivo de entrecruzamiento o de curado, las cadenas poliméricas (reactivos termoplásticos o líquidos) reaccionan entre sí y, a la vez, con un agente entrecruzado, formándose macromoléculas orientadas en todas las direcciones y con numerosos enlaces covalentes entre ellas. El retículo tridimensional formado confiere al material curado unas propiedades mecánicas, térmicas y de resistencia química muy elevadas que los hacen aptos para múltiples aplicaciones. Las resinas termoestables, sobre todo el epoxi, las de poliéster insaturado y las de poliuretano, son utilizados en una amplia variedad de aplicaciones en las que actúan como matriz o fase continua de un material compuesto. Así sucede en los plásticos reforzados (Sheldon, 1982; Oleesky y Mohr, 1964), en los hormigones de polímeros (Aminabhavietal1982-83) y en diversos materiales utilizados como adhesivos o sistemas de reparación (Sasse, 1986). En general, los termoestables poseen una buena estabilidad dimensional, estabilidad térmica, resistencia química y propiedades eléctricas. Es por ello que los materiales termoestables se aplican en múltiples campos, además de los nombrados anteriormente.

8 ENSAYO DE FLEXIÓN

Mediante las pruebas de ensayo de flexión buscamos establecer parámetros mecánicos cuantificables, poder compararlo con otros tipos de maderas y tener criterio sobre su selección. Como la prótesis estará sometida a cargas mecánicas, la flexión y resistencia del material representa uno de los estudios más importantes en nuestro trabajo, la flexión determinará la capacidad del material para retornar la energía que proviene del cuerpo, y determinar la resistencia del material a la carga nos da un concepto sobre características físicas como la capacidad para soportar el peso de un paciente.

El desarrollo de las pruebas de flexión a las probetas se llevó a cabo en la máquina de flexión que se encuentra en el taller de la Universidad Pedagógica Nacional, Y hubo la necesidad de hacer una segunda prueba en la máquina de flexión que se encuentra en la Universidad Francisco José de Caldas facultad Tecnológica, en el laboratorio de Resistencia de Materiales (LPE-MC-02)⁴⁴. Esta segunda prueba es importante para obtener fiabilidad en los resultados obtenidos.

8.1 MÁQUINA DE ENSAYO UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.

Nuestra máquina de ensayos (perteneciente a la Universidad Pedagógica Nacional), es básicamente una máquina que mide la tensión y resistencia de los materiales desarrollada por profesores de la universidad pedagógica nacional. Para llevar a cabo las pruebas de flexión de los materiales fue necesario hacerle

⁴⁴ Laboratorio RESISTENCIA DE MATERIALES. Universidad Francisco Jose de caldas Septiembre del 2013 <http://www.udistrital.edu.co:8080/en/web/laboratorio-mecanica/laboratorio-de-resistencia-de-materiales-lpe-mc-02>

una adaptación en el tacómetro para poder hacer las correspondientes mediciones.



Ilustración 29 máquina de tensión adaptada para la prueba de flexión, Universidad Pedagógica Nacional

8.2 MAQUINA DE ENSAYO UNIVERSIDAD FRANCISCO JOSÉ DE CALDAS

Máquina Universal De Ensayos REF. UH 50-A Shimadzu. Esta máquina universal de ensayos realiza tracción, compresión, y la prueba de flexión de los materiales metálicos. En combinación con equipos de prueba opcional, la máquina puede realizar pruebas en madera, hormigón, cerámica, caucho, plástico y muchos otros materiales.

El sistema de máquinas de carga hidráulica dispone de una amplia gama de control de las velocidades de carga y los permisos sin problemas principales. Una válvula servo electrohidráulica controla con precisión la velocidad de flujo de aceite a presión bombeada por una bomba de carga que alimenta el cilindro de carga.



Ilustración 30 máquina de ensayos universal Universidad Distrital Francisco José de caldas⁴⁵.

8.3 PROBETAS

Desarrolladas en el centro de tecnologías para la construcción y la madera SENA. Inicialmente la prueba consiste en hacer una comparación entre tres tipos de maderas distintas, SAPAM, FLOR MORADO Y GRANADILLO. Y contrastarla con la resistencia a la flexión de la GUADUA, todas estas fueron conglomeradas con resina de Epoxi y fibra de vidrio de alto gramaje.

⁴⁵ Laboratorio RESISTENCI DE MATERIALES. Universidad Francisco Jose de caldas Septiembre del 2013
<http://www.udistrital.edu.co:8080/en/web/laboratorio-mecanica/laboratorio-de-resistencia-de-materiales-lpe-mc-02>



Ilustración 31 probetas de madera

8.4 DIMENSIONES Y CARACTERÍSTICAS DE LAS PROBETAS UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.

Se desarrollaron 20 probetas unas conglomeradas con colbón para la madera y otras en guadua. Estas probetas son láminas de chapilla de madera unidas con colbón o resina, se desarrollaron de dos tamaños distintos:

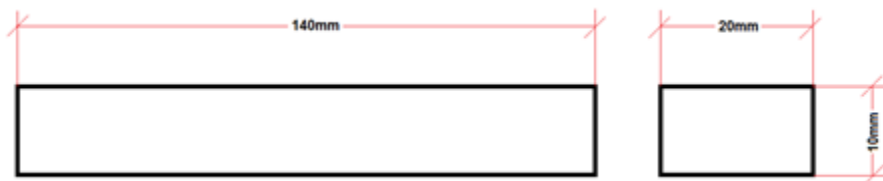


Ilustración 32 Figura 4.5 Probeta tipo A



Ilustración 33 probetas de guadua conglomerada con resina Epoxi

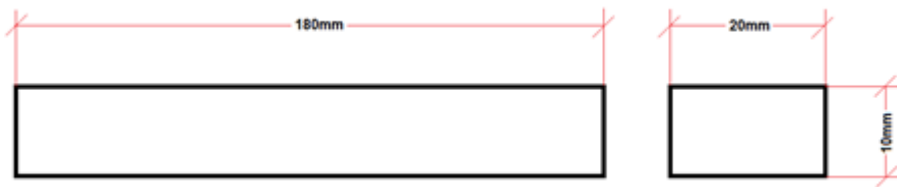


Ilustración 34 Probeta tipo B

8.5 DESARROLLO DE LAS PRUEBAS MAQUINA UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA.

Para las probetas 1, 2, 3 y 4. Se prepararon con las siguientes dimensiones 20mm de ancho por 140mm de largo y su espesor de 10 mm aglomerados con colbón para madera.

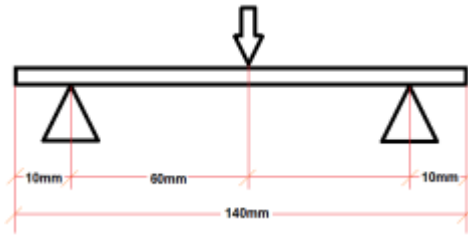


Ilustración 35 puntos de apoyo a 10mm de sus esquinas y ejerciendo presión en la mitad de la probeta.

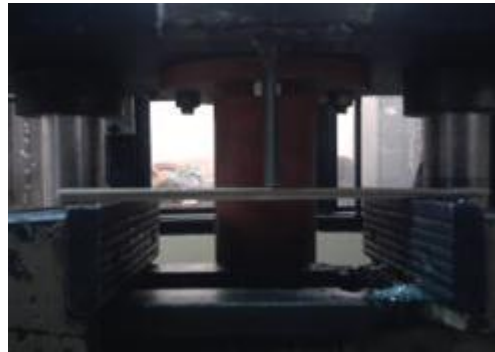


Ilustración 36 Fotografía previa a la prueba de flexión

Para las probetas 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12. Se prepararon con las siguientes dimensiones 20mm de ancho por 180 mm de largo y su espesor de 10mm, aglomeradas con colbón para madera Ubicándose los dos puntos de apoyo a 10mm de sus esquinas y ejerciendo presión en la mitad de la probeta. (Ver ilustración 37)

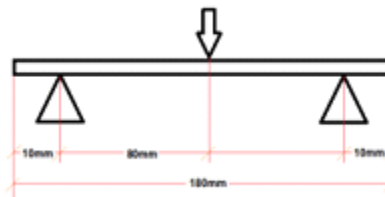


Ilustración 37 Ubicándose los dos puntos de apoyo a 10mm de sus esquinas y ejerciendo presión en la mitad de la probeta.

Para las probetas 13, 14, 15, 16, 17, 18 y 19. Se prepararon con las siguientes dimensiones: 20mm de ancho por 140mm de largo y su espesor de 8mm, aglomeradas con resina Epoxi con fibra de vidrio de alto gramaje. Ubicándose los dos puntos de apoyo a 10mm de sus esquinas y ejerciendo presión en la mitad de la probeta.

La probeta 20 es una lámina de guadua de 20mm de ancho por 140mm de largo esta lámina tiene un grosor de 3mm. El propósito de probar la lámina de guadua

en su estado natural es referenciar su resistencia a la flexión sin ningún tipo de componente químico.

8.6 DIMENSIONES Y CARACTERÍSTICAS DE LAS PROBETAS UNIVERSIDAD DISTRITAL.

Se desarrollaron 12 probetas con las siguientes dimensiones:

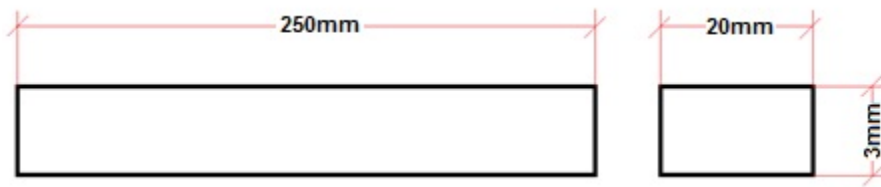


Ilustración 38 Dimensiones de las probetas Universidad Distrital Francisco José de Caldas

De las cuales diez probetas las diseñamos procurando tener las mismas características en cuanto al mismo número de láminas de cada material y la misma cantidad de fibra de vidrio de alto gramaje. De las probetas, dos corresponden a láminas de chapilla de SAPAM, dos a FLORMORADO, dos a GRANADILLO y cuatro probetas hechas en guadua.



Ilustración 39 de probetas, conglomeradas con resina Epoxi 250 mm de longitud x 20mm ancho y 3mm de grosor.

Las últimas dos probetas corresponden a pruebas sobre láminas de guadua sin ningún tipo de químico. La lámina sola.

