

Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas Físicas y  
Naturales  
Ingeniería Biomédica

## Proyecto Integrador

# Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con diabetes



Alumnos:

Guglielmone, Nicolás  
Matrícula: 36.428.982

Noya, Facundo Jesús Daián  
Matrícula: 37.545.309

Asesor 1:

Beltramone, Diego Antonio

Asesor 2:

Cragolini, Alejandro Daniel

Asesor 3:

Gigli, Juan Pablo



Ingeniería  
Biomédica

Córdoba, diciembre de 2016



# Agradecimientos

*Al Ingeniero Diego Beltramone por su compromiso, entusiasmo y por inculcarnos valores profesionales y humanos.*

*A Alejandro Cragolini por su visión y por abrirnos las puertas de su espacio para realizar este proyecto.*

*Al Bioingeniero Juan Pablo Gigli por transmitirnos su experiencia, asesoramiento y dedicación desinteresada.*

*A Federico Vera por su generosidad y disposición para con nosotros.*

*A la Doctora Marcela Mías por habernos orientado en la problemática del paciente diabético.*

*A nuestra familia por su apoyo incondicional en este proceso de formación con su incentivo, su amor, sacrificio y enseñanzas invaluable.*

*A nuestros amigos por estar siempre, por los mates compartidos, materias estudiadas, noches disfrutadas y palabras de aliento.*

*Y a todos aquellos que formaron parte de esta experiencia.*

*Infinitamente Gracias.*



*En memoria de Justo Ramón “Cucho” Noya,*

*Padre, mentor y amigo*

*Que tu luz me guie por siempre*

*Te extraño, te quiero.*

*Facu*



# Resumen

En los últimos 36 años el número de personas que padecen diabetes aumento de 108 a 422 millones. A su vez se espera que para el 2030 esta enfermedad sea la séptima causa de muerte a nivel mundial. Uno de las grandes consecuencias de esta enfermedad es el pie diabético. Del total de las personas que sufren esta patología el 25% tienen riesgo de padecer úlceras en la planta del pie debido a presiones excesivas a lo largo de su vida. Esta lesión es la principal causa de amputación no traumática.

El objetivo de este proyecto integrador es construir un prototipo de plantilla, capaz de medir presiones plantares en pacientes que padecen diabetes a lo largo del día para así evitar la formación de dichas úlceras. Una vez obtenidos los datos por parte de la electrónica son enviados mediante Bluetooth al celular, el cual funciona como vínculo entre el usuario y el médico. A su vez la aplicación móvil tiene la capacidad de alertar al paciente sobre posibles presiones anormales que puedan causarle cualquier tipo de daño a nivel plantar.

Para la construcción de este prototipo se utilizó la tecnología de impresión 3D. El motivo de esta elección se debe a las prestaciones que ofrece este tipo de modelo de fabricación digital, tales como la terminación casi profesional que con otras técnicas sería imposible alcanzar o de costos muy elevados, el previo conocimiento de este método y el nivel de personalización que una impresora 3D puede obtener, adaptándose a las necesidades requeridas.

Como resultado final se obtuvo un prototipo totalmente funcional, similar a una plantilla de uso cotidiano, capaz de medir las presiones en 21 puntos de la planta del pie y enviar estos datos mediante conexión inalámbrica.

# Contenido

Agradecimientos.....	2
Resumen.....	6
Contenido.....	7
Índice de Ilustraciones.....	10
Índice de Tablas.....	15
Introducción.....	16
Objetivos.....	17
Objetivos Generales.....	17
Objetivos Específicos.....	17
MARCO TEÓRICO.....	18
Capítulo 1: Diabetes Mellitus.....	18
Clasificación.....	20
Insulina.....	21
Capítulo 2: El pie.....	27
Huesos.....	27
Articulaciones.....	29
Músculos.....	30
Vascularización.....	33
Inervación.....	34
Piel.....	35
Biomecánica del pie.....	36
Capítulo 3: Pie diabético.....	45
Etiología.....	45
Identificación y prevención de pacientes con riesgo.....	48
Úlcera neuropática.....	51
Úlcera Neuroisquémica.....	54
Úlcera Isquémica.....	54
Abordaje del pie diabético.....	55
DESARROLLO.....	62
Capítulo 4: Impresión 3D.....	62



Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con  
Diabetes

Tecnologías .....	62
Ventajas de la impresión 3D.....	65
Impresora utilizada .....	65
Extrusor .....	66
Importancia de la altura del extrusor.....	76
Capítulo 5: Plataforma de impresión y su nivelado .....	80
Nivelación manual por 4 puntos.....	80
Reloj Comparador.....	81
Sensor de proximidad inductivo.....	85
Calibración plataforma.....	88
Firmware.....	92
Capítulo 6: Tecnología para circuitos flexibles.....	99
Planchas de cobre flexible: Pyralux- Kapton .....	100
Tinta conductiva.....	101
Capítulo 7: Sensores y transductores .....	107
Terminologías de funcionamiento.....	107
Clasificación de sensores según la energía .....	108
Tipos de sensores de presión.....	108
Sensores resistivos.....	113
Plantilla instrumentada .....	116
Capítulo 8: Impresión de la plantilla .....	118
Software para diseño e impresión de plantilla .....	118
Patrones de relleno.....	126
Fabricación de plantillas .....	131
Poliuretano termoplástico .....	134
Capítulo 9: Lectura y envío de datos .....	137
Placa Interfaz.....	144
Reducción de consumos .....	147
Capítulo 10: Aplicación para el celular y software para computadora.....	154
Aplicación para el celular .....	154
Software para PC .....	158
Sistema completo .....	161
Capítulo 11: Normativas.....	162

Importancia de la normativa .....	162
ISO 13485:2003. Dispositivos médicos — Sistema de gestión de la calidad — Requisitos para propósitos regulatorios. ....	163
IEC 6236:2007. Dispositivos médicos- Aplicación de la ingeniería de la usabilidad en dispositivos médicos. ....	165
ISO 14971:2007. Dispositivos médicos- Aplicación del análisis de riesgo en dispositivos médicos.....	165
IEC 60086-4:2003 – Seguridad de baterías primarias.....	166
Normativas específicas de plantillas.....	167
Capítulo 12: Evaluación económica del proyecto .....	172
Competencia .....	173
Conclusiones parciales.....	176
Capítulo 13: Ebers .....	178
Prestaciones.....	180
Conclusiones.....	182
Complicaciones.....	182
Mejoras a futuro .....	183
Bibliografía y Referencias .....	185
Anexos .....	189
Anexo N° 1: Lectura sensores según morfología .....	190
Anexo N°2: Lectura de sensores según distancia.....	192
Anexo N°3: Lectura sensor según divisor resistivo .....	194
Anexo N°4: Lectura sensores plantilla instrumentada.....	195

## Índice de Ilustraciones

Ilustración 1: Situación anatómica y divisiones del Páncreas .....	19
Ilustración 2: Clasificación de la Diabetes según la ADA.....	21
Ilustración 3: Vista microscópica de los polipéptidos secretados por el Páncreas utilizando teñidos por procesos inmunohistoquímicos .....	22
Ilustración 4: Acciones principales de la insulina .....	23
Ilustración 5: Efectos de la insulina en diversos tejidos .....	24
Ilustración 6: Receptores de Insulina.....	25
Ilustración 7: Huesos del pie.....	28
Ilustración 8: Músculos del pie.....	33
Ilustración 9: Vascularización del pie.....	34
Ilustración 10: Inervación de la planta del pie.....	35
Ilustración 11: Capas de piel de la planta del pie.....	36
Ilustración 12: Distribución de pesos en superficies del pie.....	39
Ilustración 13: Dirección de fuerza transversal (arriba) y fuerzas anteroposterior (abajo) .....	40
Ilustración 14: Estudio estático de la huella plantar .....	40
Ilustración 15: Pie normal. Disposición de la bóveda plantar. ....	41
Ilustración 16: Ciclo de la marcha.....	43
Ilustración 17: Gráfico de distribución de fuerzas de la marcha humana.....	43
Ilustración 18: Pie en garra .....	47
Ilustración 19: Hallux valgus .....	47
Ilustración 20: Exploración de los pies con monofilamento de 10g.....	49
Ilustración 21: Esquematación de los procesos a llevar a cabo para el tratamiento del pie diabético.....	51
Ilustración 22: Úlceras neuropáticas.....	52
Ilustración 23: Corte histológico realizado en una úlcera neuropática ...	53
Ilustración 24: Úlcera neuroisquémica.....	54
Ilustración 25: Úlcera isquémica .....	55
Ilustración 26: Plataforma de presión .....	55
Ilustración 27: Fieltro adhesivo .....	57
Ilustración 28: Calzado de descarga.....	57
Ilustración 29: Férula inmovilizadora de descarga prefabricada .....	58
Ilustración 30: Férula supramaleolar.....	59
Ilustración 31: Órtesis de silicona .....	60
Ilustración 32: Características de un calzado apropiado .....	61
Ilustración 33: Principio de funcionamiento por adición de polímeros ...	63
Ilustración 34: Principio de funcionamiento impresora 3D SLA .....	64
Ilustración 35: Principio de funcionamiento tecnología SLS .....	64
Ilustración 36: Impresora Prusa i3 utilizada Extrusor de pasta sin retracción.....	66
Ilustración 37: Extrusor impresora 3D.....	67

Ilustración 38: Extrusor de pasta sin retracción .....	68
Ilustración 39: Componentes del extrusor de pasta sin retracción.....	69
Ilustración 40: Pieza que empuja el émbolo para que se produzca la extrusión.....	70
Ilustración 41: Modelado 3D de primera pieza impresa del extrusor .....	71
Ilustración 42: Primera pieza impresa del extrusor con retracción.....	71
Ilustración 43: Soporte inferior para émbolo .....	72
Ilustración 44: Carro del extrusor de pasta con retracción.....	72
Ilustración 45: Tercera y última pieza impresa del extrusor de pasta con retracción.....	73
Ilustración 46: Extrusor de pasta con retracción .....	74
Ilustración 47: Antidump del motor .....	75
Ilustración 48: Pololu A4900 (Izquierda) y Pololu DRV8825 (Derecha) .	75
Ilustración 49: Comportamiento de la impresión respecto a la altura del pico.....	76
Ilustración 50: Partes de una aguja hipodérmica .....	77
Ilustración 51: Adaptaciones del torno .....	78
Ilustración 52: Minitorno marca Dremel® con pieza adaptada.....	78
Ilustración 53: Cortes de agujas obtenidos .....	79
Ilustración 54: A la izquierda pico de extrusión cerca de la cama, en el medio impresión con un pico lejos de la plataforma de impresión, a la derecha situación ideal.....	80
Ilustración 55: Tornillo con resortes .....	81
Ilustración 56: Principio de funcionamiento de un dial comparador .....	82
Ilustración 57: Dial comparador .....	83
Ilustración 58: Movimiento del reloj comparador en superficies inclinadas .....	84
Ilustración 59: Sensor inductivo utilizado .....	85
Ilustración 60: Principio de funcionamiento del sensor inductivo .....	86
Ilustración 61: Diferencia entre sensor blindado y no blindado.....	86
Ilustración 62: Sensor detectando la plataforma de impresión .....	87
Ilustración 63: Esquema de conexión de sensor inductivo a RAMPS....	88
Ilustración 64: Plataforma de acero, vista superior .....	89
Ilustración 65: Plataforma de acero, vista lateral .....	90
Ilustración 66: Plataforma de acero, vista anterior con un vidrio en su parte superior .....	90
Ilustración 67: Modelado 3D de la plataforma final .....	91
Ilustración 68: Arquitectura de una computadora .....	92
Ilustración 69: Logo del firmware Marlin .....	93
Ilustración 70: Logo de Repetier .....	94
Ilustración 71: Parámetros y posiciones de componentes para el auto Leveling.....	95
Ilustración 72: Ejemplos de offset y posiciones .....	95

Ilustración 73: BED_LEVELING_METHOD 0 .....	96
Ilustración 74: BED_LEVELING_METHOD 1 .....	96
Ilustración 75: BED_LEVELING_METHOD 2 .....	97
Ilustración 76: Diferencias en la malla respecto a la cantidad de puntos de la grilla .....	97
Ilustración 77: Mapa de color- Repetier .....	98
Ilustración 78: Ejemplo de circuito flexible .....	99
Ilustración 79: Capas placa flexible .....	100
Ilustración 80: Vista microscópica de nanopartículas de plata con un diámetro de (visto de izquierda a derecha) 20nm, 60nm y 100 nm.....	102
Ilustración 81: Sistema Inkjet (o chorro de tinta).....	103
Ilustración 82: Pintura conductora a base de plata (izquierda) y el solvente con el que viene la misma (derecha).....	104
Ilustración 83: Pintura de grafito en su empaque.....	105
Ilustración 84: Tubo Bourdon.....	109
Ilustración 85: Tubo en espiral.....	109
Ilustración 86: Tubo diafragma .....	110
Ilustración 87: Presostato .....	110
Ilustración 88: Principio de funcionamiento de un sensor capacitivo ...	111
Ilustración 89: Principio de funcionamiento sensor piezoeléctrico .....	111
Ilustración 90: Sensor magnético de inductancia variable .....	112
Ilustración 91: Galgas extensiométricas o strain gauges.....	112
Ilustración 92: Capas de un sensor resistivo .....	114
Ilustración 93: Diagrama de divisor de tensión o divisor resistivo .....	115
Ilustración 94: A la izquierda zona de ruptura, a la derecha zona de saturación.....	115
Ilustración 95: Sensores FSR con método de peines .....	117
Ilustración 96: Capas sensor FSR con método de grilla .....	118
Ilustración 119: Construcción de plantillas en Autodesk.....	119
Ilustración 120: Logo de GenSole.....	119
Ilustración 121: Menú de usuario GenSole .....	121
Ilustración 122: Parámetros del pie que fueron medidos .....	122
Ilustración 123: Mediciones ingresadas a la plataforma .....	122
Ilustración 124: Vista previa del software donde se importó un escaneo 3D de un pie .....	123
Ilustración 125: Plantilla personalizada a partir de un escaneo 3D.....	124
Ilustración 126: Mapa de colores de zonas de mayor presión con menú de edición de densidad .....	125
Ilustración 127: Plantilla en proceso de impresión.....	126
Ilustración 128: Escala de densidad de rellenos.....	126
Ilustración 129: Patrones de relleno .....	128
Ilustración 130: Probetas con patrones de rellenos diferentes .....	129
Ilustración 131: Importancia densidad de relleno.....	130

Ilustración 132: Plantillas hechas con etilvinilacetato .....	132
Ilustración 133: Proceso de fabricación de plantillas por medio de CNC .....	133
.....	133
Ilustración 134: Plantillas impresas en 3D .....	133
Ilustración 135: Composición química poliuretano termoplástico .....	134
Ilustración 136: Arduino ProMini .....	138
Ilustración 137: Diferencia entre dispositivos Bluetooth Maestros y Esclavos .....	141
Ilustración 138: Esquema módulo Bluetooth Arduino .....	142
Ilustración 139: Módulos Bluetooth para Arduino .....	143
Ilustración 140: Esquema de conexión Módulo Bluetooth- Arduino.....	143
Ilustración 141: Tabla con comandos Módulo Bluetooth.....	144
Ilustración 142: Modelado placa interfaz.....	145
Ilustración 143: De izquierda a derecha. Modulo Bluetooth, placa interfaz, Arduino Pro Mini.....	146
Ilustración 144: Vista superior de la electrónica.....	146
Ilustración 145: Vista lateral.....	146
Ilustración 146: Modelo 3D de la electrónica .....	147
Ilustración 147: Batería LiPo de 3,7 V y 180 mAh .....	148
Ilustración 148: Gráfico de Máxima Frecuencia Vs. Voltaje de alimentación .....	149
.....	149
Ilustración 149: Curva de Voltaje de alimentación Vs. Corriente .....	149
Ilustración 150: Frecuencia Vs. Corriente de alimentación .....	150
Ilustración 151: Led de alimentación de la placa Arduino .....	151
Ilustración 152: Consumos placa Arduino ProMini .....	152
Ilustración 153: Logotipo de App Inventor.....	155
Ilustración 154: Bloques de App Inventor .....	156
Ilustración 155: Interfaz de diseño, App Inventor.....	157
Ilustración 156: Pantalla de la aplicación móvil.....	158
Ilustración 157: Icono de aplicación móvil.....	158
Ilustración 158: Interfaz software PC .....	160
Ilustración 159: Diagrama en bloques del sistema completo .....	161
Ilustración 160: F-Scan de TekScan®: .....	173
Ilustración 161: Conexión F-Scan y dispositivo de lectura de datos: ...	174
Ilustración 162: Vista superior Moticon OpenGo.....	174
Ilustración 163: Vista lateral de Moticon OpenGo.....	175
Ilustración 164: Biofoot/IBV®.....	176
Ilustración 165: Logotipo y eslogan de Ebers .....	178
Ilustración 166: Modelado tridimensional del prototipo de la plantilla ..	179
Ilustración 167: Capas del prototipo de la plantilla.....	179
Ilustración 168: Esquematización de la primera función .....	180
Ilustración 169: Esquematización de la segunda función .....	181