8.7 DESARROLLO DE LAS PRUEBAS MÁQUINA DE LA UNIVERSIDAD DISTRITAL.

Para este experimento ubicamos cada una de las probetas a 200 mm entre punto y punto de apoyo, ejerciendo la máquina presión en la mitad de cada una de estas (véase representación gráfica y fotografías tomadas durante la prueba).

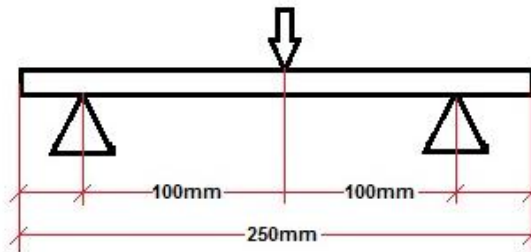


Ilustración 40 Representación gráfica de la prueba de flexión en el laboratorio de la Universidad. Francisco José de Caldas⁴⁶.

⁴⁶ Laboratorio RESISTENCIA DE MATERIALES. Universidad Francisco Jose de caldas Septiembre del 2013 <http://www.udistrital.edu.co:8080/en/web/laboratorio-mecanica/laboratorio-de-resistencia-de-materiales-lpe-mc-02>.

9 GRÁFICAS Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.

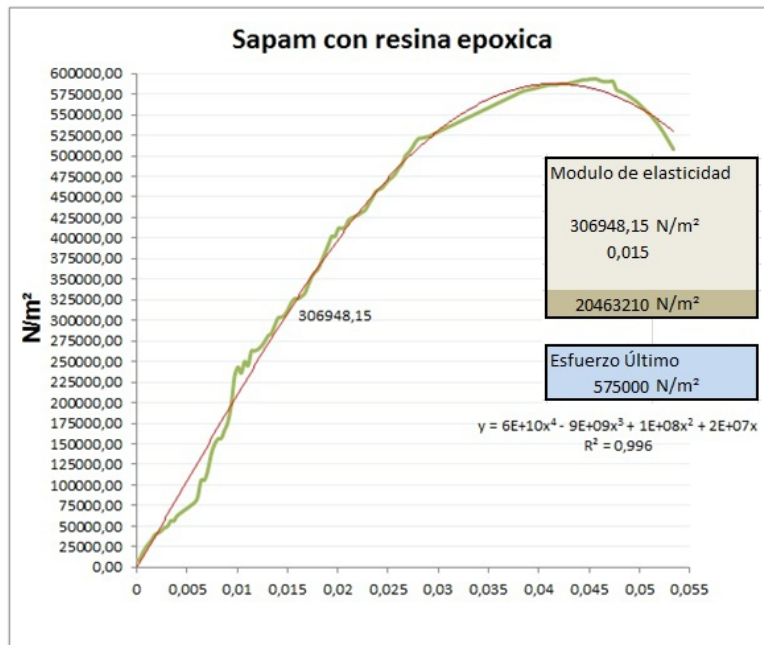


Ilustración 41 prueba de flexión Sapam con resina Epóxica

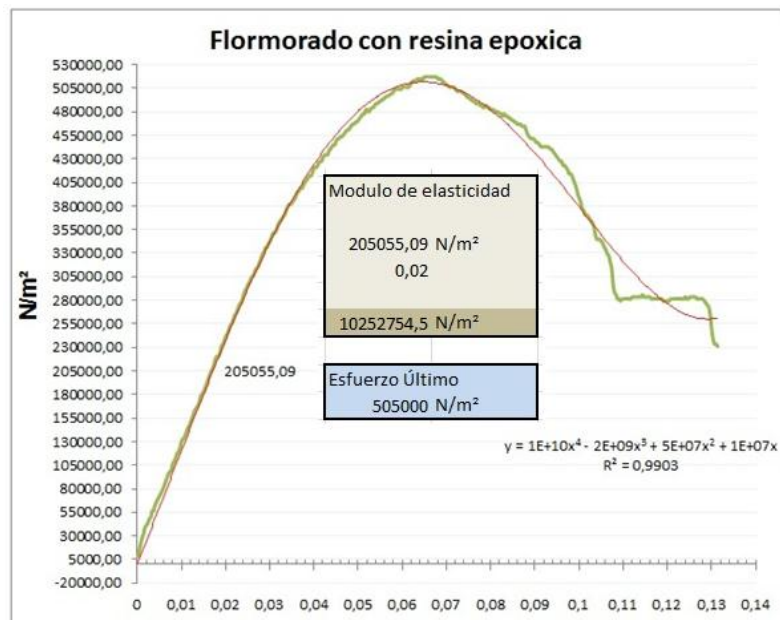


Ilustración 42 prueba de flexión Flor morado con resina Epóxica

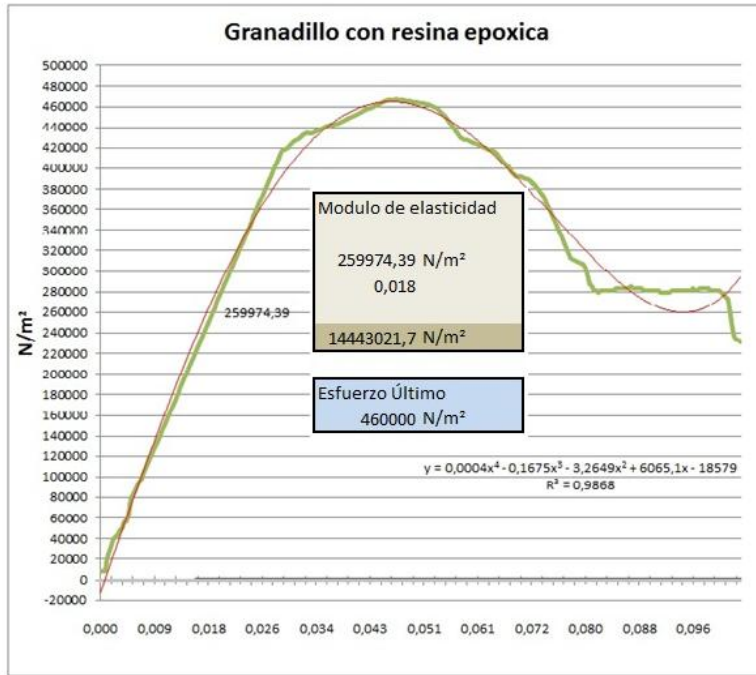


Ilustración 43 prueba de flexión Granadillo con resina Epóxica

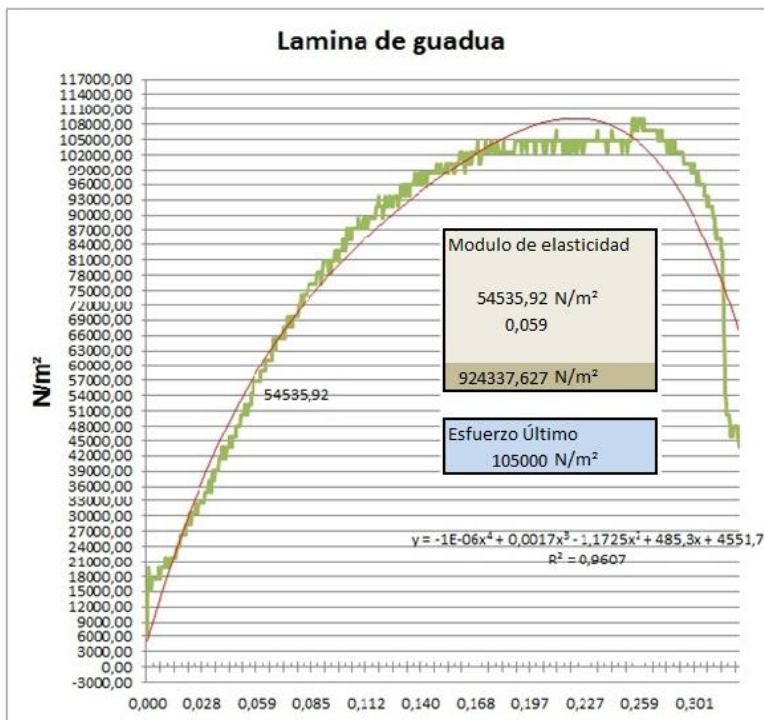


Ilustración 44 prueba de flexión lámina de guadua

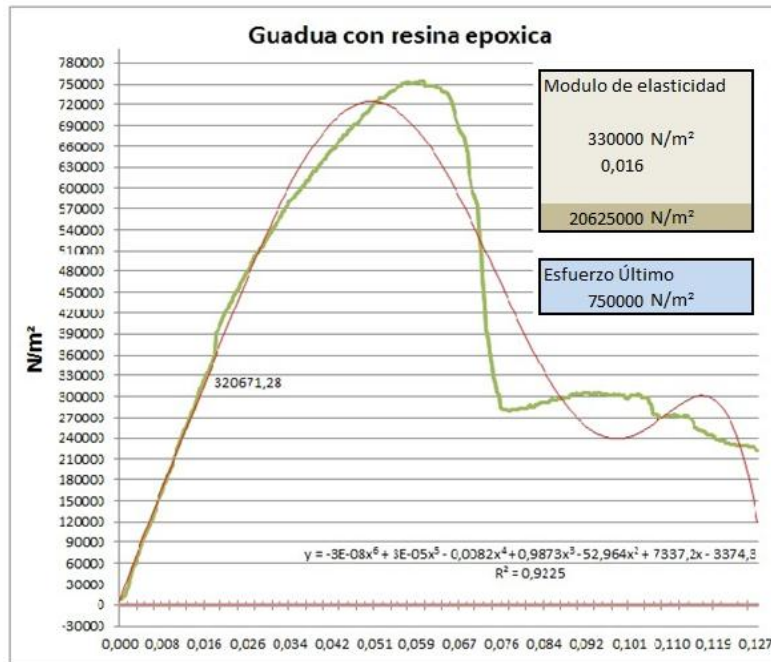


Ilustración 45 prueba de flexión Guadua con resina Epóxica

9.1 RESULTADOS Y CONCLUSIONES PRUEBA DE FLEXIÓN

De los anteriores resultados se obtuvo que; tanto en la prueba que se desarrolló en la Universidad Distrital como en la Universidad Pedagógica, la guadua presentó mejores resultados en cuanto a flexión y resistencia. Podemos observar que el módulo de elasticidad mostró 20625000N/m² de la probeta de GUADUA con resina de epoxi y tela de vidrio frente a 20463210N/m² del SAPAM con las mismas características de resina y tela de fibra, este último material fue el segundo mejor en comparación con el GRANADILLO Y FLOR MORADO.

Si observamos las gráficas podemos afirmar que la GUADUA en su esfuerzo último presenta una mayor resistencia en contraste con las probetas de SAPAM, FLOR MORADO Y GRANADILLO.

ESFUERZO ÚLTIMO

SAPAM	575000 N/m ²
FLORMORADO	505000 N/m ²
GRANADILLO	460000 N/m ²
GUADUA	750000 N/m ²

Tabla 8 Resultados pruebas de flexión

Con estos resultados podemos determinar factores de seguridad del material y tener en cuenta la resistencia antes de llegar a deformarse. (Zona plástica).

Que una sola lámina de guadua sin ningún tipo de resina ni otro material, de 20cm de longitud por 2cm de anchura y 0,3cm de espesor, puede soportar más de 10Kg de peso, llegando a flexionar hasta 30mm. Observándose que es un material muy flexible y resistente.

Al unir tres láminas de guadua con las dimensiones de 20cm de longitud por 2cm de anchura y 0,3cm de espesor con resina de epoxi y tela de fibra de vidrio, se pueden soportar hasta casi 80Kg, llegando a una flexión de 11mm. Mostrando que la resina de epoxi junto con la tela de fibra de vidrio elevan la resistencia del material, pero disminuye su flexibilidad.

El pegamento (resina epoxi) que se puso a cada una de las capas presentó muy buena adherencia al material en condiciones ideales sin excesos de humedad, ya que cuando se procedió a romper las probetas ninguna de ellas presentó despegue de las capas. (Como evidencia quedan las probetas después de la prueba de flexión).

10 CRITERIOS SELECCIÓN DE MATERIAL

En la búsqueda de un material que respondiera al comportamiento físico de flexión y el soporte de cargas de compresión y tracción generadas por el movimiento, nuestros materiales de partida eran los materiales con los cuales se construyen la mayoría de prótesis de pie, los cuales son conocidos como materiales inteligentes. La fibra de carbono en especial es uno de los materiales inteligentes más conocido y comercializado.

Hoy en día, el término “inteligente” se ha adoptado como un modo válido de calificar y describir una clase de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma y color) en presencia de un estímulo concreto.

Las principales características de este tipo de materiales son: de manera intrínseca presentan sensores de reconocimiento y medida de la intensidad del estímulo ante el que reacciona el material. A su vez presentan “actuadores” intrínsecos, que responden ante dicho estímulo. Para controlar la respuesta de una forma predeterminada presentan mecanismos de control y selección de la respuesta. El tiempo de respuesta es corto. El sistema comienza a regresar a su estado original tan pronto como el estímulo cesa.

Entre estos materiales inteligentes, podemos hablar de los materiales con memoria de forma, el efecto de memoria de forma puede describirse como la capacidad de un material para cambiar la forma debido a la aplicación de un estímulo externo. Y dentro de estos, tenemos los polímeros con memoria de forma. El efecto está relacionado con la combinación de la estructura y la morfología del polímero junto con el proceso y tecnología de programación de inclusión de la forma empleada.

Los Materiales más usados en la fabricación de prótesis son: el aluminio, *Titanio*, *Nitinol*, *fibra de carbono*, *Acetal nylon*, *poliuretano*, *acero inoxidable* y *Los silano*. Esto debido a que son materiales que una vez han sido deformados son capaces de volver a su forma primaria.

Teniendo como referencias estas características, empezamos a dar búsqueda a los tipos de maderas más resistentes y comercializados. Encontrando que las maderas tenían las condiciones para soportar grandes magnitudes al esfuerzo de tensión y cortante, pero deficiencias en cuanto a retornar a su forma después de ser sometida a cargas.

Una de nuestras principales fuentes de información sobre las características y procesos de manufactura de la madera se halló en el *Centro de Tecnologías para la Construcción y la Madera del Servicio de Educación Nacional SENA* ubicado en la ciudad de Bogotá. Allí se nos informó sobre las ventajas que presentaba la madera a la flexión cuando esta se presenta en forma laminar. Debido a que la carga no se concentra en un solo punto, sino que es distribuida a cada una de sus láminas ayudando a soportar carga de tracción, algo similar a los muelles de los camiones de carga y autobuses. (Ver ilustración 46).

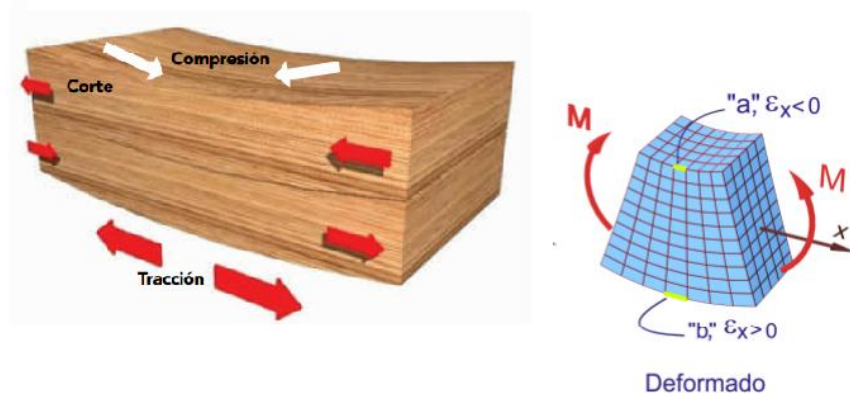


Ilustración 46 flexión de la madera⁴⁷

⁴⁷ Tomado REEM. Pontificia Universidad Católica del Perú.
<http://www.angelfire.com/co4/flexiondcm/mat.pdf> el 9 de octubre del 2013

En la anterior imagen se muestra como la deformación del material en la parte superior tiende a comprimirlo, mientras en la parte de abajo, este tiende a ser separado (tracción). Cuando la madera no se presenta en forma maciza como bloque sino en forma laminar estas características de flexión varían, y se puede alternar resistencia entre flexibilidad, al igual que funcionan los muelles de los autobuses.

Dentro de las características físicas que presenta la madera como material, nos encontramos con lo siguiente:

- Porosa.
- Combustible.
- Deformable por los cambios de humedad ambiental.
- Sufre alteraciones químicas por efectos del sol.
- Es atacable por mohos, insectos y otros seres vivos.

Debido a que la madera se emplea habitualmente como un material de ingeniería en la construcción y en la industria del mueble. Con su amplia gama de propiedades físicas y mecánicas, puede elegirse madera de diferentes especies de árboles para adaptarse a los requerimientos específicos de una prótesis. La resistencia de la madera está influenciada por factores como los tipos de carga, dirección y duración de la carga, temperatura y humedad.

Según el tipo de madera, edad del árbol, zona climática, entre otras. Las propiedades varían de unos a otros, pero de manera general, las maderas presentan las siguientes características:

- Baja densidad: Suelen ser menos densas que el agua (de ahí que floten).
- Conductividad térmica y eléctrica baja: La madera es un excelente aislante térmico (casas de madera en países fríos, por ejemplo). Las maderas ricas en agua son mejores conductores que las secas.

- Resistencia mecánica: A la tracción, compresión, flexión, cortadura, desgaste. Es muy resistente al esfuerzo de tracción (estirarse) y bastante resistente a la compresión (aunque la mitad de resistente que a la tracción).
- Hendibilidad: Es la facilidad con que se abren las fibras de la madera en sentido longitudinal. Hienden peor las maderas duras, las secas, las resinosas y con nudos. La madera hendible es poco apta para el clavado y para realizar encajes. Si el secado es brusco la madera tiende a abrirse.
- Retractividad o contracción: Pérdida de volumen al perder parte del agua
- Humedad: Cantidad de agua que tiene la madera en su estructura. Está relacionada con su peso y afecta a otras propiedades físicas y mecánicas. Elemento que se debe reducir para obtener una madera útil, desde un punto de vista tecnológico.
- Dureza: Es la resistencia que ofrece al corte. Aumenta con la densidad.
- Flexibilidad: Característica de las maderas jóvenes, verdes y blandas, que admiten ser dobladas sin romperse.

La guadua en forma de lámina se convierte en un elemento supremamente flexible. En resultados de prueba a flexión que fue sometida una lámina de guadua a 20cm de longitud teniendo esta 3mm de grosor y 20 de ancho se pudo observar que está lograba soporta más de diez kilogramos flectando más de 30mm. Y volver a su estado original. Debido a que la madera es un material noble y económicamente favorable para la construcción de una prótesis decidimos investigar y dirigir nuestro trabajo hacia los materiales naturales.

10.1 PROCESO DE TRONCHADO DE LA MADERA EXTRACCIÓN DE LA CHAPILLA.

El proceso de tronchado o chapa se refiere a una fina hoja de madera, de un espesor uniforme que se obtiene por desenrollo de trozas de madera, por corte a la plana o por sierra de las trozas que previamente se han cortado o dividido para obtener unas características estéticas, Con los diferentes métodos de corte para

obtener chapas se consiguen una gran variedad de aspectos o apariencia, ya sea desenrollando o cortando trozas o sectores de madera en rollo (antiguamente se obtenían por aserrado). Antes de obtener la chapa, las trozas normalmente se vaporizan o cuecen para reblandecer la madera, salvo en el caso de especies que se puedan manchar en el vaporizado o cocido, como el nogal.

En el proceso de corte de las trozas o cuadrados influyen varios factores determinantes de la calidad de la chapa, destacando la temperatura y el contenido de humedad de la madera al momento del torneado o rebanado. La temperatura de corte de la madera generalmente se logra someténdola a un proceso de calentamiento, cuya eficiencia depende del medio termo conductor empleado y de las características de las especies procesadas, destacando el diámetro o dimensiones de las trozas, la densidad y el contenido de humedad de la madera.

Ventajas del calentamiento. El proceso de ablandamiento o calentamiento de la madera previamente a su corte para la producción de chapa, se considera necesario para especies duras o de alta densidad, de grano irregular o con veteado pronunciado, en maderas resinosas donde puede interferir la resina con otras fases de preparación de la chapa y producción del tablero y cuando se desea producir chapa con espesores mayores de 3.2 mm (1/8plg), que de no estar calentada se generarían grietas pronunciadas y pérdidas excesivas de material.