# Índice de Tablas

Tabla 1: Presiones en sectores del pie .....	44
Tabla 2: Sistema de clasificación de riesgos .....	50
Tabla 3: Comparación entre pintura conductiva a base de plata y de grafito. ....	106
Tabla 4: Especificaciones técnicas Arduino ProMini.....	139
Tabla 5: Evaluación económica .....	172



## Introducción

La diabetes es una enfermedad crónica que se ha vuelto una epidemia global con complicaciones en los pies que incluyen, entre otras, la infección de los mismos. Las úlceras en los pies de los individuos que padecen esta patología son extensivas y se estima que afecta al 25% de los pacientes durante toda su vida, debido a la neuropatía y a la potencial existencia de una enfermedad vascular. Las infecciones en los pies ulcerados en estas personas son las principales causas de morbilidad, incluyendo una calidad de vida reducida en el aspecto físico y mental, terapia antimicrobiana, cuidado de heridas y en muchos casos procedimientos quirúrgicos que terminan con la pérdida de extremidades debido a la necesidad de amputación de las mismas. Los pacientes con diabetes son susceptibles a infecciones relacionadas con la inmunodeficiencia, neuropatías y arteriopatías. Un pie infectado con úlcera tiene una probabilidad del 60% de ser amputado, transformando a la infección en la principal causa de este trágico desenlace. Para el tratado de esta patología, se requiere principal atención al diagnóstico apropiado, una clasificación precisa de lesiones, obteniendo las muestras adecuadas para cultivo y recetar así una terapia antimicrobiana definitiva o la determinación rápida cuando las intervenciones quirúrgicas son necesarias y los cuidados intensos en las heridas.

En diabéticos, el pie pasa por varios estadios patológicos, en donde todos los tejidos del miembro inferior se ven afectados: comenzando con la piel, seguido del tejido subcutáneo, músculos, huesos y articulaciones, nervios y vasos sanguíneos. Las infecciones en los pies, son más la consecuencia que la causa de las úlceras en los pies.

Estas infecciones comienzan con una hendidura en la piel, generalmente en el sitio donde se generó el trauma (ya sea por causas mecánicas o térmicas) o por la ulceración. Una infección se define como la invasión de microorganismos, su multiplicación en tejidos hostiles que desencadenan respuestas inflamatorias y producen destrucción de los mismos. Cabe destacar, que estas complicaciones en los pies se producen en los tejidos blandos y debajo del maléolo. Diversos factores facilitan las infecciones del pie en un paciente diabético, entre ellos se encuentran las neuropatías, vasculopatías, inmunopatías y la biomecánica del pie (Noor, Khan, & Ahmad, 2016).

Como se mencionó anteriormente, las infecciones son una consecuencia de la formación de úlceras. Un tipo de úlcera común es la que se origina debido a las altas presiones ejercidas en un sector del pie. Un monitoreo rutinario por parte del paciente o del personal de salud es la clave para prevenir que se forme la herida e incluso para evitar amputaciones por agravación de la misma, reduciendo esta última de un 50% a un 80%. Es por ello que se deben introducir nuevas herramientas de monitoreo, siendo la medición de presiones sobre la

superficie de la piel de la planta del pie una de las muchas soluciones que pueden prevenir el desarrollo de esta patología mejorando la calidad de vida de la persona y evitando así que se tengan que tomar medidas drásticas (Bucki, y otros, 2016).

## Objetivos

### Objetivos Generales

- Construir un prototipo de plantilla capaz de medir presiones en distintos puntos del pie.
- Complementar tecnologías actuales de diagnóstico.
- Integrar lo visto y aprendido en distintas asignaturas del plan de estudio de la carrera Ingeniería Biomédica.

### Objetivos Específicos

- Investigar principios de funcionamientos de sensores de presión.
- Lograr que la plantilla sea familiar para el usuario.
- Disminuir al mínimo la necesidad de educación del paciente.
- Desarrollar una interfaz amigable.
- Conocer la presión ejercida en distintos puntos del pie.
- Reducir componentes externos y partes móviles.

## MARCO TEÓRICO

### Capítulo 1: Diabetes Mellitus

En 1868 el egiptólogo alemán Ebers descubrió un famoso papiro egipcio escrito en 1500 a.C. donde se refleja todo lo que se creía saber sobre la Medicina de aquellos tiempos y en un párrafo se habla de una enfermedad enigmática que siglos después recibiría el nombre de “diabetes”, que en griego significa “pasar a través de”. Éste significado se podría interpretar como el efecto que hace que el agua que ingiere el diabético y elimina de la misma forma que la bebe. Más que una enfermedad aislada, la Diabetes Mellitus es un conjunto de trastornos metabólicos que comparten una característica: la hiperglucemia. Esto se debe a los defectos de secreción o de acción de insulina, pero frecuentemente se da por ambas. Los daños secundarios, que se producen por la hiperglucemia crónica y la desregulación metabólica de la Diabetes Mellitus, se producen especialmente en riñones, ojos, nervios y vasos sanguíneos siendo también estos daños las principales causas de morbilidad y muerte debido a esta enfermedad (Gomis, Rovira, Feliú, & Oyarzabal, 2007). Según estimaciones de la OMS (Organización Mundial de la Salud), más 422 millones de adultos en todo el mundo tienen diabetes frente a los 108 millones que se registraron en 1980. En otras palabras 26 años después, el porcentaje casi se ha duplicado: de un 4,7 % al 8,5 % en población adulta llevando consigo también factores de riesgos conexos como el sobrepeso o la obesidad (Organización Mundial de la Salud, 2016).

En el páncreas (Ilustración 1: Situación anatómica y divisiones del Páncreas), los islotes de Langerhans secretan cuatro polipéptidos con actividad reguladora. Este órgano es una glándula de secreción externa e interna, que está unida al duodeno por sus conductos excretores. Situado transversalmente y en sentido anterior a los grandes vasos prevertebrales y al riñón izquierdo, desde la porción descendente del duodeno hasta el bazo. Posee una forma muy irregular, pero puede compararse con un gancho o un martillo. Se caracteriza por un extremo derecho voluminoso y ensanchado denominado cabeza, seguido por el cuerpo que es la parte más estrecha y alargada que se une al anterior por medio de un segmento angosto denominado cuello. Termina a la izquierda por medio de una parte delgada denominada cola (Rouvière & Delmas, 2005).

De los cuatro polipéptidos secretados por el Páncreas, dos son hormonas, insulina y glucagón, que poseen funciones importantes en la regulación del metabolismo de carbohidratos, proteínas y grasas. El tercer polipéptido, es la somatostatina (hormona del crecimiento) y el cuarto es el polipéptido pancreático, del cual se cree que se encarga principalmente de la regulación de transporte iónico en el intestino.

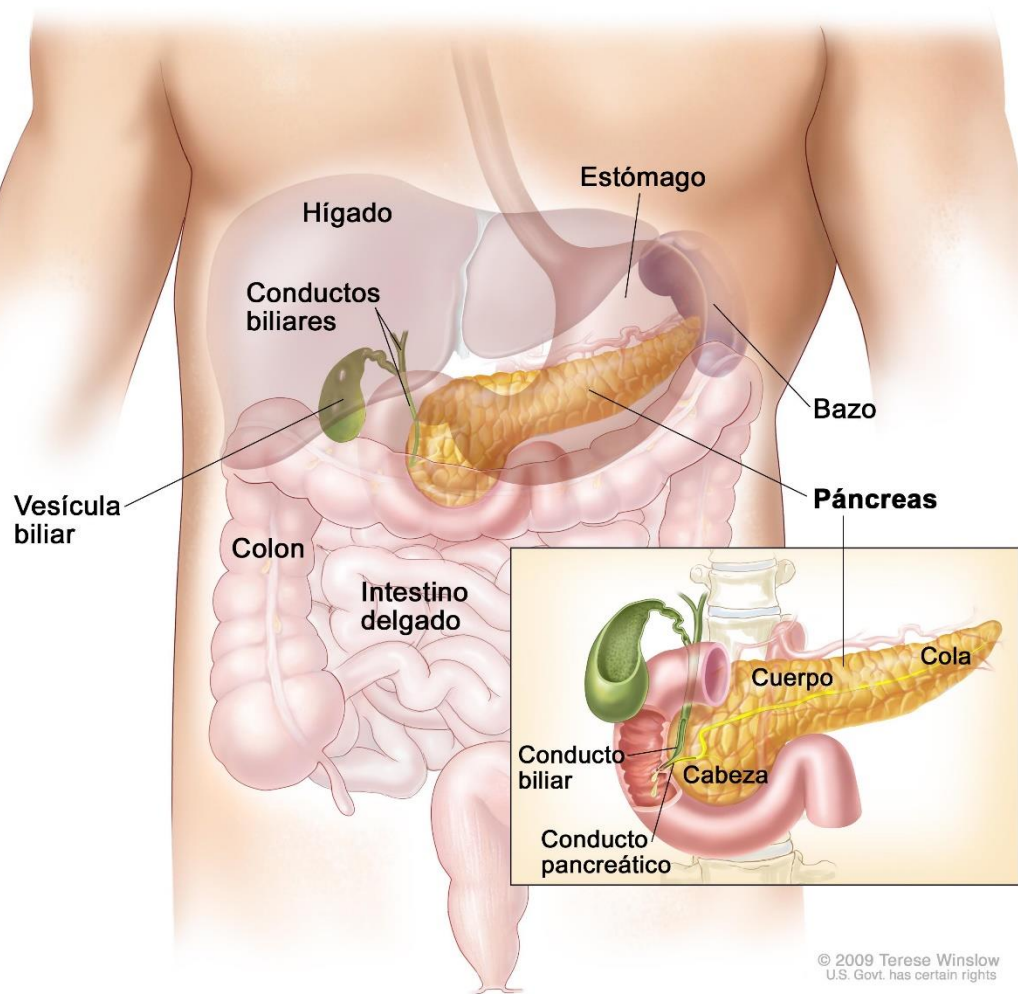


Ilustración 1: Situación anatómica y divisiones del Páncreas<sup>1</sup>

La insulina desempeña una función anabólica e incrementa el almacenamiento de glucosa, ácidos grasos y aminoácidos. El glucagón tiene función catabólica, movilizandando tres nutrientes de sus depósitos y los pasa a la corriente sanguínea.

El exceso de insulina causa hipoglucemia, originando crisis convulsivas y coma. La deficiencia de la misma hormona, ya sea de forma absoluta o relativa, ocasiona diabetes mellitus generando daños orgánicos y la muerte, si la misma no es tratada. El glucagón puede empeorar la diabetes si hay una producción excesiva, al igual que la somatostatina que origina hiperglucemia (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

<sup>1</sup> Imagen obtenida de "<https://www.cancer.gov/espanol/tipos/pancreas/paciente/tratamiento-tne-pdq>". Última visita a la página: 11/11/2016.

## Clasificación

Si bien todas las formas de diabetes mellitus tienen como característica común la hiperglucemia, las causas subyacentes son amplias y los casos en su mayoría pueden estar contenidas en dos grupos principales y otros específicos según su punto de vista etiológico. Los dos tipos principales son:

- **Diabetes de tipo 1:** Se divide en dos grupos: la "A" y la "B". La primera se caracteriza por una deficiencia absoluta en la secreción de insulina por ataque autoinmunitario que provoca una destrucción de células pancreáticas. Aproximadamente es responsable del 5%- 10% de todos los casos. Aunque la diabetes tipo 1A suele comenzar en la infancia o juventud, puede darse a cualquier edad de la vida, aún en personas mayores de 60 años. Existe una predisposición genética para el desarrollo de este tipo de diabetes pero también está relacionada con factores ambientales, no bien definidos, que ponen en marcha la inmunidad antiislole pancreático. También puede asociarse con otras enfermedades autoinmunes como la enfermedad de Graves, Hashimoto, Addison, vitíligo, enfermedad celíaca, entre otras.

Mientras tanto la diabetes tipo 1B o idiopática tiene fuerte penetrancia hereditaria y preferencia por grupos étnicos especiales como lo son los asiáticos y afroamericanos. Posee una evolución variable desde un comienzo agudo por cetoacidosis (cuando se utiliza grasa como fuente de energía en lugar de glucosa) y coma. Tiene menor prevalencia de complicaciones macro/microvasculares y neuropáticas.

- **Diabetes de tipo 2:** Es un síndrome hipoglucémico de comienzo adulto heterogéneo fenogenotípicamente que se acompaña con frecuencia de obesidad abdominal y que se puede permanecer sin diagnosticar por años. Provocada por la combinación de una resistencia periférica a la acción de la insulina y una respuesta compensadora inadecuada de secreción de insulina por las células pancreáticas. Es el caso más común y abarca entre el 80%-90% de los pacientes que padecen diabetes. Éste tipo de diabetes es la que posee prevalencia de complicaciones macro/microvasculares y neuropatías, así como también retinopatías e hipertensión arterial (Kumar, Abbas, & Aster, 2013) (Gomis, Rovira, Feliú, & Oyarzabal, 2007).

En menor cantidad, podemos encontrar otros tipos específicos de diabetes que se pueden apreciar en la Ilustración 2.

### **I. Diabetes Tipo 1**

- A. Inmunomediada
- B. Idiopática

### **II. Diabetes Tipo 2**

### **III. Otros tipos específicos:**

- A. Defectos genéticos en la función de la célula B.
- B. Defectos genéticos de la acción de la insulina
- C. enfermedades del páncreas exócrino
- D. endocrinopatías
- E. Inducida por tóxicos ó agentes químicos
- F. Infecciones
- G. formas no comunes de diabetes inmunomediata
- H. Otros síndromes genéticos asociados ocasionalmente con diabetes

### **IV. Diabetes Mellitus Gestacional**

#### **Ilustración 2: Clasificación de la Diabetes según la ADA<sup>2</sup>**

## Insulina

### *Estructura, biosíntesis y secreción*

Las células de los islotes de Langerhans se dividen en cuatro tipos, con base a la propiedad de tinción y su morfología: A, B, D y F (Ilustración 3). Las primeras secretan glucagón, las B insulina, las D somatostatina y las últimas, polipéptido pancreático. Las células B, son las más comunes y comprenden entre un 60 a 75% de las células que integran los islotes, por lo general están en el centro de cada una de esas estructuras.

Como se mencionó anteriormente, la insulina es un polipéptido. Contiene dos cadenas de aminoácidos enlazados por puentes disulfuro. Se sintetiza en el retículo endoplásmico rugoso de las células B, luego se transporta al aparato de Golgi, donde la misma es empacada en gránulos con membrana, mismos que se desplazan a la membrana plasmática y por último es expulsado por exocitosis. Antes de llegar a la corriente sanguínea debe cruzar la lámina basal de la célula B y el capilar vecino.