Temperatura de la madera durante el corte o rebanado de la chapa. La temperatura de la madera al momento del corte determina la calidad de la chapa respecto a su tersura, rajaduras, grietas y vellosidades, además de la facilidad o dificultad del corte. Estos factores reflejan la importancia de precisar el rango óptimo de temperaturas de la madera previamente a su procesamiento. Se considera en general que las maderas suaves (peso específico menor de 0.40 g/cm no requieren calentamiento para obtener chapa de buena calidad Efecto de la densidad de la madera en el tiempo de acondicionamiento. La densidad de la madera es uno de los factores determinantes del tiempo de calentamiento para su

acondicionamiento y posterior rebanado o desenrollado. Se requiere más tiempo para calentar una troza de alta densidad que una de baja densidad, estableciendo que la madera de diferentes especies con densidad anhidra similar, pero con densidad verde diferente, las de mayor densidad verde requieren de mayores tiempos de calentamiento. Con base en sus experimentos encontraron que las trozas de alta densidad requieren 25% más tiempo de calentamiento que las de densidad media, en tanto que las de densidad baja requieren un 25% de menos tiempo de calentamiento, con relación a las de densidad media. La velocidad de calentamiento varía inversamente con el peso específico y que la diferencia de especies, indistinta del peso específico, es insignificante. Adicionalmente, presenta gráficas para determinar la temperatura de corte en función de la densidad de la madera y establece la relación entre estos dos factores con base en la difusibilidad térmica que cambia con la densidad.

10.2 TIPOS DE MADERAS

Conociendo que la madera en lámina presenta mejores características de flexión que la madera de forma maciza, buscamos los tipos de madera que se comercian en forma laminar como la chapa. Y que por las propiedades mecánicas y físicas de la madera presentan una mejor dureza, contenidos de humedad, contracción, soportan mayores cargas y esfuerzos y presentan mejores comportamientos ante la flexión y tracción. De acuerdo a estas características en el *Centro de Tecnologías para la Construcción y la Madera SENA*, los instructores con amplio conocimiento y experiencia sobre el tratado y procesos de construcción con maderas y sus derivados, nos recomendó, que trabajáramos con los siguientes materiales, SAPAM, FLORMORADO, GRANADILLO y respaldaron la idea de trabajar con la guadua. A continuación se presentan las características de estos tipos de maderas y de la guadua.

10.2.1 Sapan

Su nombre científico es *clathrotropisbrumzea* Amshoff, Se encuentra desde la Guyana Británica, trinidad y Tobago, Surinam, Granada, Venezuela, Brasil hasta Perú. En Colombia se encuentra en el Magdalena medio Zona Carare Opón y serranía de San Lucas, la Amazonia y Antioquia.

Es un árbol que alcanza una altura de hasta 35m y un diámetro de 0.9m, tronco recto cilíndrico y sin alerones en su base.

La madera es moderadamente difícil de labrar con herramientas manuales y en las diferentes operaciones de maquinado. Resistente a la penetración de clavos y tornillos, con tendencia a agrietarse. Dentro de nuestro proyecto, encontramos que las características mecánicas de esta madera resultaban importante por su gran resistencia a la tracción. Una de las mayores contribuciones que aportan este tipo de madera a nuestro trabajo es el hecho de que la madera se encuentra en el mercado en forma de chapilla, lo que nos ayudaba notablemente en el proceso de manufactura de la prótesis.⁴⁸

10.2.2 Granadillo

Granadillo o Guayacán trébol. Este es un árbol nativo de la América tropical. Su nombre científico es *platymiscium pinnatum*. Esta entrada hace parte de nuestra sección de “maderas de Colombia”. En cuanto a las características del árbol, el guayacán trébol o granadillo es considerado de gran tamaño puesto que alcanza alturas entre 30 y 40 metros, mientras que su tronco, recto y cilíndrico, puede tener un metro de diámetro. La madera del guayacán trébol o granadillo es bastante dura y por esta misma razón es realmente difícil inmunizarla. No obstante, tiene una durabilidad natural bastante alta, pues es resistente contra los hongos, insectos y a las inclemencias del clima. Esta madera es en extremada dureza, lo que en conjunto con las anteriores características fue tomada en cuenta

⁴⁸ Tomado Universidad Nacional de Colombia. publicado en <http://www.unalmed.edu.co/~lpforest/PDF/Sap%E1n.pdf> 11 de octubre del 2013

para la elaboración de nuestro trabajo, junto con la cualidad de también presentarse en el mercado en forma de chapilla, cualidad que nos reduciría notablemente el proceso en la manufactura y construcción de la prótesis.⁴⁹

Después de verificar algunos de los experimentos realizados decidimos con la guadua debido a que esta se caracteriza por tener gran resistencia, durabilidad y fácil manejo, lo que llevó a denominarla el acero vegetal. Crece de manera muy rápida, alcanzando en cinco años la altura de treinta metros. En el clima adecuado, puede crecer hasta once centímetros al día y lograr su altura total en seis meses. Es un recurso sostenible y renovable, que se auto multiplica vegetativamente, sin necesidad de semillas para reproducirse.

10.2.3 Flor morado

El roble flor morado o guayacán rosado. Este es un árbol nativo de la América tropical y es el árbol nacional de El Salvador es un árbol caducifolio que se distribuye en toda la América tropical, desde México, pasando por algunas islas del caribe hasta el norte de América del sur, se extiende hasta el Brasil. Crece en bosques húmedos tropicales y bosques secos tropicales, Su tronco tiene una altura entre 25 y 35 metros de longitud y un diámetro entre 50 y 100 centímetros. No es una madera muy resistente al contacto con el suelo, ni tampoco al ataque de agentes biológicos, debido a su rápido crecimiento y a su excelente acabado, pero no es una madera lo suficientemente fuerte a diferencia del sapan y granadillo. Y al igual que los dos tipos de madera anteriormente expuestos también se encuentra en chapilla.⁵⁰

10.2.4 Guadua

⁴³ tomado de INFOMADERAS información sobre la protección y el acabado de la madera 11 de octubre del 2013 Maderas de Colombia: Granadillo o Guayacán trébol

⁵⁰ tomado de INFOMADERAS.com información sobre la protección y el acabado de la madera 11 de octubre del 2013 flor morado

Es la especie forestal nativa más importante del occidente Colombiano, por sus propiedades como reguladora de aguas y protectora de suelos. Como material alternativo para desarrollar elementos mecánicos es excelente, por sus cualidades físico mecánicas que la hacen apropiada para múltiples usos en la fabricación de artesanías, no se le considera como madera, pues pertenece más a la familia de los pastos. Su periodo de crecimiento es mucho mayor que el de las maderas tradicionales como el pino, una mata de guadua puede crecer hasta 20 cm en la noche. Presenta excelentes propiedades mecánicas como resistencia a la tensión, se le considera como una de las plantas que captan mayor CO₂, mayor productora de fuentes hídricas, y por su capacidad de apretamiento de la tierra es excelente para controlar la erosión de los suelos. También los tallos almacenan agua en los entrenudos y luego la devuelven al suelo, de ahí que los guaduales generalmente se encuentran en terrenos húmedos, cuyos niveles freáticos (aguas subterráneas) han sido modificados por esta actividad. Un tallo de guadua, completamente desarrollado, puede almacenar hasta 10 litros de agua, que en un tiempo determinado es devuelto a la tierra y a las fuentes hídricas. Las construcciones con guadua hacen parte de la arquitectura sustentable porque esta especie es considerada la de mayor tasa de renovabilidad entre los vegetales, por su fácil reciclabilidad, por sus características de flexibilidad, resistencia y durabilidad, y en muchos casos es un excelente reemplazo de la madera, con lo cual realiza una gran labor en rebajar la presión sobre el aprovechamiento de los bosques. Colombia ocupa el segundo lugar en diversidad de bambú en Latinoamérica, actualmente 9 géneros y 70 especies están reportadas, siendo 24 especies endémicas y por lo menos aún 12 especies por describir. La mayoría de las especies pertenecen al género *Chusquea* (30%), y el resto pertenecen a los géneros, *Neurolepis*, *Arthrostylidium*, *Aulonemia*, *Elytostachys*, *merostachys*, *Rhipidocladum*, *Guadua* y *Otea*. En especial la guadua ha jugado un papel importante en la economía del país.⁵¹

⁵¹ tomado de CARACTERIZACION OCUPACIONAL DE LA GUADUA BOGOTA, Colombia noviembre del 2006 Servicio Nacional de Aprendizaje SENA Pág. 35

11 GUADUA ANGUSTIFOLIA KUNT EN COLOMBIA

El tallo de la guadua presenta una estructura muy especial en la cual se destacan los nudos y entrenudos, en los nudos crecen las ramas con hojas y se caracteriza por ser una zona más abultada, la zona entre dos nudos son los entrenudos, los cuales son más cortos en la parte baja de la planta y se van alargando en la parte superior, en general un tallo de guadua tiene entre 70 y 80 entrenudos con una longitud promedio de 26 cm. En condiciones normales un tallo de guadua alcanza los 18 o 20 metros de longitud.

A continuación se explican los procedimientos que se siguieron durante la caracterización química del material, la extracción de haces vasculares y los ensayos de tensión.

11.1 GUADUA CEBOLLA DE BIOTIPO KUNTH

De acuerdo con la facilidad de acceso y a las características de la guadua de biotipo cebolla se opta por seleccionar este material. A continuación exponemos referentes de este biotipo según el centro para el estudio del bambú.

Menor cantidad de esclerénquima o tejido duro, menor cantidad fibrovasculares.

Diámetros en la parte media de la cepa mayores de 0.10 metros.

En corte longitudinal de culmos en estado adulto, la coloración amarillenta, no hay presencia de tejido blanquecino y convexo en el sentido del crecimiento del tallo.

Acanaladura de la base de la yema hacia arriba apenas parece se prolonga hasta la mitad del entrenudo.

11.1.1 Partes de la guadua biotipo kunth cebolla.⁵²

PARTES DE LA GUADUA ANGUSTIFOLIA KUNTH	
Rizoma	Es un tallo modificado, subterráneo, que conforma el soporte de la planta. Es el lugar por donde la guadua absorbe los nutrientes. Se ha utilizado en estabilización de las laderas y prevención de la erosión producida por escorrentía, vientos fuertes y desmoronamiento.
Cepa	Es la parte del culmo ¹ con mayor diámetro y espesores de pared mayores; Posee una longitud de 4 metros. Las distancias de cañutos son las más cortas y en la construcción se les utiliza como columnas.
Basa	El diámetro es intermedio y la distancia entre nudos es mayor que en la cepa; es la parte del culmo de la guadua que más se utiliza; tiene una longitud aproximada de 11 metros.
Sobrebasa	El diámetro es menor y la distancia entre nudos es un poco mayor, comparado con la basa, la longitud es de aproximadamente cuatro metros.
Varillón	La sección tiene un diámetro pequeño y la longitud es de unos tres metros aproximadamente.
Copa	Es la parte apical de la guadua, con una longitud entre 1.20 a 2.00 metros.

Tabla 9 Marco teórico y propiedades mecánicas de la guadua

11.1.2 Curado de la guadua

⁵² PROPIEDADES MECANICAS DE LA GUADUA Cuadro <http://www.guadua.biz/documentos/tesis/01.pdf>
14 de Septiembre del 2013

CURADO	
<i>Es el procedimiento (generalmente físico o natural) que se realiza para que la guadua sea menos propensa al ataque de insectos.</i>	
Curado en la mata	Después de cortadas las guaduas se dejan en el guadual con ramas y hojas recostadas sobre otras guaduas lo más verticalmente posible y aisladas del suelo por una piedra. Se deja en esta posición durante un mes; después se retiran las ramas y se deja secar en un lugar ventilado. En experimentos realizados en Puerto Rico en 1940, se encontró que los tallos tratados en la mata eran un 91.6% menos propensos al ataque de insectos que los no tratados.
Curado por inmersión en agua	Consiste en sumergir las guaduas después de cortadas en un estanque o en un río por menos de un mes. Es el menos recomendable de los sistemas de curado ya que las guaduas se manchan y se vuelven quebradizas.
Curado al Calor	Este sistema de curado es muy eficiente ya que se obtienen guaduas secas en corto tiempo. Consiste en poner las guaduas de forma horizontal sobre brasas a una distancia prudente para que no se quemen; las cañas se deben rotar para que con la diferencia de temperatura no se vayan a producir agrietamientos.

Tabla 10 Curado de la guadua

11.1.3 Propiedades mecánicas de la guadua⁵³

Estas propiedades son importantes consignarlas en nuestro trabajo, debido a que nos permite conceptualizar la capacidad que posee la guadua para poder soportar cargas, su comportamiento estático y dinámico nos da un referente de los logros

⁵³ trabajo EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LA ESTRUCTURA INTERNA DE LA GUADUA CON UN MODELO MATEMÁTICO por JAIRO ALEXANDER OSORIO SARAZ

⁵³ Profesor Facultad de Ciencias Agropecuarias, Universidad Nacional de Colombia-Sede Medellín, <http://www.revistas.unal.edu.co/index.php/dyna/article/view/13597/14437>

que podemos obtener de ella, sus ventajas y desventajas con referente a otros materiales

11.1.3.1 Tracción

Aunque el ensayo de tracción es utilizado para determinar las propiedades mecánicas de los materiales, el caso de la guadua ha sido la excepción, debido a la dificultad de fijar el tallo completo sin que se viera afectado en los puntos locales de sujeción. Para tratar de corregir este inconveniente, el Instituto del Bambú, Institute of Bamboo and Rattan (INBAR⁵⁴), Standard For Determination Of Physical And Mechanical Properties Of Bamboo,[i] ha tratado de homologar los ensayos de Bambú, sugiriendo en este caso en particular, la utilización de latas de guadua ahusadas con el fin de facilitar el agarre de las probetas. Estas probetas tienen un centro de 2 centímetros de ancho en una longitud de 10 centímetros, con una sección adicional de ancho mayor en los extremos para facilitar el acople al equipo de falla. De esta manera, se proporciona una buena zona de amarre y se induce además a una falla en el centro de la probeta, donde las tensiones son más uniformes y conllevan un cálculo más sencillo. Debido a que la guadua no es un material homogéneo, no se puede hablar de esfuerzo normal uniforme en los ensayos de tracción, además la aplicación de las cargas sobre los centroides de las secciones no es exacta, aunque esto último se podría depreciar. Mas sin embargo, si se puede calcular el esfuerzo normal medio en una pieza prismática.

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Dónde:

σ = Esfuerzo normal medio (kgf/m²)

P = Carga (kgf)

A = Área transversal (m²)

⁵⁴ ORGANIZACIÓN INTERGUBERNAMENTAL, dedicada a aumentar los beneficios sociales, económicos y ambientales del bambú y el ratán www.inbar.int/global/acerca-de-inbar/

La guadua se comporta elásticamente (por lo menos con una aplicación leve de carga). Este material, como en muchos otros, se puede aplicar la Ley de Hooke,

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad \text{Siendo:}$$

σ = Esfuerzo normal medio (kgf/m²)

E = Módulo de elasticidad (kgf/m²)

ε = Deformación unitaria

En donde inicialmente se comportan elásticamente y se presenta una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación.

Basados en las pruebas de laboratorio realizadas en el laboratorio de recursos forestales de la Universidad Nacional sede Medellín, para el trabajo de grado *Comportamiento Sismo-Resistente De Estructuras En Bahareque* realizado por Mario Felipe Silva V. y Luis Felipe López M., se deduce un valor de esfuerzo admisible a tracción paralela.

$$MPa \text{ ADM } \sigma = 26.4$$

El cual es solo aplicable a las latas de guadua, en el caso de solicitar elementos de guadua rolliza a tracción, se debe concentrar el análisis en la unión.

11.1.3.2 Compresión paralela a la fibra

En caso de una columna ideal, en la cual la carga P se aplica en el centroide de la sección transversal y alineada con el eje longitudinal de la columna, siendo ésta recta y de un material que cumpla la Ley de Hooke, esta carga vertical se incrementa gradualmente y somete al elemento a tres estados de equilibrio:

- Estado estable de equilibrio, cuando P es pequeña y la columna experimenta solo compresión axial.
- Estado de equilibrio neutro, cuando P es igual a P CRÍTICA, donde una bajísima carga lateral F, producirá una deformación que se mantendrá cuando se retire F.

Estado de equilibrio inestable, cuando P es mayor que P CRÍTICA, y la columna colapsa por flexión a la menor perturbación. En un caso real, se producen deflexiones desde cuando se empieza a cargar; después que la columna elástica

empieza a pandearse, se requiere más carga para lograr deformarla. Como constructivamente las deflexiones evidentes son inaceptables, usualmente la carga crítica será la máxima capacidad de carga de una columna elástica en la práctica.

Cuando se somete a compresión una columna articulada, se presenta el caso fundamental de pandeo, una sola curvatura en toda su longitud, caso en el cual la carga crítica para una columna ideal es conocida como CARGA DE EULER en donde:

E = Módulo de elasticidad

I = Momento de Inercia

L = Longitud

La carga crítica es directamente proporcional a la rigidez del material y/o a secciones, con mayor momento de inercia. Por esta razón se puede afirmar que la guadua es buena para soportar compresión, ya que su sección transversal es un tubo, lo cual es la forma más efectiva de poner masa alejada del centroide, incrementando el momento de inercia, suponiendo que la sección es simétrica para cualquier eje.

12 MATERIALES COMPUESTOS BASADOS EN GUADUA ANGUSTIFOLIA REFORZADO CON RESINA POLIESTER Y PEGAMENTOS EPOXICOS

En el presente trabajo se utilizó bambú llamado Guadua Angustifolia Kunt de biotipo cebolla especie, proveniente de la Tebaida- Quindío. Esta región es especialmente favorable para la cosecha de guadua ya que está localizada en el triángulo del café “Quindío, Caldas, Risaralda” a una altitud de 1200 metros sobre el nivel del mar y la temperatura promedio es de 23 grados centígrados. Las fibras de guadua se extrajeron de varillones cortados durante la madurez de la planta, a los 4 años de edad. Antes de ser procesadas para la extracción de haces, las trozas de guadua tenían un diámetro externo de 4,5 cm a 10 cm, y el espesor de la pared del culmo era de 0,4 cm a 1,8 cm.

Junto con lo anterior hacemos uso de la resina Epóxica 6090. Esta resina con la cual hacemos el proceso de conglomerado se comercializa en el mercado como SISTEMA EPOXICO COLREPOX 6090 A / HY 956. El colerpox hace referencia al tipo de resina y la empresa que la despense, y la referencia 6090. HY 956 habla básicamente del tipo de catalizador con el cual reacciona la resina.

La tela de fibra de vidrio o lana de fibra de vidrio corresponde a una fibra de tipo mineral, que como reforzante genera un material compuesto de mejor resistencia a la tracción, son los refuerzos los que definen la mayor parte de las propiedades mecánicas de dicho material, para nuestro trabajo hicimos uso de una fibra de vidrio mayado de tipo inorgánico. La elevada resistencia de las fibras de vidrio es producto de los enlaces covalentes entre silicio y los radicales de oxígeno.

12.1 RESINA EPOXI 60/90

DESCRIPCIÓN GENERAL DE LA RESINA.

Es un sistema Epóxica formulado con productos de Vantico Inc., de baja viscosidad, alta resistencia mecánica, excelente compatibilidad con la fibra de vidrio y otros tipos de carga, baja contracción y alta estabilidad dimensional,

resistente a la humedad durante el proceso de curado. Dentro de las consultas realizadas, la resina epoxi se presenta en varios estados químicos según la utilidad a la que se pretenda llegar. Para nuestro trabajo utilizamos la siguiente resina con sus respectivas características:

A. APLICACIONES

a. Fabricación de placas modelo, moldes, prototipos y herramientas.

B. PROPIEDADES BÁSICAS

a. Apariencia: Líquido de color claro pálido

b. Densidad: 20°C (gr/ml) 1.1

c. Viscosidad: a 25 °C : 1250-1600 mPaS

d. Vida útil ShelfLife: a 10 – 30 grados centígrados (años) 5

e. Punto de inflamación Flash Point: 192 grados centígrados

C. FORMULACIÓN TÍPICA (peso en gramos)

a. Colrepox 6090 A 100

b. Endurecedor HY 956 20

D. CARACTERÍSTICAS CONGLOMERADO

a. Apariencia : Líquido amarillo

b. Viscosidad a 25 oC (mPaS) 1200-1400

c. Desmoldado después de (horas) a 25 oC 20-24

d. Mínimo tiempo de curado (horas) 24-36

E. CURADO

a. DENSIDAD (gr/cm³)

b. RESISTENCIA A LA FLEXION (Mpa) 270 - 300

c. MODULO DE ELASTICIDAD (Mpa) 17000 - 18000

d. RESISTENCIA AL IMPACTO Kj / m² 90 - 100

e. RESISTENCIA A LA TEMPERATURA (oC) 45 - 50

f. El proceso de Curado tarda 7 días a temperatura ambiente o 12 horas a 40 grados centígrados.

12.2 PROCESO DE MANUFACTURA

En este proceso se describe todos los pasos para obtener la chapilla de guadua, las características de la materia prima, el proceso en extracción de las fibras, las herramientas utilizadas, los pegamentos usados, técnicas para pegar las fibras y lograr las láminas de guadua.