Como otras hormonas polipeptídicas y proteínas similares, la insulina se sintetiza como parte de una preprohormona de mayor tamaño. La preproinsulina

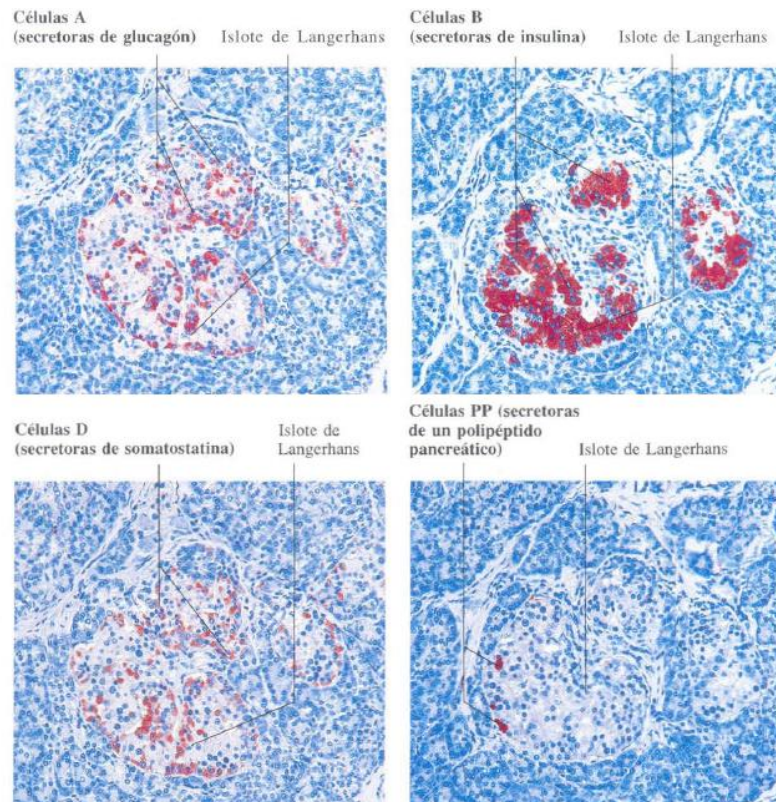
---

<sup>2</sup> Imagen obtenida de: <http://www.fac.org.ar/cvirtual/cvirtesp/cientesp/epesp/epm0009c/cruizm/cuadro1.gif>. Última visita a la página: 15/11/2016.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

pierde un péptido señalizador de 23 aminoácidos, al ingresar al retículo endoplásmico. Una vez ocurrido esto, de la molécula se pliegan y se forman los enlaces de disulfuro para que surja la proinsulina. El péptido conector o péptido C, facilita el plegamiento pero se desprende dentro de los gránulos antes de la secreción.

Una vez en sangre, la vida media de la insulina es de alrededor de 5 minutos. Se une a los receptores que le corresponden y parte de ellas se internaliza (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).



**Ilustración 3: Vista microscópica de los polipéptidos secretados por el Páncreas utilizando teñidos por procesos inmunohistoquímicos<sup>3</sup>**

### Efectos

Los efectos fisiológicos de esta hormona han sido divididos en acciones de rápida, intermedia y tardía acción (Ilustración 4). La más conocida es su efecto hipoglucemiante, aunque también tiene efectos en el transporte de aminoácidos y electrolitos, en muchas enzimas y en el crecimiento. El efecto neto es el de almacenar carbohidratos, proteínas y grasas.

<sup>3</sup> Imagen obtenida de: F. Genneser, "Atlas color de histología". Buenos Aires: Panamericana, 1998. Pág.: 124.

<b>Rápida (segundos)</b>
Mayor transporte de glucosa, aminoácidos y potasio en células sensibles a la insulina
<b>Intermedia (min)</b>
Estimulación de la síntesis de proteínas
Inhibición de la desintegración de proteínas
Activación de enzimas glucolíticas y la glucógeno sintasa
Inhibición de la fosforilasa y de enzimas gluconeogénicas
<b>Tardías (horas)</b>
Aumento en la concentración de mRNA para las enzimas lipógenas y de otro tipo

Ilustración 4: Acciones principales de la insulina<sup>4</sup>

El efecto hipoglucemiante se da por la capacidad de la glucosa de entrar a las células por difusión facilitada o al intestino y riñones por transporte activo secundario con sodio. Mientras tanto, en músculos, grasa y otros tejidos, la insulina estimula la entrada de glucosa a las células, al aumentar el número de transportadores de dicho carbohidrato en la membrana celular (Ilustración 5: Efectos de la insulina en diversos tejidos). Se han identificado siete transportadores de glucosa “enumerados del 1 al 7”, donde cada transportador evolucionó para encargarse de tareas específicas.

La insulina a su vez, causa la entrada de potasio en las células y como resultado disminuye la concentración extracelular de dicho ion (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

---

<sup>4</sup> Imagen obtenida de: K. Barret, S. Barman, *Et. Al.* "Ganong: Fisiología médica". México D.F.: Mc Graw Hill, 2013. Pág.: 434



<b>Tejido adiposo</b> <ul style="list-style-type: none"><li>Mayor penetración de glucosa en las células</li><li>Mayor síntesis de ácidos grasos</li><li>Incremento de la síntesis de fosfato de glicerol</li><li>Mayor depósito de triglicéridos</li><li>Activación de la lipoproteína lipasa</li><li>Inhibición de la lipasa sensible a hormonas</li><li>Mayor captación de potasio</li></ul>
<b>Músculo</b> <ul style="list-style-type: none"><li>Mayor penetración de glucosa en las células</li><li>Mayor síntesis de glucógeno</li><li>Incremento en la captación de aminoácidos</li><li>Mayor síntesis proteínica en los ribosomas</li><li>Mayor catabolismo de proteínas</li><li>Menor liberación de aminoácidos gluconeogénicos</li><li>Mayor captación de cetonas</li><li>Mayor captación de potasio</li></ul>
<b>Hígado</b> <ul style="list-style-type: none"><li>Menor cetogénesis</li><li>Mayor síntesis de proteínas</li><li>Mayor síntesis de lípidos</li><li>Disminuye la producción de glucosa por disminución de la gluconeogénesis, incremento de la síntesis de glucógeno y también de la glucólisis</li></ul>
<b>Generales</b> <ul style="list-style-type: none"><li>Mayor crecimiento celular</li></ul>

Ilustración 5: Efectos de la insulina en diversos tejidos<sup>5</sup>

### Mecanismos de acción

Los receptores de insulina (Ilustración 6) se encuentran en muchas células corporales, incluidas aquellas donde dicha hormona no regula la captación de glucosa. El receptor de insulina es un tetrámero compuesto de dos subunidades extracelulares  $\alpha$ , que son las que se unen a la insulina y dos de glucoproteínas  $\beta$  que posee actividad tirosina cinasa, sintetizadas en un solo ácido ribonucleico mensajero para separarse por proteólisis y unirse entre sí por enlaces de disulfuro. Estos tipos de subunidades están glucosilados y los residuos “azucarados” se extienden al interior del líquido intersticial.

<sup>5</sup> Imagen obtenida de: K. Barret, S. Barman, *Et .Al. Op. Cit.* Pág.:434.

Cuando se forma la unión de la insulina y el receptor, se activa la tirosina cinasa de las subunidades  $\beta$  produciéndose así una autofosforilación de dichas unidades que es necesaria para el ejercicio de los efectos biológicos de la insulina, que se agrega en parches o zonas comunes que son llevadas al interior de la célula por endocitosis mediada por los receptores. Finalmente, los complejos formados por esta unión penetran a los lisosomas donde los receptores son separados o reciclados, la vida media de estos últimos es de 7 horas promedio (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

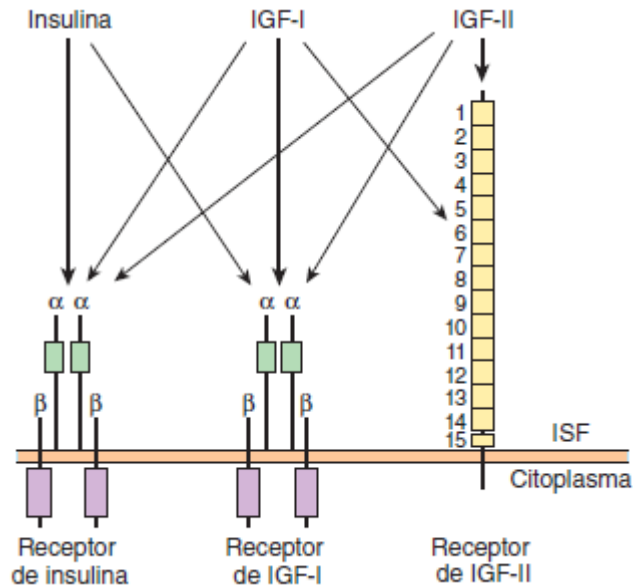


Ilustración 6: Receptores de Insulina<sup>6</sup>

### Consecuencias de la deficiencia de insulina

En seres humanos, la deficiencia de insulina es un cuadro patológico frecuente. En diabetes, la glucosa se acumula en la corriente sanguínea, principalmente después de las comidas.

La disminución de la tolerancia a la glucosa en la diabetes se debe en parte a la menor entrada de ésta en las células: en ausencia de insulina se reduce la entrada de glucosa en los músculos estriado, liso y miocardio y en otros tejidos. En lo que respecta a la absorción de la glucosa en los intestinos y resorción desde la orina por parte de las células de los túbulos proximales del riñón, ésta no se ven modificadas. También es normal la captación de dicho carbohidrato en gran parte del cerebro y eritrocitos.

La segunda causa de hiperglucemia en la diabetes y la más importante es la afección y disminución de la función glucostática por parte del hígado. Este

<sup>6</sup> Imagen obtenida de: K. Barret, S. Barman, *Et. Al. Op. Cit.* Pág.: 436.

último capta glucosa de la corriente sanguínea y la almacena en forma de glucógeno, pero contiene también glucosa 6-fosfatasa, razón por la cual “descarga” glucosa en la sangre. La insulina facilita la síntesis de glucógeno e inhibe la producción de glucosa por la glándula. Cuando hay hiperglucemia, aumenta normalmente la secreción de insulina y disminuye la glucogénesis hepática, esta respuesta se encuentra presente tanto en la diabetes tipo 1 como en la tipo 2. El glucagón contribuye a la hiperglucemia porque estimula la gluconeogénesis (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

### *Efectos de la hiperglucemia*

Si bien la glucosa es vital para la nutrición de las células, la hiperglucemia puede causar síntomas que se deben a la hiperosmolaridad de la sangre y además surge la glucosuria por la saturación por parte de los riñones que ya no pueden reabsorber este componente favoreciendo así la pérdida de grandes cantidades de agua dando como consecuencia una deshidratación que activa los mecanismos de ingreso de agua originando polidipsia. Por la orina se pierden cantidades importantes de sodio y potasio. Por cada gramo de glucosa que se excreta, el organismo pierde 4,1 kcal, por lo que se aumenta la ingestión calórica aumentando más la glucemia y agravando la glucosuria de modo que es inevitable la movilización de reservas endógenas de proteínas y grasas, así como la reducción de peso (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

### *Efectos de la deficiencia intracelular de la glucosa*

En la diabetes, la situación fuera de las células no es la misma que en el interior de ellas: fuera de ellas hay un exceso, no así en su interior. La catabolia de la glucosa constituye la fuente principal de energía para todos los fenómenos celulares, pero en esta patología las necesidades mencionadas se pueden satisfacer solo si se recurre a la reserva de proteínas y grasas, activando la catabolización por medios de los mecanismos propios y dando como consecuencia la cetosis.

La utilización deficiente de glucosa y la captación de manera inadecuada de las deficiencias hormonales por parte de las células del hipotálamo que regulan la saciedad, constituye una causa de la hiperfagia. No se inhibe el área del hipotálamo que controla el consumo de alimentos, por ello no se percibe la sensación de saciedad y el sujeto aumenta el consumo de alimentos (Barret, Barman, Boitano, & Brooks, 2012).

## Capítulo 2: El pie

El pie humano es un ejemplo que demuestra que la anatomía y la función son indisolubles y no se puede entender una sin la otra. La sinergia del pie ha sido adquirida como mínimo hace 2 millones de años.

La organización tridimensional del pie es variable y altamente especializada con dos misiones contrapuestas: el soporte (estática) y el movimiento (dinámica).

La constitución anatómica de esta estructura, determina la configuración de una bóveda formada por una serie de elementos óseos articulados, con ligamentos, músculos, tendones y almohadilla plantar. Esta bóveda osteoarticular posee tres puntos de apoyo: la tuberosidad del calcáneo y las cabezas de los metatarsianos 1° y 5°.

No es una estructura rígida, sino que experimenta cambios de curvatura y de elasticidad para adaptarse a las irregularidades de los terrenos, comportándose como un sistema viscoelástico. La base de sustentación del cuerpo humano es la planta del pie, donde también se establece la conexión del organismo con el terreno y que gracias a las vías nerviosas permite mantener el equilibrio en la posición bípeda tanto en reposo como durante la locomoción.

La planta del pie posee un sistema tegumentario de gran importancia en la amortiguación del peso, debido a su distribución de grasa. Tabiques fibrosos que salen del periostio del calcáneo y de la aponeurosis plantar llegan hasta la capa profunda de la dermis; estos retienen pequeños paquetes adiposos con distribución de grasa perpendicular a la piel. Con este sistema se obtiene una amortiguación del talón cuando este choca y permite su rodamiento sobre el suelo. En la parte anterior del pie, más precisamente debajo de la cabeza de los metatarsianos también se acumula grasa para permitir el rodamiento pero aquí se encuentra excluido el primer metatarsiano, ya que, este rota directamente sobre sus sesamoideos que están fijados por el músculo flexor del primer dedo.

Existe en toda la piel de la planta factores que intervienen en la propiocepción de la marcha y del equilibrio, ellos son los corpúsculos de Paccini y terminaciones libres.

Cabe mencionar también en la amortiguación hay participación también de la red venosa subcutánea, longitudinal y transversal y que las presiones que se ejercen sobre ellas favorecen al retorno venoso (Viadé & Royo, 2013).

### Huesos

El pie se compone, al igual que la mano, de tres grupos de huesos que forman el tarso, el metatarso y las falanges (Ilustración 7).

El tarso ocupa la mitad posterior del pie. Formado por dos huesos en una fila posterior: el astrágalo y el calcáneo. Mientras que la fila anterior está formado por cinco: cuboides, navicular y los tres huesos cuneiformes.

Articulados con los huesos de la fila anterior del tarso, se encuentran cinco huesos largos que son conocidos como huesos metatarsianos, sus nombres van del primero al quinto respectivamente. Anteriormente, estos huesos se articulan con las falanges.

Las falanges son semejantes a la de los dedos de la mano, pero de dimensiones más reducidas a excepción de la del dedo gordo que es voluminosa y que posee solo dos falanges. Los cuatro dedos restantes poseen 3 falanges cada uno.

Se pueden encontrar también los huesos sesamoideos. Son dos y están articulados en la cara plantar de la cabeza del primer hueso metatarsiano.

Se considera que las articulaciones de los diferentes elementos óseos del pie dan elasticidad y plasticidad a todos los elementos que forman el pie, adecuando presiones y los estiramientos a los que se ve sometido. Estas articulaciones del pie pueden dividirse según si son de acomodación (articulaciones del tarso y tarsometatarsianas que amortiguan y adaptan el pie) y de movimiento (la articulación del tobillo y articulaciones de los dedos).

Mientras tanto, las estructuras ligamentosas del pie soportan las fuerzas de distensión y son ayudados por los músculos cuando hay sobrecarga sobre ellos (Rouvière & Delmas, 2005).