12.3 PROCESOS DE EXTRACCIÓN DE LAS FIBRAS DE GUADUA.

Debido a que en el país no se comercializa con la guadua de manera laminar o mejor llamado chapa fue necesario extraer la fibra directamente trabajando los varillones hasta convertirlos en láminas de un grosor no superior a 1,8 mm ver el anexo 1. Para lograr esto trabajamos la guadua en un grado de maduración no superior a 6 años y que presenta un grado de humedad no menor al 2%, ya que un grado menor en el material hace que tenga un bajo rendimiento por estar seca. También el periodo de vida del material por ser de características naturales será más corto. Este proceso consiste en aplicarle formón, a un punto que el varillón adquiera una medida lo suficientemente delgada de tal modo que parezca chapilla que es de aproximadamente de un 1mm de grosor. Es de especificar que con el formón no es posible lograr esta medida. Por lo cual una vez logrado un espesor de 3 o 4mm de grosor con el formón, se procede con la pulidora lograr un espesor de 1.8mm.



Ilustración 47 Proceso de extracción de chapilla de guadua.

12.4 PREPARACIÓN DE LA GUADUA

El proceso de preparación de la guadua, después de haber sacado las chapillas consiste en unir las distintas láminas de guadua en sus lados con colbón de madera.

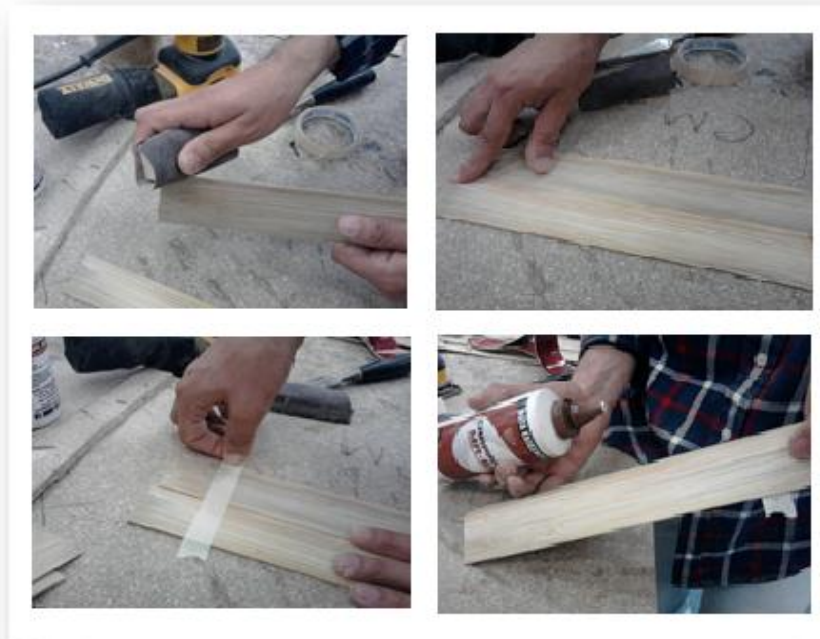


Ilustración 48 Proceso de pegado. Obtención de láminas de guadua

Esto con la finalidad de convertir cada uno de los varillones en una lámina de guadua lo suficientemente larga y sobretodo ancha para lograr las dimensiones de la prótesis de pie. Para este proceso es necesario dejar curar de uno o dos días.

12.5 CONGLOMERADO ENTRE LÁMINAS DE GUADUA, TELA DE FIBRA DE VIDRIO Y LA RESINA EPOXI.

Una vez obtenida la lámina de guadua se procede a pegar varias láminas con la resina y con el refuerzo de la fibra de vidrio, se pegan entre dos o tres láminas dependiendo la parte de la prótesis que se esté desarrollando. Son tres piezas que conforman el modelo de la prótesis, cada una lleva más o menos capas según la flexibilidad y resistencia que se deseen.

Este conglomerado entre capas, tela de vidrio y resina van a un molde que se describe en el presente trabajo. Estas láminas se prensan allí hasta que adquieran la forma que se desea.



Ilustración 49 Conglomerado de láminas de guadua

13 CRITERIOS DE PLASTICIDAD Y RUPTURA

Para realizar una óptima fabricación de prótesis, diseñamos un prototipo de manera virtual que incorpora todas las propiedades necesarias para poder plasmar una construcción de un modelo de forma clara. Así limitamos al máximo la utilización de materiales al establecer un mediador entre las necesidades de los usuarios y los parámetros de diseño establecidos.

Para obtener una estimación del movimiento del pie nos referimos a sistemas de medición desarrollados por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) y la tesis BIOMECÁNICA Y ESTUDIO DE PRESIONES EN EL PIE HUMANO de Sandra Marcela Escobar García de la Universidad Nacional de Colombia facultad de ingeniería del departamento de mecánica y mecatrónica capítulo número 4 técnicas de medición de parámetros de la marcha publicado el 15 de abril del 2004 Tecnologías de video digital y fotogrametría para el registro completo de posiciones, velocidades, aceleraciones y trayectorias del cuerpo humano para la valoración de prótesis, órtesis y para el análisis clínico de marcha humana, posiciones ergonómicas y de movimientos deportivos específicos (Kinescan). Videos y registros realizados mediante la utilización de herramientas de laboratorio de investigación. Estos sistemas son llamados también sistemas opto electrónicos, y se basan en la video fotogrametría.

Esto nos permitió recrear un movimiento real a través de diferentes parámetros biomecánicos del movimiento, ingresando velocidades tanto lineales como angulares y rasgos articulares, por medio de la simulación que nos ofrece el software SolidWork

Para la realización de los cálculos nos referimos al libro de Resistencia de Materiales – S. Timoshenko Vol. 2 Espasa Calpa 1957 capítulo 5 criterios de plasticidad y de ruptura en la Realización de ensayos de carácter destructivo en

probetas de madera para evaluar las propiedades estructurales de los materiales logrando obtener datos fiables.

La elasticidad la medimos dependiendo de los ensayos sobre las diferentes maderas y luego ingresamos los datos en el programa para brindar las condiciones del mundo real y asegurarnos de que la prótesis cumpla con las condiciones de plasticidad y verificar las posibles rupturas y fatiga que sufre el material antes de fabricarlo la rigidez se mide por el módulo de elasticidad. Que presentamos en el informe gráfico.

El análisis de las propiedades mecánicas que presenta el material realizamos ensayos de elasticidades básicas sobre la prótesis de manera virtual para determinar rápidamente los efectos de la fuerza y la presión, con el comportamiento del material bajo fuerzas aplicadas. Las propiedades mecánicas se expresan en términos de cantidades que son funciones del esfuerzo o de la deformación o ambas simultáneamente que generamos sobre la prótesis de esta manera realizamos un informe de manera gráfica sobre el comportamiento de la pieza.

Para determinar las propiedades mecánicas fundamentales realizamos un cálculo de la resistencia, la rigidez, la elasticidad, la plasticidad y la capacidad energética que puede tanto absorber como almacenar la prótesis además de la resistencia del material. Medimos el esfuerzo según el cual desarrolla alguna condición limitativa específica por la marcha. Las principales condiciones limitativas o criterios de falla son la terminación de la acción elástica y la ruptura. De esta manera la rigidez tiene que ver con la magnitud de la deformación que ocurre bajo la carga; dentro del rango del comportamiento elástico en la marcha.

La plasticidad se indica de azul a rojo presentando una gama de decoloración sobre la prótesis el color azul es el grado inferior y el rojo como el grado de ruptura. Por medio de esto medimos la capacidad del material para deformarse. Realizamos un video en donde se puede ver el funcionamiento de la prótesis y en donde se ve la decoloración antes mencionada (ver video 2).

Nombre de modelo: pie final sep 1bb
 Nombre de estudio: SimulationXpress Study
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Stress
 Escala de deformación: 3.54431

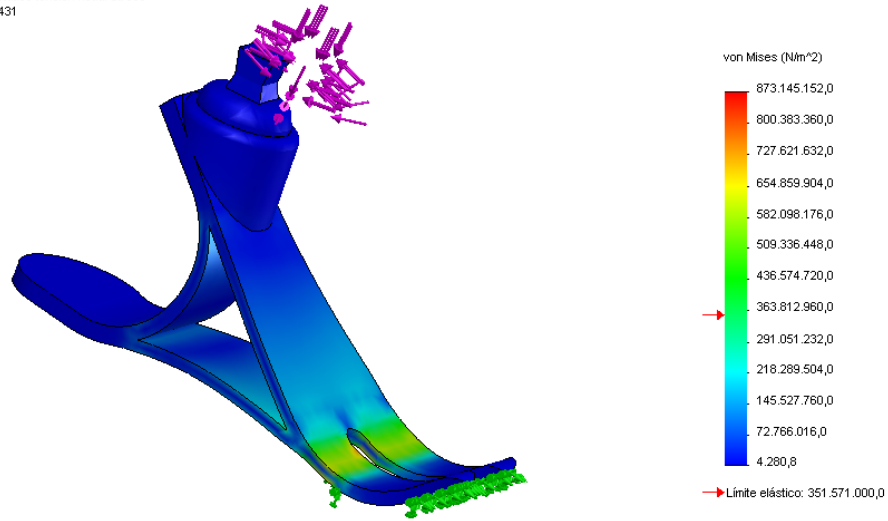


Ilustración 50 Elasticidad Von Mises simulación realizada en el programa SolidWorks

Nombre de modelo: pie final sep 1bb
 Nombre de estudio: SimulationXpress Study
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Displacement
 Escala de deformación: 3.54431

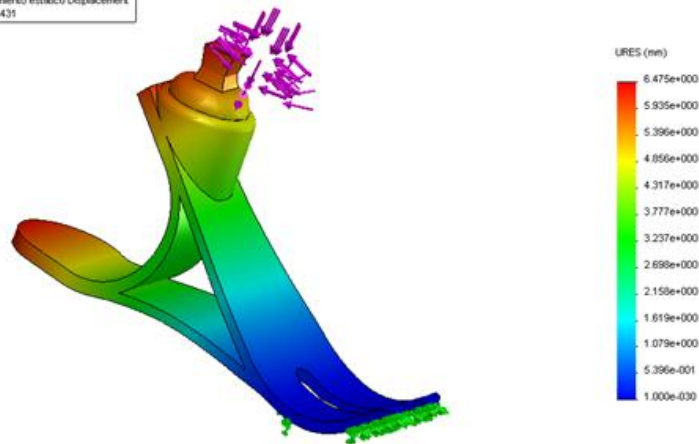


Ilustración 51 puntos de Ruptura del pie protésico simulación realizada en el programa SolidWorks

Al mirar este ensayo verificamos la capacidad de deformación en el rango elástico o plástico sin que se presente una ruptura.

Además de la tenacidad del material en este caso la guadua angustifolia y la resistencia, rigidez, y la capacidad para almacenar energía.

13.1 ENSAMBLE DEL PROTOTIPO

Esta parte del proceso es una de las más importantes, debido a que es la que integra las láminas de guadua, que conforman la prótesis. Se debe tener especial cuidado en la buena preparación de la resina, para evitar despegues, también se debe contar con las prensas que ayudan a adherir la mezcla.



Ilustración 52 ensamble de las tres piezas que conforman la prótesis.

13.2 MANUFACTURA ACOPLA TOBILLO

Este proceso corresponde a la fabricación del adaptador de la prótesis. Para este procedimiento nos valimos de la ayuda del servicio nacional de aprendizaje SENA en órtesis y prótesis, quienes muy amablemente nos regalaron el molde de un adaptador para tomar de éste las medidas. Luego procedimos a buscar una pieza en aluminio para llevarla al torno, fresado y finalmente al corte y adaptación a la prótesis.



Ilustración 53 proceso de fabricación del adaptador

14 PROTOTIPO FINAL



Ilustración 54 prototipo final

15 PRUEBA DE CARGA SOBRE EL PROTOTIPO

Esta prueba consiste en exponer nuestra prótesis terminada, a una prueba de carga estática. Para esto hicimos uso de la máquina de ensayos de la Universidad Francisco José de Caldas sede Facultad de Tecnología, lo que buscamos con esta prueba es comprobar la capacidad de resistencia que tiene la prótesis a cargas y poder cuantificar su resistencia de manera controlada, sin llegar a la precisa necesidad de romper o estropear la prótesis o alguna de sus partes.

15.1 CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO DE PRUEBA

Para la construcción del dispositivo de prueba, fue necesario hacer una adaptación a la máquina, para que en el momento de efectuar cargas sobre la prótesis, ésta se mantenga fija en una misma posición.



Ilustración 55 máquina de ensayo previa a su adaptación.

15.2 PRUEBA

Para el desarrollo de esta prueba la prótesis fue puesta de tal manera que la carga puntual de la máquina se ejerciera sobre el punto donde está ubicado el adaptador de la misma (ver ilustración 56).

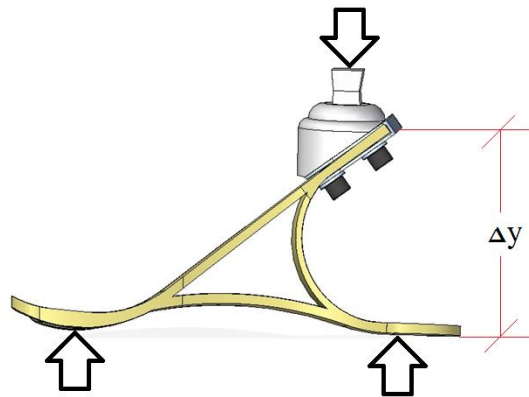


Ilustración 56 prótesis sometida a prueba de carga

La máquina de ensayo va ejerciendo presión sobre el adaptador, y la parte inferior de la prótesis queda presionada ejerciendo reacción. Para esta prueba la parte posterior de la prótesis es quien sufre mayor carga (compresión) donde Δy va mostrando la variación de la longitud a medida que se genera carga.

15.3 GRÁFICA.

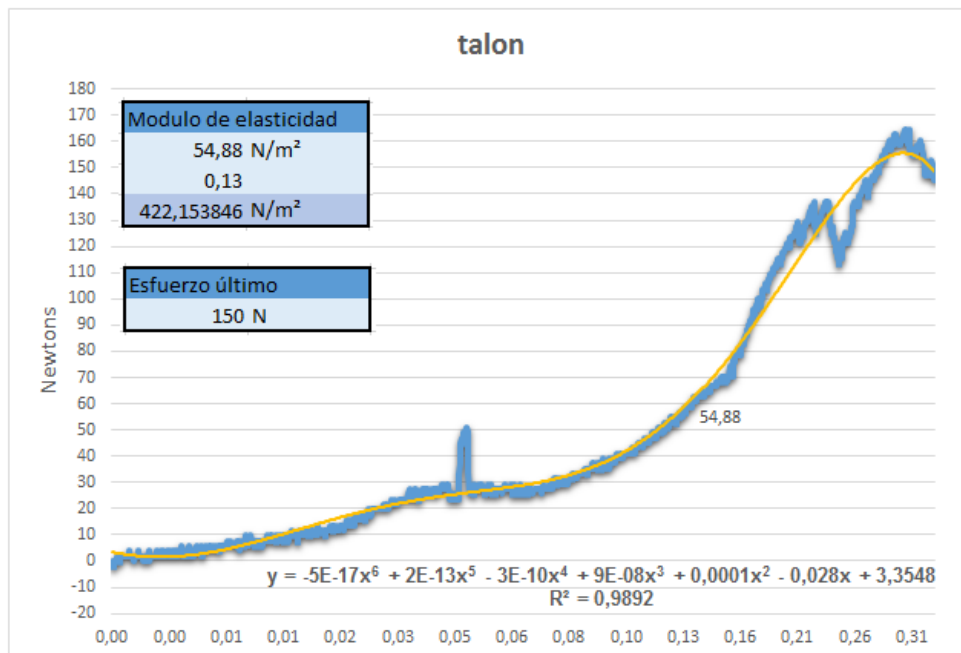


Ilustración 57 prueba de flexión aplicada al prototipo

16 ANÁLISIS DEL PROTOTIPO

De acuerdo con los resultados arrojados por la máquina de ensayos, logramos comprobar:

- la prótesis no presentó problemas de despegue a causa de posible cristalización de la resina Epóxica, demostrando que hubo un buen adherimiento, para nosotros esto es importante, ya que la durabilidad de la prótesis no solamente depende del material con el que fue construida, sino que por las características en el diseño se debían unir varias piezas que conformaran la prótesis, y estas uniones por ningún motivo deben de separarse.
- la región del talón alcanzo una deformación de 6 centímetros, evidenciando un exceso en la flexión, el cual podemos controlar adicionándole láminas de guadua conglomeradas con resina.
- La parte del talón alcanzo a soportar 16 Kilogramos de peso sin llegar a romperse. Esta región al ser reforzada aumenta el rango de peso a soportar según la necesidad específica de cada paciente.
- La capacidad del material para recuperar su forma original sin romperse. Siendo este uno de los aspectos más positivos de esta prueba, ya que el material se deforma seis centímetros y nunca se rompió en su totalidad. Una vez terminada la carga el material vuelve a su estado original (véase anexo Ensayo Prueba en el Talón (video 0029.mp4)). La memoria de forma es un aspecto muy importante en las pretensiones de este trabajo, ya que la prótesis debe estar sometida a cargas de flexión donde debe deformarse y nuevamente recuperar su geometría original. para devolver la energía acumulada.

- En esta prueba se logra corroborar la capacidad del material para recuperar su forma original, podemos mostrar que efectivamente se desarrolla un pie dinámico capaz de retornar la energía acumulada por el peso del paciente durante el periodo de apoyo (energía potencial) y retornarla como energía cinética cuando el paciente nuevamente levanta el pie en el periodo de balanceo durante la marcha. Si el material no hubiese cumplido con tener la suficiente memoria de forma, sería imposible para nosotros desarrollar una prótesis dinámica.
- La resistencia del material fue otra de las características más destacadas durante esta prueba, ya que la probeta que simulaba el talón, al igual que las anteriores probetas, mostraron una excelente resistencia a las cargas de flexión. Esta probeta no fue fracturada en su totalidad, ya que fue por causa de la flexión excesiva que no se pudo ejercer mayor carga sobre esta región. Y al aumentar la cantidad de láminas unidas con resina se logra aumentar proporcionalmente la capacidad de resistencia en el material, y por ende en la prótesis.
- El peso del talón y del conjunto. Otra característica importante que merece ser destacada, es el peso de la prótesis, ya que este es muy reducido. Y en caso de necesitar aumentar la cantidad de láminas para obtener una mayor resistencia en el material, el peso de la prótesis no le significaría al paciente algún tipo de problema motriz o fatiga por peso.

16.1 CONCEPTO DE EVALUACIÓN EMITIDO POR EL EXPERTO

Las siguientes apreciaciones fueron hechas en una cita que se logró concretar después de varias visitas, por el especialista de prótesis y ortopedia del Hospital Militar, quien tiene una gran experiencia y cualificación académica sobre órtesis. En la cita logramos llevarle un modelo moderadamente terminado, junto con su respectivo adaptador. Logrando que el especialista tuviera una visión más general sobre la prótesis que desarrollamos.

Una primera apreciación por parte de él fue la advertencia que este tipo de elementos son clínicos y por ende deben de estar bajo la supervisión del ICONTEC donde los agentes que componen la prótesis sean debidamente higiénicos según ministerio de salud⁵⁵

Sus apreciaciones fueron las siguientes:

2 de octubre de 2013 07:13 respuesta del ortopeda comunicando:

Un médico cuando prescribe un componente protésico tiene en cuenta principalmente el nivel de actividad del paciente y que elementos disponibles cumplen con los requerimientos para adaptarse en sus funciones.

En cuanto al diseño del pie encuentro lo siguiente:

Por el perfil del pie, es decirse su altura, considero que no le serviría a pacientes con muñones largos, pues se requiere de espacio para poder incluir los adaptadores y si es el caso la lanzadera, por lo tanto su uso estaría restringido a muñones mínimo de tercio medio de la pierna.

El diseño intenta incluir por tener la división anterior cierta posibilidad de adaptación a terrenos irregulares, también veo que la lámina inferior tiene cierta longevidad la cual permitiría que funcionara como una hoja de resorte invertida,

⁵⁵ MINISTERIO DE SALUD, protección social
(<http://www.minsalud.gov.co/Normatividad/Resoluci%C3%B3n%201441%20de%202013.PDF>).

esto transferido a biomecánica estaría permitiendo su deformación almacenando energía potencial y luego liberándola en el despegue y fase de balanceo.

La adaptación o su efecto sobre la rodilla dependerá mucho de la alineación, pero también se influencia la rodilla si hay una deformación excesiva en el contacto inicial de la lámina posterior del pie.

Es un pie realmente liviano si se compara con un pie SACH e inclusive con pies en fibra de carbono.

La guadua como material me genera una duda importante y es la exposición a ambientes húmedos o al agua directamente, pues al ser un material orgánico podría presentar descomposición.

Otra duda que me genera es la durabilidad y la resistencia del material, si tolera el peso adecuadamente de un adulto promedio, pues debe generar seguridad y durabilidad para tener una opción real de aplicabilidad.