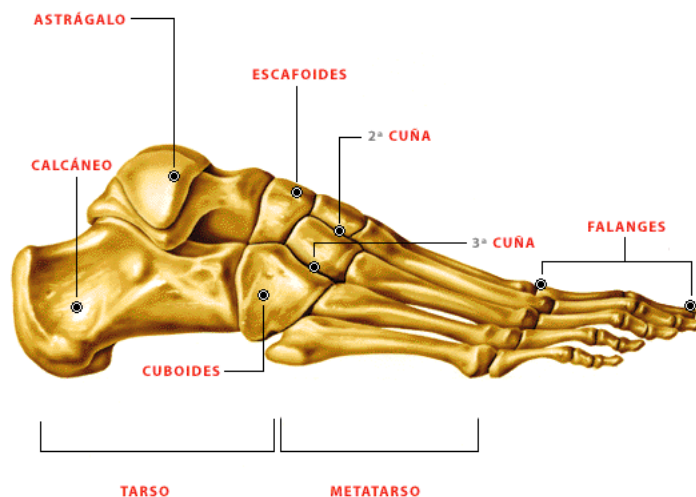


Ilustración 7: Huesos del pie<sup>7</sup>

<sup>7</sup> Imagen obtenida de: <https://www.taringa.net/post/ciencia-educacion/17380883/Anatomia-Humana.html>. Última visita a la página: 11/11/2016.

## Articulaciones

En lo que respecta al estudio del pie, es importante mencionar las articulaciones propias de éste, y también la del tobillo por su importancia en la marcha:

- **Articulación talocrural:** Une los dos huesos de la pierna (tibia y peroné) al astrágalo. Es del tipo troclear permitiendo los movimientos de flexión y extensión del tobillo.
- **Articulaciones entre astrágalo y calcáneo:** El astrágalo y calcáneo están unidos por dos articulaciones, anterior o astragalocalcaneonavicular y posterior o subastragalina. Ambas del tipo trocoide.
- **Las articulaciones intertarsianas de los huesos de la segunda fila del tarso:** Los cinco huesos de la segunda fila del tarso están unidos por la a) articulación cuboideonavicular, b) articulación cuneonavicular, c) articulaciones intercuneiformes y d) articulación cuneocuboidea. Todas son planas
- **Articulaciones que unen las dos filas del tarso:** Se compone de dos articulaciones distintas y yuxtapuestas, la primera es la articulación astragalocalcaneonavicular (del tipo esferoideas) y la otra situada lateralmente es la calcaneocuboidea (tipo silla de montar).
- **Articulaciones tarsometarsianas:** Los tres huesos cuneiformes y el hueso cuboide están articulados entre sí formando una bóveda ósea transversal de concavidad plantar conocida como el arco tarsiano. Las articulaciones de este grupo, son una serie de articulaciones planas por medio de las cuales los arcos tarsiano y metatarsiano se unen entre sí.
- **Articulaciones metatarsofalángicas**
- **Articulaciones interfalángicas del pie:** Al igual que las del miembro superior, existen dos en cada dedo a excepción del dedo gordo que posee solo una. Son gínglimos permitiendo solo movimientos de flexión y extensión, aunque también pueden ser sometidos a movimientos pasivos de lateralidad muy limitada.

En lo que respecta a los ligamentos, éstos constituyen un aparato de resistencia considerable que asegura el mantenimiento de la concavidad de cada pie. Los más importantes son el ligamento calcaneonavicular plantar, los ligamentos tarsometatarsianos plantares, el ligamento plantar largo y por último, superficialmente, la aponeurosis plantar (Rouvière & Delmas, 2005).

## Músculos

Los músculos del pie se dividen en dos grupos: músculos de la región dorsal del pie y músculos de la región plantar.

En la región dorsal del pie encontramos dos músculos: el extensor corto de los dedos, extensor corto del dedo gordo. El primero de éstos, es un músculo corto, aplanado y grueso, muscular en su parte posterior y delgado y dividido en tres tendones en su parte anterior. Está situado en la cara dorsal del pie extendiéndose desde el calcáneo hasta los dedos segundo, tercero y cuarto. Su función es extender las falanges proximales y las inclina lateralmente.

El músculo extensor corto del dedo gordo, tiene un origen que suele confundirse con el del músculo anterior ya que tiene las mismas características que éste. Su acción consiste en extender la falange proximal del dedo gordo.

Por otra parte, los músculos de la región plantar se dividen en tres grupos, medio, lateral y medial.

- **Grupo muscular medio:** Este grupo consta de trece músculos, dispuestos en tres planos, uno profundo de músculos interóseos, un plano medio formado por los músculos cuadrado plantar y lumbricales, y un plano superficial formado solo por el músculo flexor corto de los dedos.
  - Plano profundo:
    - *Músculos interóseos dorsales:* Son cuatro músculos cortos, y se designan de medial a lateral como primero, segundo, etc. Se extienden desde el espacio interóseo del metatarso segundo, tercero y cuarto hasta las falanges proximales de los dedos segundo, tercero y cuarto. Al cuerpo muscular le sigue un tendón que se fija a la cara lateral o medial de la base de la falange proximal del dedo más próximo al eje del pie. Se encargan de flexionar la falange proximal de los dedos y separar los dedos del eje del pie.
    - *Músculos interóseos plantares:* Misma forma que los músculos interóseos dorsales. Son tres y se denominan primero, segundo y tercero contando de medial a lateral. Su trayecto es idéntico a los anteriores, pero se hallan situados debajo de los mismos. La función de este grupo de músculos es como los interóseos dorsales, es decir, flexionar la falange proximal de los dedos.
  - Plano Medio: Compuesto por cinco músculos, cuatro lumbricales y el músculo cuadrado plantar.

- *Músculo cuadrado plantar*. Es corto, situado en la parte posterior del pie en el mismo plano que los tendones del músculo flexor largo de los dedos. sus fibras se extienden desde el calcáneo hasta el tendón del músculo flexor largo de los dedos. Su acción consiste en corregir la desviación que el músculo flexor largo de los dedos ocasiona en el movimiento de flexión de los dedos debido a su oblicuidad. También produce una débil flexión de los cuatro último dedos.
- *Músculos lumbricales*: Constituyen pequeños fascículos musculares y anexos a los tendones del músculo flexor largo de los dedos. Son cuatro y se denominan primero, segundo, etc. Están ubicados entre los tendones del músculo flexor largo de los dedos y terminan en los tendones de los músculos extensores de los últimos cuatro dedos. Su acción es la de flexionar falange proximal y extender las otra dos.
- Plano superficial: Formado únicamente por el músculo flexor corto de los dedos.
  - *Músculo flexor corto de los dedos*: Se trata de un músculo alargado, aplanado y estrecho que es grueso en su parte posterior y delgado anteriormente donde se divide en cuatro tendones. Va desde el calcáneo hasta los últimos cuatro dedos. Su función es la de flexionar la falange media de los últimos cuatro dedos sobre la falange proximal y a ésta sobre el hueso metatarsiano correspondiente.
- **Grupo muscular medial**: Consta de tres músculos: el abductor del dedo gordo, el flexor corto del dedo gordo y el aductor del dedo gordo. Dispuestos en dos planos, uno superficial y otro profundo.
  - Plano profundo:
    - *Músculo flexor corto del dedo gordo*: Músculo corto y grueso, situado plantarmente en el primer hueso metatarsiano, se extiende desde la segunda fila del tarso hasta el dedo gordo. Como su nombre lo indica, es el flexor del dedo gordo.
    - *Músculo aductor del dedo gordo*: Situado lateralmente al músculo flexor corto del dedo gordo. Formado por dos cabezas, donde una se inserta en el tarso y otra en el metatarso desde donde se dirigen hacia el primer dedo. Gracias a sus dos fascículos este músculo actúa como flexor y aductor del dedo gordo.
  - Plano superficial:



- *Músculo abductor del dedo gordo*: Es alargado, aplanado y grueso en su parte posterior. Une al calcáneo con el dedo gordo. Es el flexor y abductor de este dedo.
- **Grupo muscular lateral**: Al igual que el grupo anterior, consta de tres músculos y en dos planos. En el plano profundo encontramos el músculo flexor corto del dedo pequeño y músculo oponente del dedo pequeño, mientras que en el plano superficial se halla el músculo abductor del dedo pequeño.
  - Plano Profundo:
    - *Músculo flexor corto del dedo pequeño*: Corto y fusiforme, se halla a lo largo del borde lateral del quinto hueso metatarsiano y se extiende desde la segunda fila del tarso hasta el quinto dedo. Su función es flexionar la falange proximal del dedo pequeño.
    - *Músculo oponente del dedo pequeño*: Es un fascículo muscular corto y aplanado, ubicado lateralmente al músculo flexor corto del dedo pequeño con el que suele fusionarse. Se encarga de desplazar medialmente el quinto hueso metatarsiano.
  - Plano superficial:
    - *Músculo abductor del dedo pequeño*: Situado a lo largo del borde lateral de la región plantar, alargado y más grueso posterior que anteriormente. Va desde el calcáneo hasta el dedo pequeño, en donde actúa como flexor y abductor de este último (Rouvière & Delmas, 2005).

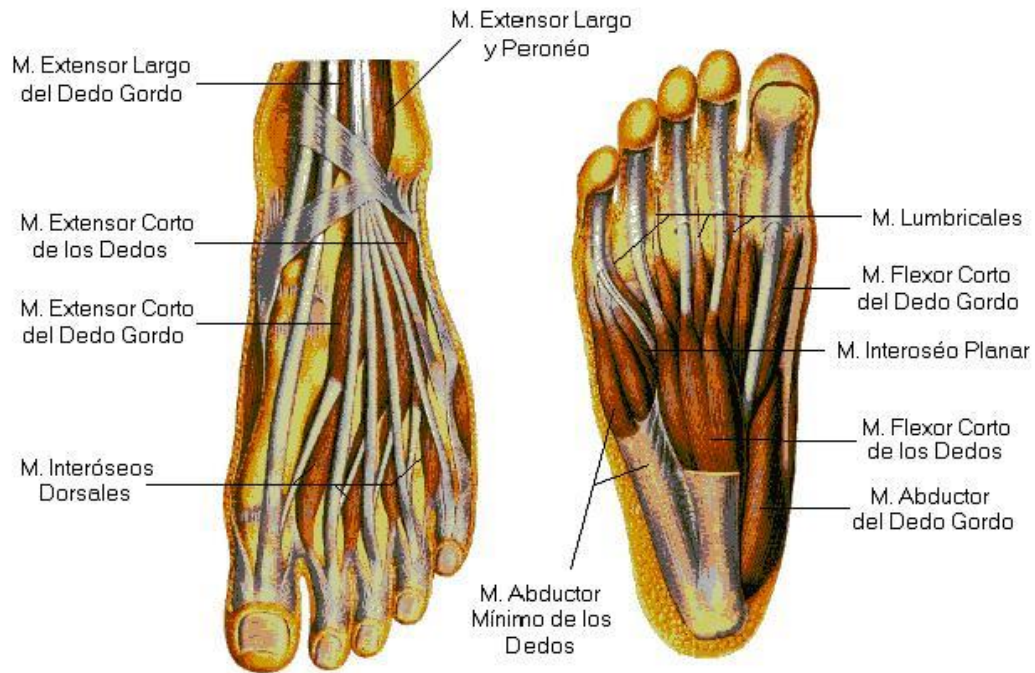


Ilustración 8: Músculos del pie<sup>8</sup>

## Vascularización

La irrigación arterial del pie depende de la arteria dorsal del pie (pedia) y también de las arterias plantares lateral y medial, todas son ramas terminales de la arteria poplítea (la principal de la pierna) localizada en la fosa poplítea desde donde emite una serie de ramas colaterales destinadas principalmente a la irrigación de la rodilla (Ilustración 9). Luego se divide en una arteria tibial anterior y un tronco tibioperoneo, el cual después se bifurca en arteria peronea y tibial posterior, aunque existen casos de trifurcación con ausencia del tronco tibioperoneo o la formación de un tronco común para la arteria tibial anterior y peronea.

La arteria pedia se encuentra en el dorso del pie, entre los tendones del músculo extensor largo de los dedos y extensor largo del primer dedo, quedando a 1 centímetro de este último constituyendo así un punto de referencia para su palpación (pulso pedio). Esta arteria da lugar a la rama tarsiana media (supratarsiana), rama tarsiana lateral (dorsal del tarso) y a una arteria arqueada (dorsal del metatarso) que posee un gran calibre. De este último arco, desde su convexidad salen tres arterias metatarsianas que siguen los espacios interóseos 2°,3° y 4°. El 5° dedo tiene una arteria que se origina directamente de la arteria arqueada en su borde lateral, mientras que en su borde interno recibe una arteria procedente de la planta del pie. La terminación de la arteria pedia corresponde

<sup>8</sup> Imagen obtenida de: <http://historico.corredordemontana.com/consultorio-tecnico/consultas-respuestas/2095-cambios-en-el-pie.html>. Última visita a la página: 11/11/2016.

a la arteria plantar profunda que se anastomosa con la arteria plantar lateral para constituir el arco plantar profundo.

Por otra parte, como se mencionó anteriormente, el tronco arterial tibioperoneo se bifurca en arteria peronea y tibial posterior. De la primera se origina una rama perforante conocida como arteria peronea anterior que alcanza el maleolo peroneo pudiéndose continuar como arteria dorsal del pie cuando la arteria tibial anterior no lo hace. La arteria peronea suministra ramas maleolares que participan en la red arterial del calcáneo.

La arteria tibial posterior también da origen a ramas que participan de la red mencionada anteriormente distribuyéndose por la cara medial de este hueso.

La arteria alcanza el túnel del tarso formando parte de un paquete vasculonervioso que llegará a la planta del pie junto con el nervio tibial posterior y donde se bifurcan dando lugar a las arterias y a los nervios plantares medial y lateral (Viadé & Royo, 2013).

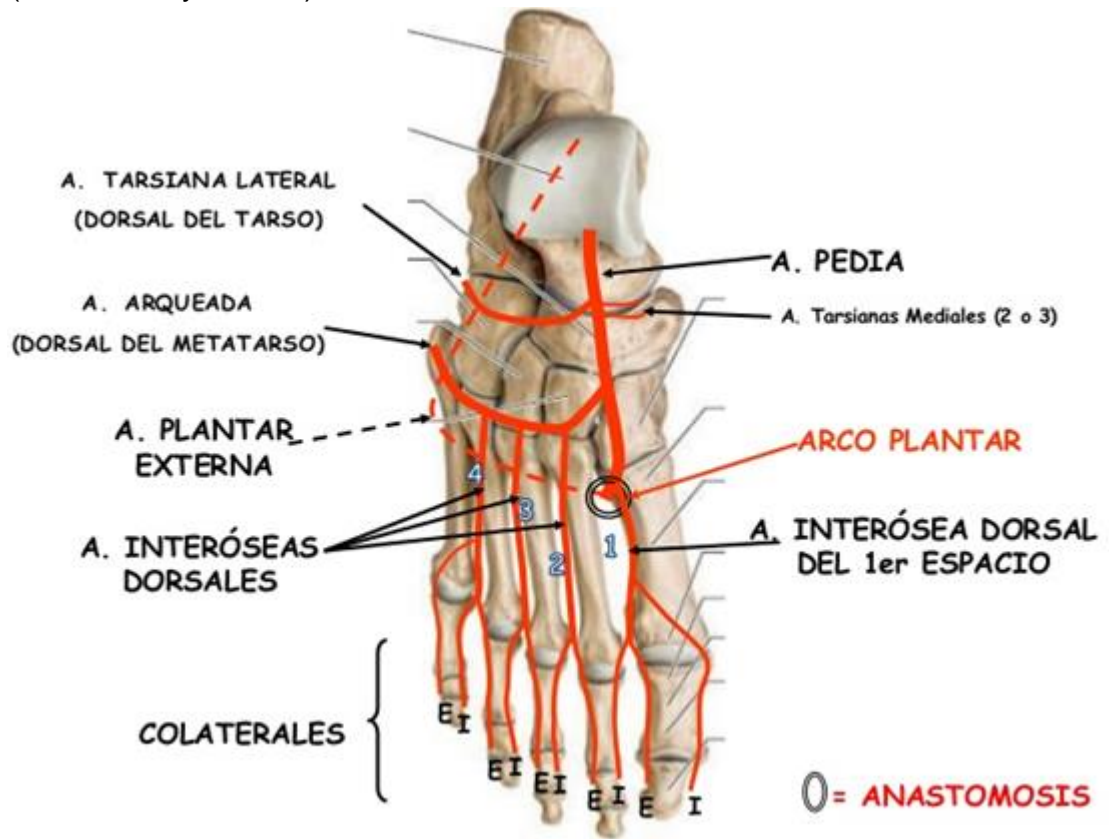


Ilustración 9: Vascularización del pie<sup>9</sup>

## Inervación

La inervación del pie procede principalmente del nervio tibial y nervio peroneo común, ramas del nervio ciático. También del nervio femoral.

<sup>9</sup> Imagen obtenida de: <http://www.slideshare.net/grupoatlas/arterias-del-pie-grupo-atlas-anatomia-humana>. Última visita a la página: 11/11/2016.

- **Nervio safeno.** Se origina en el nervio femoral.
- **Nervio peroneo superficial.** Es una rama del nervio peroneo común.
- **Nervio peroneo profundo.** Es otra rama del nervio peroneo común.
- **Nervio plantar medial.** Procede del nervio tibial.
- **Nervio plantar lateral.** Procede también del nervio tibial.
- **Nervio sural.** Tiene su origen en el nervio tibial y en el nervio peroneo común.
- **Ramas calcáneas.** Se originan en el nervio tibial y nervio sural (Rouvière & Delmas, 2005).

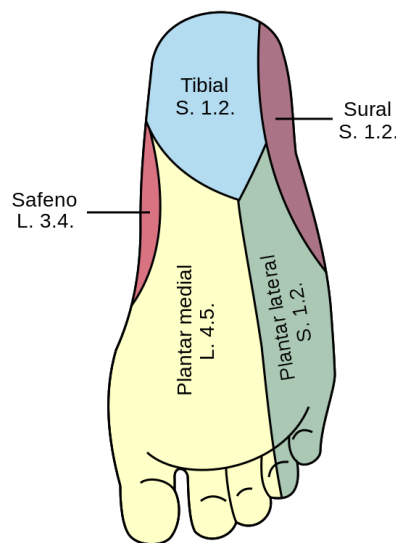


Ilustración 10: Inervación de la planta del pie<sup>10</sup>

## Piel

Todo el organismo está recubierto en su superficie por la piel o cutis. La importancia de la misma radica en su función como barrera contra microorganismos como así también la protección contra acciones mecánicas, compuestos químicos, calor y frío.

Por su estructura, la piel se compone de dos capas: la epidermis y la dermis (Ilustración 11). La primera posee un epitelio plano estratificado para proteger contra acciones lesivas del medio y evitar la pérdida de líquidos. Produce, además, una membrana externa protectora conocida como el estrato córneo que contienen el complejo proteico queratina que en condiciones normales se elimina con velocidad constante y se forma al mismo ritmo por proliferación y diferenciación de las células manteniéndose así el espesor característico del estrato córneo sobre cada superficie del organismo. La superficie de la piel se caracteriza

<sup>10</sup> Imagen obtenida de: "[https://es.wikipedia.org/wiki/Nervio\\_plantar\\_medial#/media/File:Gray834\\_es.svg](https://es.wikipedia.org/wiki/Nervio_plantar_medial#/media/File:Gray834_es.svg)". Última visita a la pagina:12/11/2016.

por la presencia de finas arrugas, en el caso de la planta del pie las arrugas son más profundas (surcos).

La segunda capa de la piel o dermis, es la gruesa capa de tejido conectivo a la que se fija la epidermis y que se continúa en profundidad con el tejido subcutáneo rico en lípidos. Aquí se insertan los folículos pilosos y las glándulas sudoríparas y sebáceas. La dermis, se compone de dos capas no muy diferenciadas, hacia arriba el estrato papilar (más delgado, compuesto de tejido conectivo laxo) y por debajo el estrato reticular (más grueso, denso y con fibras de colágeno y elásticas). La gran cantidad de colágeno confiere a la dermis una notable fortaleza mecánica, para su función protectora (Geneser, 2000).

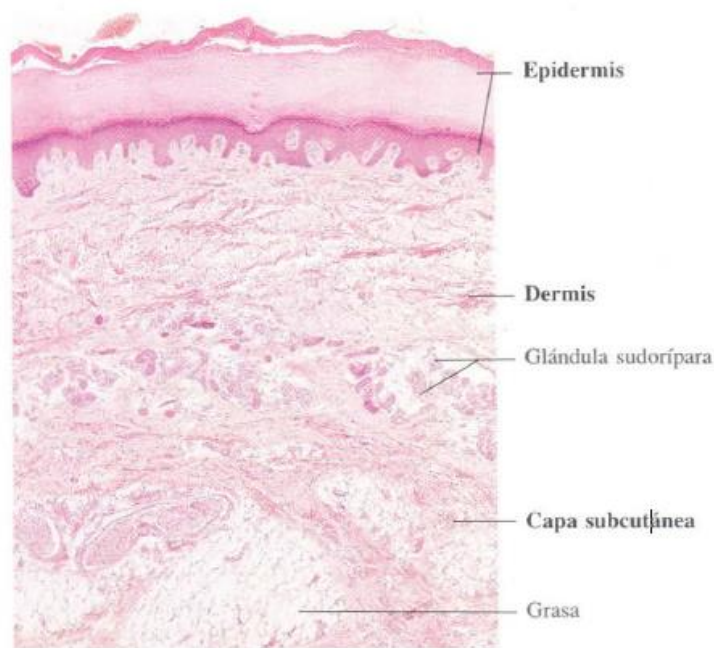


Ilustración 11: Capas de piel de la planta del pie<sup>11</sup>

## Biomecánica del pie

La Biomecánica se centra en la descripción precisa del movimiento humano, se integra métodos de la física y de la ingeniería mecánica.

Si bien existen leyes que fundamentan como se miden las fuerzas, hay que tener en cuenta que en el cuerpo humano se necesitan consideraciones específicas. Sin embargo, con estas leyes, datos antropométricos y fórmulas biomecánicas se pueden calcular estas fuerzas con gran aproximación.

Muchas veces se usa indistintamente el concepto de masa y fuerza, sin embargo estos no son lo mismo. Masa (m) es la propiedad de un objeto que representa cuánta resistencia ofrece el mismo para cambiar su velocidad, la

<sup>11</sup> Imagen obtenida de: F. Geneser. *Op. Cit.* Pág.: 90.

misma no depende la gravedad, en el Sistema Internacional (SI) su unidad es el kilogramo (kg). Por otra parte, fuerza ( $F$ ) es la que ejerce la gravedad sobre el objeto y varía con la posición. Para explicar la relación entre estos dos conceptos se recurre a la segunda ley de Newton. La misma fundamenta que “la aceleración ( $a$ ) de un objeto es directamente proporcional a la fuerza que actúa sobre él y es inversamente proporcional a la masa”. A diferencia de la primera ley donde se explica que le sucede a un objeto cuando no actúan fuerzas sobre él, la segunda responde a la pregunta de qué ocurre con un objeto cuando tiene una o más fuerzas que actúan sobre él (Viadé & Royo, 2013). Es decir:

$$\sum \vec{F} = m\vec{a}$$

**Fórmula 1: Segunda Ley de Newton<sup>12</sup>**

La aceleración es la variación de velocidad por unidad de tiempo, y su unidad es metros sobre segundo al cuadrado ( $m/s^2$ ).

En términos de unidades fundamentales:

$$[N] = [kg] \cdot \left[\frac{m}{s^2}\right]$$

**Fórmula 2: Unidades fundamentales de la Segunda Ley de Newton**

En la tierra todos los objetos son atraídos hacia esta, la fuerza de atracción que ejerce la misma sobre el objeto es la que se conoce como “Fuerza Gravitacional”. Esta fuerza se dirige hacia el centro de la Tierra y su magnitud se llama peso del objeto. Aplicando la segunda ley de Newton, la aceleración es conocida como gravedad y es de  $9,81 m/s^2$ , obteniéndose así:

$$\vec{F}_g = m\vec{g}$$

**Fórmula 3: Fuerza gravitacional<sup>12</sup>**

Una fuerza puede mover un cuerpo si no hay restricción, pero cuando hay una conexión entre dos segmentos como en este caso puede ser tobillo y pie, la fuerza puede mover un segmento rotando por el otro. En este caso se está hablando del momento (cuya unidad es N.m), y se calcula:

$$M = Fxl$$

**Fórmula 4: Momento con respecto a un punto**

---

<sup>12</sup> Fórmula obtenida de: R. Serway, J. Jewett. “Física para ciencias e ingeniería: Volumen 1. 7° Edición. México D.F.: Cengage Learning, 2008. Pág.:104, 106.

La distancia “l” se mide entre la fuerza y el punto de rotación perpendicular a la línea de la fuerza.

El momento y fuerzas que se aplican permiten conocer el comportamiento de las articulaciones en situaciones dinámicas. Por ejemplo, si una persona está de puntas de pie va a tener el peso actuando sobre él, y para mantener el equilibrio los momentos sobre el tobillo tienen que ser cero y es aquí donde actúa la fuerza muscular que produce una fuerza contraria a la del peso.

Sobre una persona que padece diabetes, la distribución de las fuerzas tiene una importancia más que especial. La presión es la magnitud que se encarga de definir esta distribución, y el concepto de la misma es la fuerza que se aplica sobre una superficie (S) de contacto. La medida internacional para la presión es el Pascal:

$$p = F/S$$

Fórmula 5: Presión (p)

Sin embargo además del Pascal se puede utilizar la unidad de  $kg/cm^2$ , siendo la relación de estas dos unidades (Serway & Jewett, Física para ciencias e ingeniería, 2009):

$$1 Pa = 1,020 \times 10^{-5} kg/cm^2$$

Fórmula 6: Equivalencias de unidades de presión

### Marcha Humana

La medida de la presión plantar es fundamental para conocer la distribución de las fuerzas en la planta del pie. Estas dependen entre otros factores de la velocidad de la persona cuando camina, su superficie de contacto, material de los zapatos y el peso del paciente (Viadé & Royo, 2013).

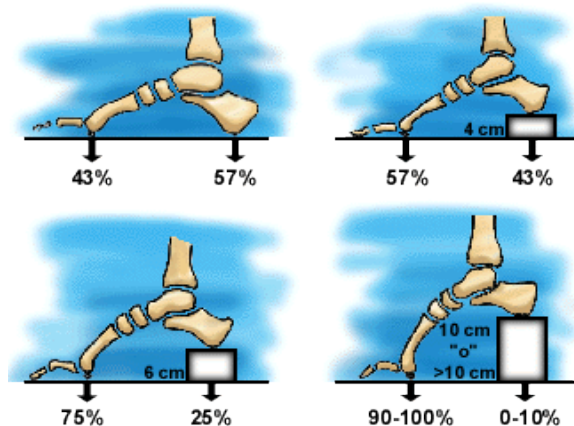


Ilustración 12: Distribución de pesos en superficies del pie<sup>13</sup>

A partir de estos conceptos se puede analizar la marcha, la cual es un proceso de locomoción por el cual el cuerpo humano en posición erecta, generalmente, se mueve y donde los miembros inferiores soportan de forma alternativa el peso del cuerpo. A diferencia de la carrera, en la marcha hay un contacto permanente del individuo con el suelo a través de al menos uno de sus pies.

En el estudio de la marcha, se pueden distinguir cuatro fases o momentos que describen un ciclo completo. Cuando se hace el análisis de un ciclo, se parte de la descripción de un solo miembro porque se tiene en cuenta que el miembro inferior contralateral acontece lo mismo pero trasladado en el tiempo medio ciclo.

Si se realiza una medición del apoyo del pie en el suelo, se pueden analizar las fuerzas que corresponden al peso corporal y a la ejercida por los músculos transmitida a los huesos a través de los tendones. Éstas pueden ser del tipo horizontales que son la anteroposterior ( $F_x$ ) y la transversal ( $F_y$ ) y también encontramos fuerzas verticales ( $F_z$ ). Las primeras están relacionadas con los términos de adherencia de suela/superficie y donde las verticales se ensayan para todos los aspectos relacionados con la amortiguación del calzado. Estudiando estas fuerzas pueden conocerse las presiones posibilitando así conocer los sectores que muestran mayores valores y cuantificación, siendo las zonas de talón y metatarsianos las que presentan las presiones más elevadas.

<sup>13</sup> Imagen obtenida de: <http://www.podoortosis.com/images/estructura-osea/1estru6.gif>.  
Última visita a la página: 13/11/2016.



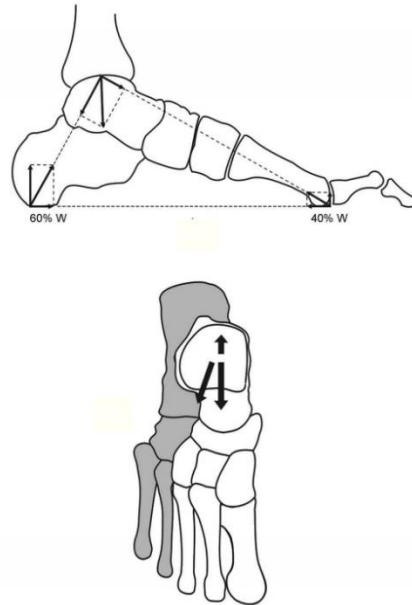


Ilustración 13: Dirección de fuerza transversal (arriba) y fuerzas anteroposterior (abajo)<sup>14</sup>

En posición vertical, cada pie marca sobre el suelo una impresión en forma de medialuna de concavidad medial, que se extiende desde el talón hasta la cabeza de los cinco huesos metatarsianos y los dedos.

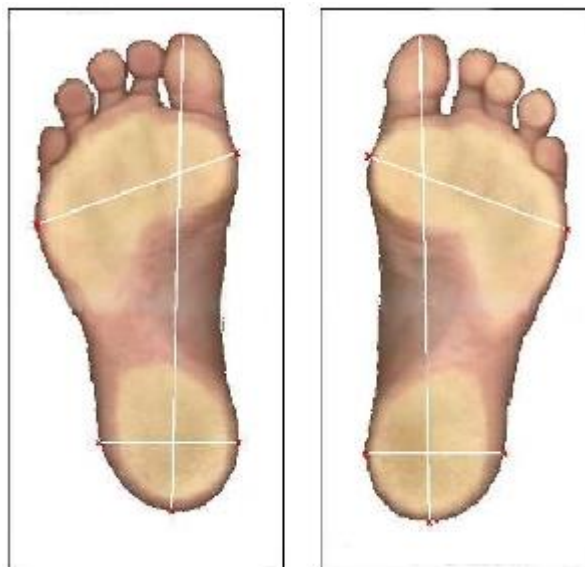


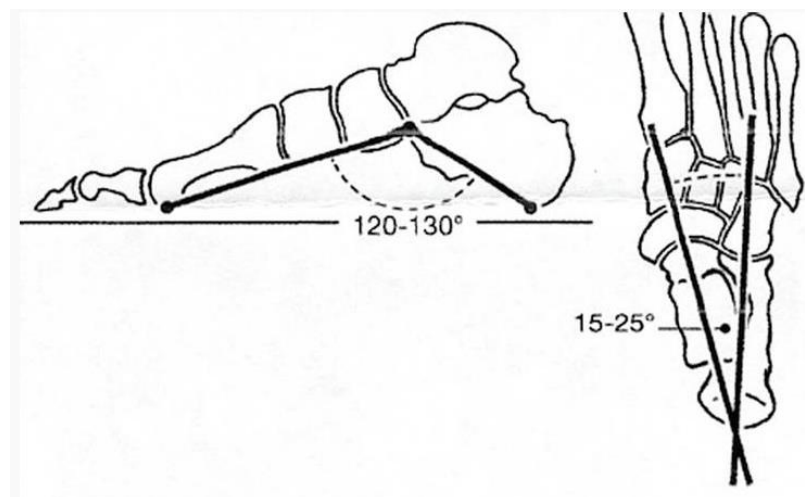
Ilustración 14: Estudio estático de la huella plantar<sup>15</sup>

<sup>14</sup> Imagen obtenida de: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-anatomia-funcional-biomecanica-del-tobillo-13055077>. Última visita a la página: 13/11/2016.