Bueno espero que estos comentarios les sirvan, y quiero felicitarlos por la dedicación y creatividad de su proyecto.

Miguel Ángel Gutiérrez R

Especialista Medicina Física y Rehabilitación.

Primero que nada debemos nuestro agradecimiento al especialista Miguel Ángel Gutiérrez, por su incondicional ayuda para con nuestro trabajo, aun teniendo en cuenta que las directrices y entes administrativos del hospital militar nos negaran una intervención debidamente formalizada por cuestiones de convenio entre el hospital y la universidad.

17 CONCLUSIONES

- Se planteó como propósito que el diseño de este prototipo fuera desarrollado para permitir la facilidad de fabricación de la misma, de esta manera conseguimos construir un prototipo utilizando herramientas manuales con el fin de facilitar el proceso de construcción de una prótesis con características dinámicas de las prótesis tipo K3, Podemos dar una pauta que muestra las posibilidad al alcanzar por medio de un proceso artesanal, abrir horizontes que dan una visión más amplia sobre materias primas que se encuentran en nuestro país y no se están aprovechando en plenitud.
- El estudio biomecánico, los análisis del ciclo de la marcha, la función de las diversas articulaciones y todos los componentes anatómicos que se encuentran inmersos en el pie humano, junto con los materiales y procesos de manufactura propuestos. Genera parámetros para entender y desarrollar el diseño de prótesis, otorgando las bases y conocimientos básicos para enfrentar trabajos futuros en el campo de alfabetización tecnológica en lugares del mundo donde se encuentre el bambú o la guadua.
- El pie protésico desarrollado a lo largo del proyecto, es el primer prototipo funcional construido con resina Epóxica, reforzada con fibras naturales (Guadua, Bambú) en el mundo configurando un material compuesto. Desarrollo que representa una aportación importante en el desarrollo protésico en Colombia, orientado hacia el desarrollo de materiales alternativos. Partidarios que buscan no dañar el medio ambiente y que dejan una contribución importante para ayudar a las personas que han sufrido al perder alguna de sus extremidades inferiores. Estos aportes tanto a nivel escolar como investigativo enriquecen el sentido social del compromiso que tenemos como futuros diseñadores y educadores.
- El uso de la guadua angustifolia conglomerada con resina epoxica, como material alternativo mostró que es un elemento muy liviano y altamente resistente.

Estos aspectos son muy importantes para seguir investigando el material, y abrir la posibilidad de su aplicación hacia otros campos.

- Con la realización de las pruebas a los materiales logrados, tanto del compuesto como de los materiales por separado, se logra evidenciar con datos reales, como al integrar más capas de guadua, se consigue una buena respuesta del material en relación al peso de la persona, con el fin de lograr el grado de rigidez y flexibilidad que cada paciente según sus características necesita. El material tiene un módulo de elasticidad de 330000 N/m². lo que lo hace muy elástico, a la hora de acumular energía y retornarla. Capaz de soportar la carga y permitir un retorno de energía en la marcha.
- Por las características de la guadua, la relación resistencia - peso se puede configurar de una manera sencilla ya que el material permite añadir más laminas una vez este ya haya sido construido. Ésta cualidad del materia resulta apropiada a las necesidades biomecánicas que requiera cada paciente.
- Se desarrolló un material aglomerado, basado en la guadua angustifolia que presenta características similares a la fibra de carbono y su costo es mucho **más bajo**. La implementación de materiales alternativos en prótesis como el propuesto en el presente trabajo son una opción para personas que no cuentan con los recursos económicos, que requieren de un pie dinámico por sus condiciones laborales y de uso cotidiano.
- Este prototipo es un material que permite articular y desarrollar tareas y actividades de aprendizaje en cuanto al manejo de la guadua y su utilización en el contexto de nuestra cultura. Mostrando diversas formas de emplear dicho material, su implementación en la industria, estudiar su comportamiento con diversos tipos de conglomerados. Posibilitando desarrollo científico y tecnológico en el uso e implementación de la Guadua.

18 RECOMENDACIONES

- Son muchos los problemas que podemos resolver basados en diseños sencillos que incorporen las necesidades no atendidas de las personas. Debemos, por ello, revisar nuestros métodos de intervención y nuestras pautas de conducta para adoptar los enfoques y diseñar artefactos y estrategias más adecuadas para conseguir avances significativos en la lucha por la inclusión de las personas con discapacidad, una lucha que, en definitiva, se libra en defensa de la diversidad humana, y que está consiguiendo abrir caminos para combatir la exclusión.
- La realidad de diseñador es el valor del diseño para dar solución a problemas reales de la gente. Más allá de su utilidad para enriquecer de forma temporal a unos pocos, el diseño puede y debe contribuir al bien común y al desarrollo humano
- A un que en el país no hay una máquina que pueda determinar el funcionamiento de este prototipo nos vemos obligados a desarrollar otro tipo de alternativas que nos brinde un estimada acerca del funcionamiento de la misma, es decir colocamos diferentes cargas sobre el prototipo de manera repetitiva simulando el movimiento del pie para ver el comportamiento del mismo y si retorna o no la energía en la marcha.
- Se debe cortar el culmo de la guadua con un grado de humedad entre 4 y 5 grados para facilitar la maleabilidad de la misma.
- Los moldes con que se construyeron las prensar fueron construidos con madera reciclada
- La guadua presta un sin número de servicios ambientales. El proyecto “Cualificación del efecto sumidero de carbono de la Guadua *Angustifolia* Kunth” realizado por el Centro Nacional de Investigaciones del Café-CENICAFÉ-

determinó una capacidad de 54 toneladas de dióxido de carbono por hectárea en 6 años (9 Ton./Ha./año). Lo anterior revela el potencial de la guadua como captadora del dióxido de carbono atmosférico, información fundamental y necesaria para ingresar al sistema internacional de comercio de derechos de emisión, lo cual traerá beneficios adicionales para los inversionistas y agricultores que la cultiven y siembren.

- Se tiene una escasa valoración y divulgación de los usos alternativos de la guadua, así como los beneficios y costos ambientales, lo cual es necesario para llevar a cabo programas de repoblación y reforestación en Colombia

19 BIBLIOGRAFIA

- [1] extraído de la página <http://malcolmallison.lamula.pe/category/general/page/2>
- [2] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007):. 1114; Esta cita se localiza en muchos lugares, pero no pude ubicar el lugar donde la historia es en el libro de texto. El libro se puede encontrar traducido en Inglés en la siguiente página web: <http://www.sacred-texts.com/hin/rigveda/>.
- [3] A. Bennett Wilson Jr., prótesis de extremidades, 6 ed. (Nueva York: Publicaciones Domos, 1989).
- [4] "Una historia de la prótesis y la cirugía de amputación," Outon a Limb, <http://www.kahutek.co.uk/puk/page.asp?page=103> (consultado en marzo 15, 2009).
- [5] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007): 1117.
- [6] Oliver Gutfleisch ", patas de palo y miembros biónicos: el desarrollo de Prótesis de Menores," ScienceReviewsinterdisciplinary 28, (2003): 140.
- [6] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007): 1117.
- [7] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007): 1117.
- [8] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007): 1117.
- [9] A. Bennett Wilson Jr., prótesis de extremidades, 6 ed. Domos de Publicaciones (1989, Nueva York),
- [10] J. Allen Thurston, "Pare y Prótesis: La historia temprana de Miembros Artificiales", ANZ Journal of Surgery 77, (2007): 1117.
- [11] A. Bennett Wilson Jr., prótesis de extremidades, 6 ed. Domos de Publicaciones (1989, Nueva York),

[12] "Una historia de la prótesis y la cirugía de amputación," Outon a Limb, <http://www.kahutek.co.uk/puk/page.asp?page=103> (consultado en marzo 15, 2009).

[13] "justificación pedagógica" Referenciado de **UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID** trabajo de grado de Dimas Carrasco Bellido David Carrasco Bellido APRENDIZAJE MOTOR.
<http://www.futbolcarrasco.com/apartados/inef/3curso/pdf/6.pdf>

[14] Minas Terrestres y Municiones Cluster Monitor es una iniciativa que proporciona la investigación para la Campaña Internacional para la Prohibición de las Minas Terrestres (ICBL) y la Coalición de las Municiones de Racimo (CMC). Es el régimen de facto de seguimiento de la Convención de Ottawa y la Convención sobre Municiones en Racimo .

El Monitor es un programa de la sociedad civil con sede en proporcionar investigación y el seguimiento de los progresos realizados en la eliminación de las minas terrestres, las municiones en racimo y otros restos explosivos de guerra.

<http://www.the-monitor.org/index.php/LM/The-Issues/FAQs>

<http://www.accioncontraminas.gov.co/Situacion/Paginas/SituacionVictimasMinasAntipersonal.aspx>

<http://www.oandp.com/news/jmcorner/library/protesica/LLP-02.pdf>

<http://www.uv.es/mpisea/5f54656d615f365f5072c3b37465736973.pdf>

<http://todofisioterapia.wordpress.com/2013/01/30/control-de-motor-y-fisioterapia/>

<http://books.google.com.co/books?id=TrSpG4vmJEC&pg=PA77&lpg=PA77&dq=ciclo+de+la+marcha+kapandji&source=bl&ots=N4rHQvUrts&sig=hXqDiPTiE81H8Y0cfJyhr1LvLz8&hl=es->

[419&sa=X&ei=EBS6UaSXCpKa9QSC1oCoBg&ved=0CDMQ6AEwAQ#v=onepage&q&f=false](http://books.google.com.co/books?id=TrSpG4vmJEC&pg=PA77&lpg=PA77&dq=ciclo+de+la+marcha+kapandji&source=bl&ots=N4rHQvUrts&sig=hXqDiPTiE81H8Y0cfJyhr1LvLz8&hl=es-419&sa=X&ei=EBS6UaSXCpKa9QSC1oCoBg&ved=0CDMQ6AEwAQ#v=onepage&q&f=false)

Extracción y caracterización mecánica de las fibras de bambú (*Guadua angustifolia*) para su uso potencial como refuerzo de materiales compuestos

Presentada a la Universidad de los Andes, para optar por el título de Magíster en Ingeniería, Enero de 2010

Elaborada por: Martin Estrada Mejía

http://www.docentes.unal.edu.co/mestradam/docs/tesisMEM_maestria.pdf

FIBRA DE GUADUA COMO REFUERZO DE MATRICES POLIMÉRICAS.

Universidad Nacional de Colombia Sede Manizales, Departamento de Ingeniería Química. acuellarb@unal.edu.co