<sup>15</sup> Imagen obtenida de: <http://eltamiz.com/elcedazo/2016/07/10/lo-que-se-preguntan-sus-alumnos-de-3o-de-la-eso-xix-para-que-sirven-los-dedos-de-los-pies/>. Última visita a la página: 19/11/2016

Esta concavidad se debe a una semibóveda denominada bóveda plantar. Esta se compone de dos partes, una medial y elevada conocida como arco longitudinal medial y otra lateral más baja, denominada arco longitudinal lateral, este último también conocido como bóveda de apoyo. La parte posterior de la bóveda corresponde a la región del talón, donde el calcáneo inclinado posterior e inferiormente, forma el esqueleto. La parte anterior de la bóveda formada por los dos últimos huesos metatarsianos. El hueso clave en esta estructura es el cuboides, ya que, une el calcáneo con los huesos metatarsianos cuarto.

El arco longitudinal medial o bóveda de movimiento está situado inferiormente al astrágalo. Su pilar posterior es el calcáneo y los elementos del pilar anterior son el hueso navicular, los tres cuneiformes y los tres primeros metatarsianos. El astrágalo, el hueso cuneiforme y los tres primeros huesos metatarsianos correspondientes debido a la función que desempeñan durante la marcha, se denominan puntal del pie.



**Ilustración 15: Pie normal. Disposición de la bóveda plantar. <sup>16</sup>**

Cabe destacar que el astrágalo pertenece a los sistemas de apoyo y movimiento. Mientras tanto el calcáneo pertenece a las dos bóvedas del pie, la de apoyo y movimiento formando el pilar posterior de cada uno de ellos.

El comienzo del ciclo de la marcha puede analizarse de distintos momentos, muchos autores lo comienzan en el instante de despegue del miembro inferior atrasado, otros en el choque del talón del miembro inferior adelantado. En este caso el primer momento o fase será la de la fase de contacto, es decir, el momento en el que el talón del miembro adelantado impacta con el suelo recibiendo así parte del peso del cuerpo. El tobillo tiene 0° de flexión, absorbe el

<sup>16</sup> Imagen obtenida de: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-alteraciones-boveda-plantar-13055069>. Última vista a la página 19/11/2016

choque de recepción y frena la caída del antepié. Posteriormente se produce una flexión plantar que sitúa toda la planta en contacto con el suelo. En esta fase, la fuerza vertical es máxima y dada la posición inicial del pie las fuerzas anteroposteriores (Fx) son negativas y a medida que se produce el movimiento de pronación, las fuerzas Fx llegan a cero y a positivas, hasta que finaliza el contacto del pie.

En la fase de soporte o de “apoyo unilateral”, el miembro inferior apoyado soporta todo el peso del cuerpo y permite la traslación corporal hacia adelante. Aquí el muslo se mantiene aún en flexión para después enderezarse junto con una extensión de la rodilla e inclinación anterior de la tibia, permitiendo que todo el miembro se incline hacia delante- La fuerza vertical sufre una caída y corresponde al cambio del período de frenada del impulso anterior, mientras que las fuerzas transversales no son altas.

A continuación se produce la fase de impulso, aquí el miembro inferior en estudio está atrasado y se inclina hacia adelante por una extensión de cadera, la rodilla se flexiona y la articulación tibiotarsiana se flexiona plantarmente. Hacia el final de esta fase el músculo se contrae, extendiendo la rodilla y la articulación tibiotarsiana llega a su máxima flexión plantar (30° aproximadamente) produciéndose un apoyo único de la cabeza del primer metatarsiano, generándose fuerzas orientadas hacia arriba y adelante.

El ciclo finaliza con la fase de oscilación, que el pie se despegas del suelo y se produce la flexión de la cadera y la rodilla siendo el miembro contralateral el que sostiene la totalidad del peso corporal (A. Camp Faulí, 2006).

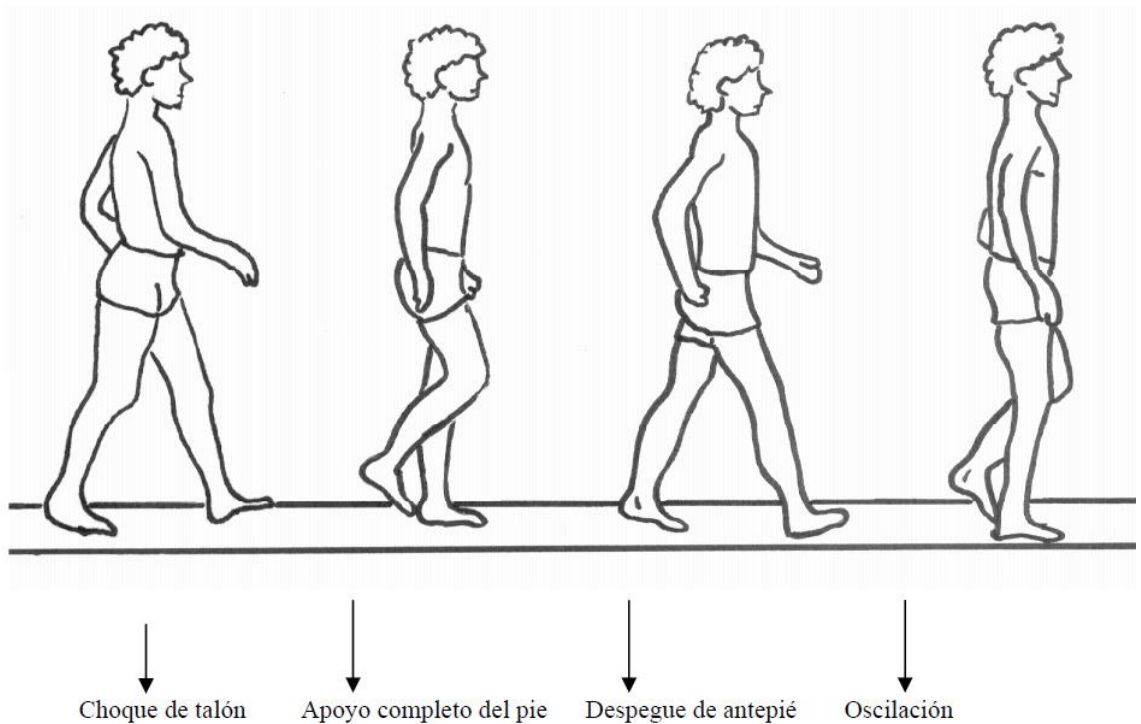


Ilustración 16: Ciclo de la marcha<sup>17</sup>

Gráfica de las fuerzas. En azul están representadas las fuerzas verticales, en verde las anteroposteriores y en rojo las mediolaterales.

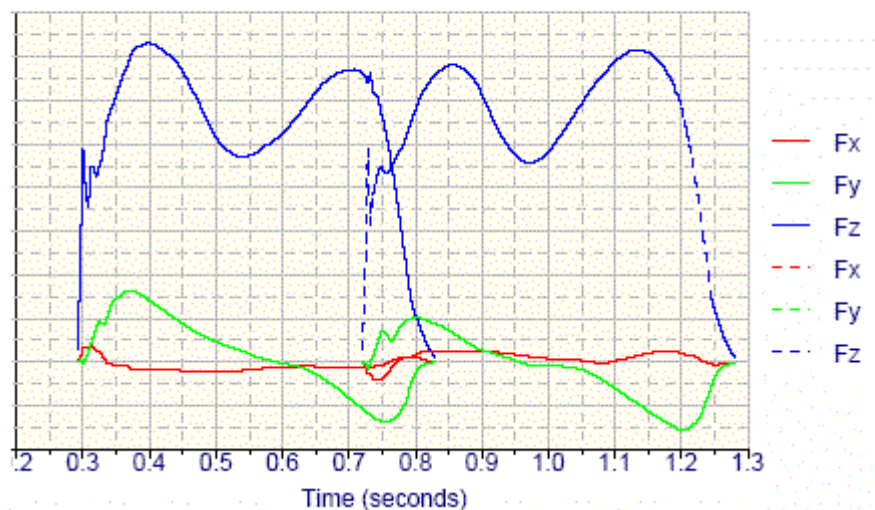


Ilustración 17: Gráfico de distribución de fuerzas de la marcha humana<sup>18</sup>

Como se mencionó anteriormente las fuerzas ejercidas en cada fase son distintas, por lo que las presiones plantares a partir de éstas también varían en cada etapa. La mayor parte de la carga es soportada por el talón (retropié) con

<sup>17</sup> Imagen obtenida de: <http://movementsofthehuman.blogspot.com.ar/2011/06/marco-teorico-analisis-de-la-marcha.html>. Última visita a la página: 13/11/2016.

<sup>18</sup> Imagen obtenida de: <http://www.efdeportes.com/efd109/taekwondo02.gif>. Última visita a la página: 13/11/2016.

una presión media de 253 kPa, seguido de la región de las cabezas de los metatarsianos (antepié) con una media de aproximadamente 220 kPa, mientras que la mínima se halla en el mediopié con un valor inferior a 65 kPa, si alguno de estos tres valores de presiones medias en una persona estuviese por encima de los 450 kPa, serían indicativos de molestia y dolor (Martínez, Sánchez, Cuevas, & Sánchez, 2006) (Martínez, Sánchez, Cuevas, & Sánchez, 2006).

<i>Región</i>	<i>Pico de presión máxima (kPa)</i>	<i>Presión media (kPa)</i>
Retropié	750 (303,5)	253 (115)
Mediopié	400 (223,1)	65 (43,4)
Antepié	1.240 (470,6)	220 (111)

kPa: kilopascal (1 kPa = 1/98 kg/cm<sup>2</sup>).

Tabla 1: Presiones en sectores del pie<sup>19</sup>

<sup>19</sup> Imagen obtenida de: Martínez-Nova, A; Sánchez-Rodríguez, J. C; *Et. Al.* "Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos". Extremadura, 2006. Pág: 3.

## Capítulo 3: Pie diabético

La Organización Mundial de la Salud en 1995 definió el pie diabético como un síndrome resultante de la interacción de factores sistémicos (como la angio-patía, neuropatía e infección) así como también por factores ambientales donde se pueden incluir el modo de vida, la higiene y el calzado que se utiliza entre otros.

Se ha calculado que un 25% de los pacientes con Diabetes Mellitus desarrollarán problemas en sus pies a lo largo de su evolución. Estos problemas en los pacientes diabéticos, más específicamente las ulceraciones, son la causa de hasta un 20% de sus ingresos hospitalarios.

La principal gravedad de las complicaciones del pie diabético se debe al elevado riesgo e incidencia de amputaciones. Los sujetos con diabetes mellitus tienen 10 veces más posibilidades de sufrir una amputación no traumática que la población homóloga no diabética y en España se ha investigado que un 6% puede sufrir la mortalidad perioperatoria y un 50% puede ser del tipo postoperatoria en un seguimiento a tres años. En países desarrollados, como Estados Unidos, se estiman que los costos por tratamiento de úlceras superan los US\$ 45.000. Sin embargo estos gastos no incluyen los deterioros en la calidad de vida del paciente debido a su disminución de movilidad y la pérdida de producción.

Por lo tanto, las úlceras en el pie diabético generan un elevado costo para el paciente y la sociedad. Para los pacientes implica sufrimiento, incapacidad, disminución de la calidad de vida, riesgo de pérdida del miembro afectado y aumento de la mortalidad. Mientras tanto, para la sociedad supone un elevado costo por incapacidad laboral y por la utilización de recursos del sistema de salud (Viadé & Royo, 2013).

### Etiología

La suma de complicaciones crónicas tanto micro como macrovasculares llevan a la aparición del pie diabético. La polineuropatía produce una disminución de la sensibilidad tanto superficial como profunda: la pérdida de la propiocepción facilita los traumatismos y altera las presiones plantares dando lugar a zonas de hiperpresión y cizallamiento con formación de hiperqueratosis (callos) y úlceras (perforación plantar).

La enfermedad vascular periférica genera la obstrucción de las arterias dando lugar a disminución del riego, con necrosis tisular, favoreciendo así a la formación de úlceras. Además, interfiere con el aporte de nutrientes y de elementos de defensa del paciente frente a la infección.

Una vez que se pierde la protección de la piel, se facilita la infección favoreciendo a la destrucción tisular y agrava el pronóstico de lesión.

Se pueden diferenciar así tres tipos de factores de riesgo del pie diabético. Se encuentran los factores predisponentes que llevan al paciente diabético a una situación de riesgo de presentar una lesión, luego están los desencadenantes o precipitantes, que son aquellos que provocan la aparición de la úlcera y por último los agravantes o perpetuantes, que retrasan la cicatrización y conducen a la aparición de complicaciones.

Los factores predisponentes dan lugar a un pie vulnerable, y pueden encontrarse los factores primarios y secundarios.

- **Factores Primarios:**

- **Neuropatía:** Un 45%-60% de las úlceras son del tipo neuropáticas, en segundo lugar están las neuroisquémicas (25%-45%), mientras que las puramente isquémicas son las menos frecuentes. Estos números demuestran que la neuropatía está presente en un 80%-90% de los casos, afectando a las fibras nerviosas sensitivas, motoras y autonómicas, produciendo diferentes manifestaciones en el pie.

Si la afectación es del tipo sensitiva, tanto la sensibilidad profunda (sentido de posición de los dedos) como la superficial (táctil, térmica y dolorosa) están disminuidas, por lo tanto el sujeto no tiene la capacidad de sentir una agresión en el pie como puede ser zapatos muy ajustados, sobrecarga de presión, cuerpo extraño dentro del zapato, entre otros. De esta manera, el paciente no podrá poner en marcha mecanismos de defensa para evitar la lesión. Estudios demostraron que una presión mayor a 700 kPa en un sector del pie, es riesgosa y aumenta la posibilidad de formación de úlceras.

Por otra parte, si la afectación es motora, se va a producir una pérdida del tono y una atrofia intrínseca del pie, dando como resultado un desequilibrio de tensores y flexores, alteración en la distribución de cargas y un desplazamiento hacia adelante de la capa grasa que se encuentra debajo de la cabeza de los metatarsianos. El resultado de estas complicaciones da como resultado deformidades en los pies como lo son el pie en garra (Ilustración 18: Pie en garra), hallux valgus (Ilustración 19: Hallux valgus), etc. incrementándose así la presión máxima en zonas concretas del pie facilitando el traumatismo y como última instancia la ulceración.



Ilustración 18: Pie en garra<sup>20</sup>



Ilustración 19: Hallux valgus<sup>21</sup>

Finalmente ocurre la afectación autonómica, cuya consecuencia es la pérdida de sudoración del pie, tornándose así la piel seca, agrietada y con una hiperqueratosis marcada donde se pueden formar fisuras que son el inicio de una lesión o la puerta de entrada a la infección. Además, si los nervios simpáticos están afectados se produce un cambio en el flujo sanguíneo y aumentos de la resorción ósea y osteoporosis provocándose así fracturas, subluxaciones, colapso articular y deformidades debido a los traumatismos repetitivos en el pie neuropático.

- **Macroangiopatía:** Las arterias geniculares de la pierna son bilaterales y segmentarias y son donde más afectaciones arterioescleróticas tienen los pacientes que padecen diabetes. Debido a la disminución de oxígeno y nutrientes se produce una necrosis cutánea

---

<sup>20</sup> Imagen obtenida de: [http://www.cirurgiahsalvador.cl/ed\\_continua/temas-de-interes/37-pie-diabetico.html](http://www.cirurgiahsalvador.cl/ed_continua/temas-de-interes/37-pie-diabetico.html). Última vista de la página: 11/11/2016.

<sup>21</sup> Imagen obtenida de: "<http://www.blogdetrauma.com/juanetes-espilon-calcaneo-dos-en-garra/>". Última visita a la página: 11/11/2016.



dando así lugar a la úlcera neuroisquémica. También se dificulta la cicatrización de las heridas y el tratamiento de la infección. Una característica propia del paciente diabético, es la calcificación de la capa media que genera una alteración en la onda de pulso y eleva falsamente la presión del tobillo y el índice tobillo-brazo.

- **Factores Secundarios:**
  - Artropatía: La denervación osteoarticular origina una desestabilización articular dando como resultado una mal reparto de las cargas y traumatismos repetidos, generando un fragmentación o degeneración por sobrecarga del cartílago e incluso erosión del hueso.
  - Nivel socioeconómico: Malos hábitos de higiene, no aceptación de la enfermedad, escaso interés por la información, demora en la consulta por la aparición de lesiones iniciales y el deficiente respaldo familiar, son una complicación a nivel de aparición de lesiones como a la evolución de las mismas.
- **Factores precipitantes o desencadenantes:** Los factores claves en el proceso de ulceración son el nivel de respuesta sensitiva, capacidad de tejidos para resistir la alteración neuropática y el tipo, la magnitud y la duración del estrés o la presión aplicados.
- **Factores extrínsecos:** Los traumatismos mecánicos, ya sea por el impacto intenso localizado que lesiona la piel (pisar un clavo por ejemplo) o bien por presión ligera y sostenida que provoca una necrosis isquémica (calzado mal ajustados, entre otros) son los factores del tipo extrínsecos que en un pie vulnerables pueden generar una lesión. Se pueden encontrar también los traumatismos térmicos (caminar descalzo sobre arena caliente puede ser un ejemplo) generan lesiones en pie neuropáticos.
- **Factores intrínsecos:** Una deformidad en el pie o la limitación articular condiciona un aumento de presión que tiene como resultado la aparición de callosidades, que son lesiones preulcerosas (la mitad de las lesiones del pie se asientan previamente sobre callosidades).
- **Factores agravantes:** La ausencia del dolor, el desarrollo insidioso de una celulitis extensa o de un absceso y una hiperglucemia mantenida, que altera los mecanismos inmunitarios benefician el desarrollo de la infección. Además la isquemia compromete los aportes de oxígeno, nutrientes y antibióticos a la zona ulcerada perpetuando y agravando la lesión (Viadé & Royo, 2013).

## Identificación y prevención de pacientes con riesgo

Entre los principales factores de riesgo para desarrollar lesiones en el pie diabético, encontramos:

- Edad avanzada o tiempo de evolución superior a los 10 años

- Ausencia de sensibilidad (Neuropatía periférica)
- Vasculopatía periférica
- Deformidad o hiperqueratosis del pie
- Movilidad articular disminuida
- Obesidad
- Disminución en la visión (retinopatía diabética avanzada)
- Mal control metabólico (altos niveles de glucemia)
- Calzado inadecuado
- Antecedentes de ulceración o amputación
- Nivel socioeconómico bajo, alcoholismo, aislamiento social o higiene deficiente en los pies

Son necesarios conocer e identificar estos factores para estratificar el riesgo de los pacientes y desarrollar un adecuado programa de prevención del pie diabético con riesgo de sus consecuencias: lesiones y amputaciones (Viadé & Royo, 2013).

Para la exploración de los pies, se utiliza un monofilamento de 10g y es aquí donde se evalúa la sensibilidad a la presión en cuatro puntos: cara ventral del dedo gordo y cara plantar del talón, del primer y quinto metatarsiano en cada pie. Se aplica 3 veces en cada uno de estos puntos y se debe acertar al menos 2 de cada 3 (Gómez Hoyos, y otros, 2012).

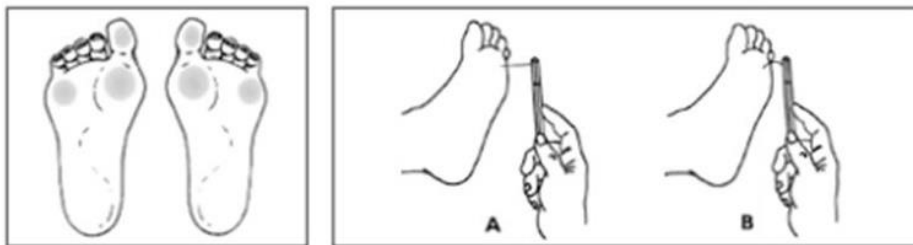


Ilustración 20: Exploración de los pies con monofilamento de 10g<sup>22</sup>

En la Tabla 2: Sistema de clasificación de riesgos, se puede apreciar el grado de riesgo y la frecuencia de revisiones del pie diabético.

---

<sup>22</sup> Imagen obtenida de: <http://slideplayer.com.br/slide/41493/>. Última visita a la página: 12/11/2013.

Riesgo	Sensibilidad alterada	Deformidad/callos	Úlcera/ Amputación previa	Revisiones
0	No	No	No	Anual
1	Si	No	No	6 meses
2	Si	Si	No	3 meses
3	Si	Si	Si	Mensual

Tabla 2: Sistema de clasificación de riesgos<sup>23</sup>

Para la prevención es importante que todo paciente conozca la importancia del cuidado diario de los pies.

Aquellos que pertenecen a los dos primeros grados de riesgo (grados 0 y 1) se debe realizar una exploración en la que se incluye:

- Si hay alguna deformidad en el pie, como es su forma y determinar cuál es la rigidez del calzado
- Luego, se debe apreciar el estado del pie, es decir, si este posee fragilidad, edema, callosidad o úlcera.
- Medir pulsos periféricos o maleolares.
- Exploración de sensibilidad táctil, vibratoria y dolorosa.
- Identificar antecedentes de problemas del pie desde la última revisión.
- Problemas visuales y de movilidad que impidan el cuidado de los pies.
- Educar al paciente para que pueda autocuidarse.

Por otra parte, los pacientes que tienen un pie de alto riesgo (en este grupo incluimos a los de grado 2 y 3) se debe:

- Explorar los pies en cada visita.
- Proporcionar educación para el autocuidado.
- Señalar el riesgo del pie de la persona en la historia clínica.
- Obtener el mejor control metabólico.

En la Ilustración 18 se puede apreciar de forma esquemática los pasos a seguir cuando se realizan los controles al paciente. Un parámetro que se tiene en cuenta también para este control en los pacientes es el ITB, que se obtiene del

<sup>23</sup> Tabla obtenida de: J. Viadé. "Pie diabético: Guía práctica para la prevención, evaluación y tratamiento". Buenos Aires, Madrid: Panamericana, 2006. Pág.: 41.

cociente de la presión arterial sistólica del tobillo y la del brazo (Viadé & Royo, 2013).

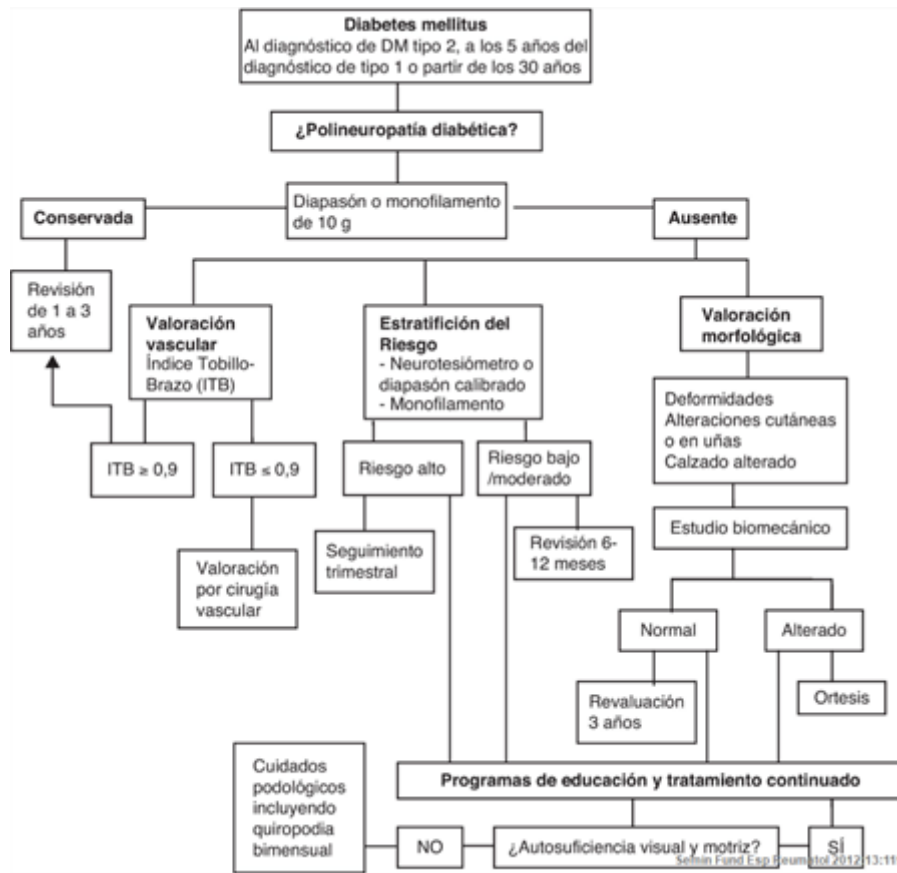


Ilustración 21: Esquematación de los procesos a llevar a cabo para el tratamiento del pie diabético<sup>24</sup>

## Úlcera neuropática

Como se mencionó anteriormente, la ausencia o disminución de la sensibilidad es un factor determinante para que se origine una úlcera en el paciente.

La aparición de la misma no es de un momento para el otro sino que pasa por diferentes estadios. En primer lugar, la zona donde se forma es un lugar de mucho roce o presión, pero el paciente no se percata de esto debido a la ausencia parcial o total de la sensibilidad. En esta primera etapa la alte-

<sup>24</sup> Imagen obtenida de: <http://www.elsevier.es/es-revista-seminarios-fundacion-espanola-reumatologia-274-articulo-pie-diabetico-S157735661200309>. Última visita a la página: 12/11/2016.

ración biomecánica (en la marcha por ejemplo), la disminución de la almohadilla plantar y el roce del zapato son los principales factores para que aparezca una úlcera neuropática. Los mismos generan un pico de presión en la epidermis formándose así una zona hiperqueratósica o callosidad.

En la callosidad, se establece una presión vertical que junto con el movimiento de cizallamiento horizontal más la carencia de sensibilidad provoca que a nivel subqueratósico aparezcan pequeñas hemorragias (hemorragias subqueratósicas) que después se convertirán en áreas de necrosis por licuefacción (maceración).

Por el roce de calzado o al andar esta capa córnea se ablanda por la existencia de áreas de necrosis en capas más profundas debida a la licuefacción, la misma se rompe dejando expuesta la piel subyacente facilitando la aparición de una úlcera (Ilustración 22) que con toda probabilidad se infectará. La misma sino se trata, progresará hasta el tejido hipodérmico (celulitis), cápsula articular y hueso (osteítis).



Ilustración 22: Úlceras neuropáticas<sup>25</sup>

El patrón del paciente con úlcera es:

- Mal control metabólico y/o diabetes de más de 5 años de evolución
- Calzado de mala calidad, estrecho, en mal estado, etc.
- Factores sociales:
  - Poca preocupación por su enfermedad
  - Mal cuidado de los pies: higiene deficiente, por ejemplo
  - Bajo nivel cultural
  - Bajos ingresos económicos

<sup>25</sup> Imagen obtenida de: J, Viadé. *Op.Cit.* Pág.: 44.

Las características propias de esta úlcera son:

- Están ubicadas en zona de roce o presión
- Forma circular bien delimitada
- Hiperqueratosis alrededor de la úlcera
- Muy exudativa
- Fondo ulceral con tejido de granulación
- Sangra con facilidad

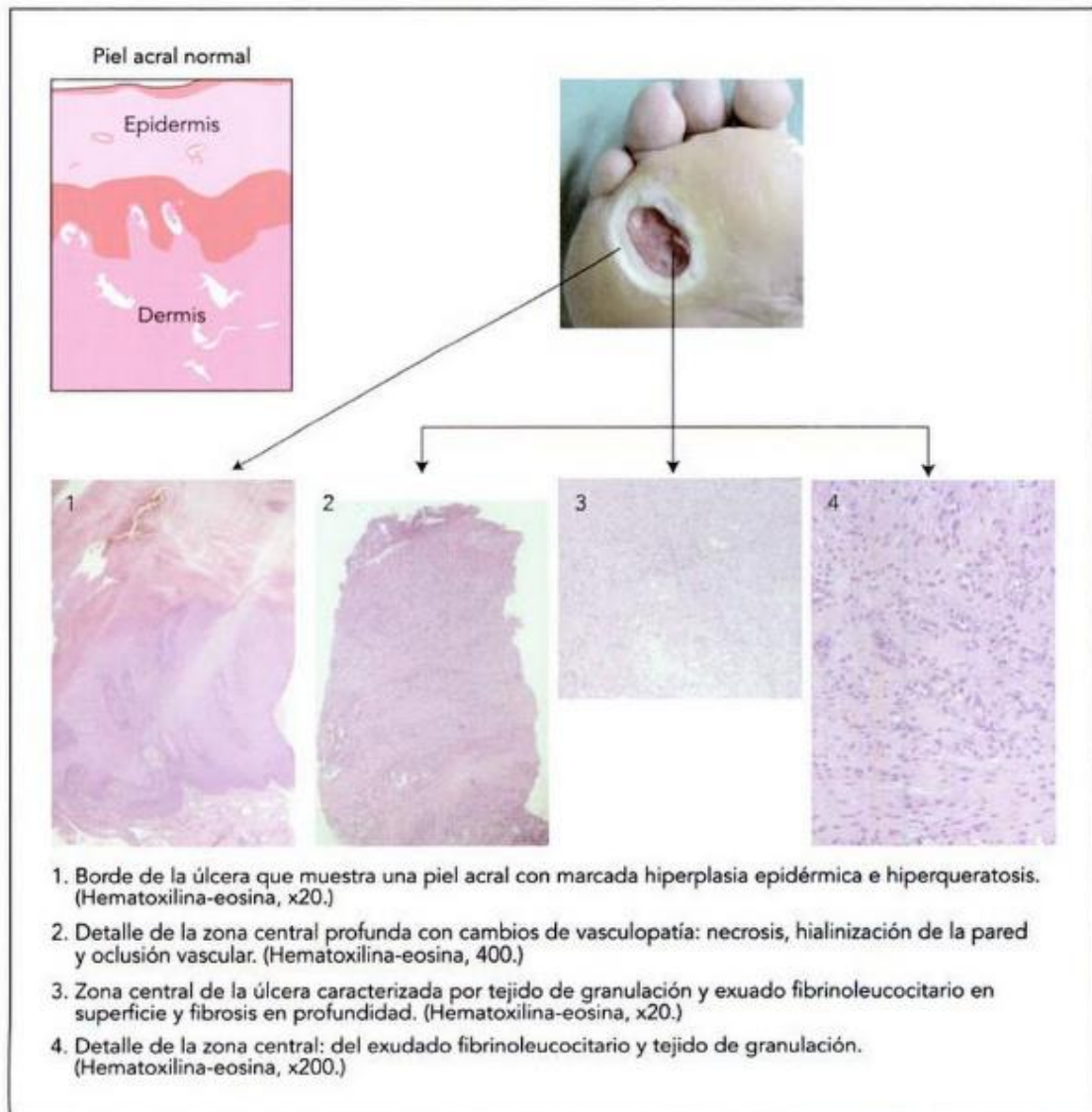


Ilustración 23: Corte histológico realizado en una úlcera neuropática<sup>26</sup>

No existe un lugar predefinido en el que se emplacen las úlceras neuropáticas, sin embargo existen zonas de mayor incidencia que otras siendo estas las zonas de las articulaciones metatarsofalángicas y parte lateroplantar del primer dedo.

<sup>26</sup> Imagen obtenida de: J, Viadé. *Op.Cit.* Pág.: 41.

Los sectores más comunes donde se generan estas úlceras son:

- Cabeza del segundo metatarsiano
- Cabeza del primer metatarsiano
- Pulpejo del primer dedo
- Cabeza del quinto metatarsiano (Viadé & Royo, 2013).

## Úlcera Neuroisquémica

Ante la presencia de una úlcera, si la misma muestra signos de polineuropatía y pulsos distales no palpables significa que es una úlcera del tipo neuroisquémica (Ilustración 24).

Se caracteriza por un dolor poco importante y con tejido de granulación mínimo o escaso, a diferencia de la úlcera neuropática que el dolor es mínimo o nulo y el tejido de granulación es grande.

Su localización es principalmente en la parte lateral de los dedos, cabeza del primer y quinto metatarsiano y talón (Viadé & Royo, 2013).



Ilustración 24: Úlcera neuroisquémica<sup>27</sup>

## Úlcera Isquémica

Se producen por la alteración en la microcirculación cutánea (microangiopatía) y por arteriosclerosis de las arterias de las extremidades inferiores (macroangiopatía).

---

<sup>27</sup> Imagen obtenida de: <http://www.institutovalencianodeozonoterapia.com/ozonoterapia-vs-pie-diabetico/>. Última visita: 11/11/2016.

La arteriosclerosis de las extremidades puede ocasionar una isquemia que por sí misma produzca una lesión, o comportarse como un elemento perpetuador de una lesión de otro origen (neuropático, traumático, infeccioso, etc.) (Viadé & Royo, 2013).



Ilustración 25: Úlcera isquémica<sup>28</sup>

## Abordaje del pie diabético

En esta patología es importante analizar las zonas del pie donde la presión es excesiva para poder prevenir la formación de úlceras tomando las medidas necesarias.

Uno de los métodos más utilizados para el estudio de las presiones plantares es a través de la baropodometría. Este sistema tiene una superficie plana y dura que no se deforma con la aplicación de una presión. De este modo, se pueden realizar diagnósticos del pie. Una vez realizado el mismo se pueden identificar las zonas problemáticas y así prescribir órtesis plantares.



Ilustración 26: Plataforma de presión<sup>29</sup>

<sup>28</sup> Imagen obtenida de: <http://www.flebologiaesquel.com.ar/site/index.php/galeriaimg/11-ulceras/detail/20-ulcera-isquemica?tmpl=component>. Última visita a la página: 11/11/2016.

<sup>29</sup> Imagen obtenida de: <http://www.namrol.com/productos/analisis/podoprint>. Última visita a la página: 12/11/2016.



Las descargas de las zonas de presión con úlcera es un aspecto trascendental para la prevención y curación de las propias úlceras. Para estos casos existen órtesis y férulas con diversas prestaciones.

Se debe actuar a nivel biomecánico para que las fuerzas y presiones que inciden sobre el pie se repartan de manera uniforme, para proteger las zonas sanas y aislando aquellas que sean conflictivas o susceptibles.

Para ello, debe cumplir con los siguientes objetivos:

- Redistribuir la presión, en los puntos que es excesivo y con riesgo de ulceración
- Disminuir las fuerzas de impacto y cizallamiento. La carencia de la propiocepción, hay una gran cantidad de situaciones debido al estrés mecánico sufrido por el sistema musculoesquelético con la posible consecuencia de provocar lesiones en puntos de exceso de presión
- Limitar la movilidad articular en algunos casos sirve para conseguir una ausencia total de presión.

Sin embargo, antes de plantear y/o aplicar una órtesis o férula, es necesario tener presente su correcta indicación, la relación beneficio-riesgo y la necesaria personalización del tratamiento. También, un punto importante a tener en cuenta es que el paciente debe conocer las instrucciones para un buen uso de la órtesis y realizar controles periódicos con los especialistas.

Los productos que encontramos hoy en día que ayudan al abordaje del pie diabético son elementos de descarga provisional y definitiva. En los primeros podemos encontrar:

- **Fieltro adhesivo:** un fieltro adhesivo primero debe recortarse siguiendo el contorno de la úlcera y dejando una abertura antes de proceder a su uso. Se debe tener en cuenta que cada úlcera requiere un diseño de descarga particular, viéndose influido por su localización, diámetro, morfología del pie, etc. Debido a la inexistencia de un patrón general, cada situación tendrá sus particularidades y cada fieltro será distinto. El objetivo es asegurar que en dinámica, la úlcera quede totalmente en suspensión y para ello se debe seleccionar bien el espesor del mismo porque en varios casos, fieltros delgados no cumplen con su tarea. Hay que destacar, que este elemento debe ser reemplazado cada 2-3 días.



Ilustración 27: Filtro adhesivo<sup>30</sup>

- **Calzado de descarga:** Por su diseño modifica la zona de carga del pie y provoca el desplazamiento de fuerzas para que disminuyan en la zona que se busca descargar. Es el tratamiento indicado sobre todo en úlceras de antepié y otras veces es alternado con fieltros adhesivos, férulas personalizadas, etc. Pueden estar hechos de diversos derivados del caucho o materiales microporoso.



Ilustración 28: Calzado de descarga<sup>31</sup>

- **Férulas inmovilizadoras de descarga:** Se utiliza solamente cuando no se consigue una suficiente disminución de descarga por otros métodos, ya que este tratamiento involucra una inmovilización del pie y del tobillo. Actúa a nivel de toda la extremidad y modifica la marcha del paciente. Entre las particularidades que posee este elemento, se encuentran la necesidad de un control más frecuente de tratamiento, mayor coste económico y la necesidad de entrenamiento por parte del fabricante. Encontramos dos tipos de férulas:
  - Férulas prefabricadas: tienen como característica principal que son removibles. Su principal desventaja principal que el paciente

<sup>30</sup> Imagen obtenida de: <http://www.piediabetico.net/articulos-perforante.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.

<sup>31</sup> Imagen obtenida de: <http://www.ortogrup.com/productos/calzado/post-quirurgico/calzado-descarga-antepie-detail.html>. Última visita a la página: 13/11/2016.

puede retirársela haciendo que el tratamiento no sea el adecuado. Hay distintos modelos, están los acolchados, neumáticos, multicelular, etc.

- **Férulas personalizadas:** Son confeccionadas por el profesional sobre el pie y la pierna del paciente. Al ser de un material descartable, su duración es limitada, por lo que la renovación del tratamiento se debe ir renovando de forma más periódica que en la férula prefabricada.



Ilustración 29: Férula inmovilizadora de descarga prefabricada<sup>32</sup>

- **Férula supramaleolar o estabilizadora de tobillo:** Recoge el pie en su superficie plantar y mediante dos aletas cubre ambos maléolos. Indicada para deformidades importantes y alteraciones el apoyo con importantes sobrecargas, es utilizada también en procesos de cicatrización de la úlcera.

---

<sup>32</sup> Imagen obtenida de: <http://www.medicalexpo.es/prod/aircast/product-96041-599427.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.



Ilustración 30: Férula supramaleolar<sup>33</sup>

Por otro lado, encontramos los elementos de descarga definitivos. En este grupo encontramos dos tipos de órtesis:

- **Órtesis plantar:** es un tratamiento definitivo, no se confeccionan hasta que la úlcera haya avanzado o se encuentra en una fase muy avanzada. Los objetivos que debe lograr esta órtesis son la de redistribuir presiones de forma uniforme, compensar las posibles alteraciones biomecánicas que se produzcan y contener las deformidades. Es un tratamiento personalizado, sin excepción construido con materiales con gran capacidad de amortiguación, absorción de impactos y adaptación (poliuretano microcelular, espumas, etc.). En ocasiones, se utiliza lámina de neopreno por sus propiedades aislantes para recubrir soportes plantarles en pacientes con marcado grado de isquemia.
- **Órtesis de silicona:** se utiliza como protector de dedos o separador. Es útil como descarga en pacientes con úlcera y fabricada con silicona de consistencia blanda.

---

<sup>33</sup> Imagen obtenida de: <http://www.ortoespacio.com/ortesis-infantiles-de-orliman/1631-ortesis-dinamica-tobillo-pie-fija-supramaleolar-infantil.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.



Ilustración 31: Órtesis de silicona<sup>34</sup>

Otro punto importante a tener en cuenta para el abordaje de esta patología, es el del calzado utilizado por el paciente. Es un elemento de protección frente a factores ambientales, mecánicos y térmicos. Con el tiempo, el calzado conservó la función protectora y hasta logró potenciarla e incorporó otras funciones como la mejora y estabilidad de la marcha, entre otras. Una de las causas más importantes de las úlceras es el uso de calzado inadecuado, siendo este un punto de vital importancia para personas con neuropatía y/o vascularización, con úlceras o antecedentes de éstas. Para ello deben seleccionar un calzado con función protectora frente al medio externo: protección térmica y mecánica, estabilización de la marcha, adaptación a la morfología del pie, debe frenar el roce que produce el desplazamiento del pie durante la marcha, adaptarse a los cambios de volumen del pie por efecto de alteraciones vasculares y con capacidad suficiente, si fuese necesario, para soportes plantares u órtesis.

Muchas veces, el calzado específico es suficiente como elemento terapéutico y preventivo. Es por ello que el paciente debe tener en cuentas a la hora de efectuar la compra del mismo las siguientes recomendaciones:

- Elección de medida adecuada.
- El calzado no debe oprimir pero tampoco quedar desajustado.
- Debe ser de peso liviano, para reducir el gasto energético durante la marcha.
- Una amplia zona del antepié para permitir la movilidad de los dedos.
- Superficies interiores lisas para evitar irregularidades que lesionen la piel.
- Suela de goma y antideslizante para amortiguar y evitar deslizamientos indeseados.
- Se debe ajustar por medio de cordones o tiras de velcro (principalmente para pacientes con déficit visual o alteración de la propiocepción fina).
- Parte posterior semirrígida para estabilización y amortiguación biomecánica.

---

<sup>34</sup> Imagen obtenida de: <http://centrodepodologiayfisioterapiafuengirola.com/Podo/servicios-tratamientos/ortesis.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.

- Materiales de corte transpirables (Viadé & Royo, 2013).



Ilustración 32: Características de un calzado apropiado<sup>35</sup>

<sup>35</sup> Imagen obtenida de: <http://recursosparaeldesporte.blogspot.com.ar/2010/12/el-calzado-adecuado.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.

# DESARROLLO

## Capítulo 4: Impresión 3D

La impresión 3D es un grupo de tecnologías de fabricación por adición donde un objeto tridimensional es creado mediante la superposición de capas sucesivas de material. Las impresoras 3D son por lo general más rápidas, más baratas y más fáciles de usar que otras tecnologías de fabricación por adición, aunque como cualquier proceso industrial, estarán sometidas a un compromiso entre su precio de adquisición y la tolerancia en las medidas de los objetos producidos. Ofrecen a los desarrolladores de producto. La capacidad para materializar partes y montajes hechos de diferentes materiales con diferentes propiedades físicas y mecánicas, a menudo con un simple proceso de montaje. Las tecnologías avanzadas de impresión 3D, pueden incluso ofrecer modelos que pueden servir como prototipos de producto (Wikipedia, 2016).

La elección de este método de fabricación se debió al costo-beneficio que proporcionaba la técnica, fomentando la innovación y versatilidad de lo que supone una revolución de las técnicas actuales de manufactura. A su vez, presenta una gran flexibilidad a la hora de realizar prototipos, reduciendo así, los costos finales.

### Tecnologías

- **Adición de polímeros o FDM:** Lo que hace es ir fundiendo un filamento de polímero mediante un pico depositando capa sobre capa el material fundido hasta crear el objeto sólido. En esta tecnología, el propio material se va añadiendo por capas hasta crear la forma deseada. Las impresoras que emplean esta técnica tienen un costo menor y son las más utilizadas en el ámbito educativo. Esta técnica también se conoce como "Deposición de Material Fundido" o FDM. Es una tecnología que permite conseguir piezas utilizando plástico ABS (juguetes Lego) o bien PLA (un polímero biodegradable que se produce desde un material orgánico), FLEX (Poliuretano termoplástico), etc.

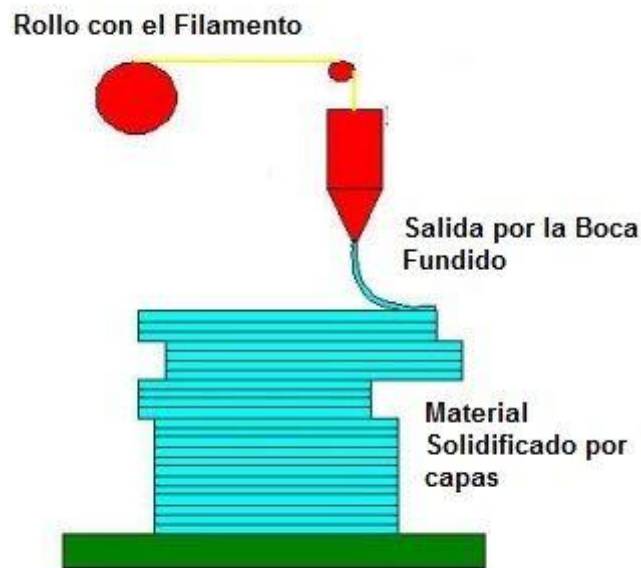


Ilustración 33: Principio de funcionamiento por adición de polímeros<sup>36</sup>

- **Por láser:** con tecnología láser nos encontramos con dos formas diferentes:
  - SLA: conocida como foto-salificación polimérica. Se parte de una base que se sumerge dentro de un recipiente lleno de la resina líquida y va saliendo del recipiente capa a capa. El láser va solidificando la base según va saliendo del recipiente para crear el objeto. Esta técnica también se llama Estereolitografía. Con esta tecnología se pueden obtener piezas de altísima calidad. Como se observa en la imagen, el pistón es el que hace que vaya bajando el recipiente con la resina líquida y la base va saliendo hacia fuera del líquido a la vez que el láser la solidifica. En algunos casos el que va subiendo es la plataforma y el recipiente con la resina líquida quedan fijos.

<sup>36</sup> Imagen obtenida de: <http://www.areatecnologia.com/informatica/imagenes/tipos-de-impresoras-3d.jpg>. Última visita a la página: 15/11/2016.



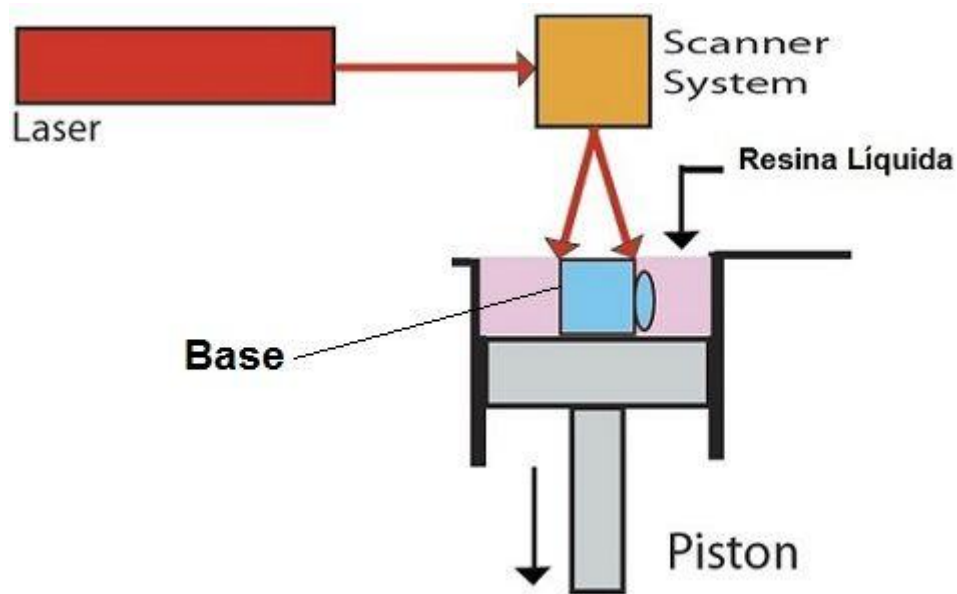


Ilustración 34: Principio de funcionamiento impresora 3D SLA<sup>37</sup>

- SLS: significa "Selective Laser Sintering". El material, a diferencia del SLA, está en estado de polvo. El láser impacta en el polvo y funde el material y se solidifica (sinterizado). Es similar que la SLA solo que el material en el que se baña la base será de polvo (Área Tecnología, 2016).

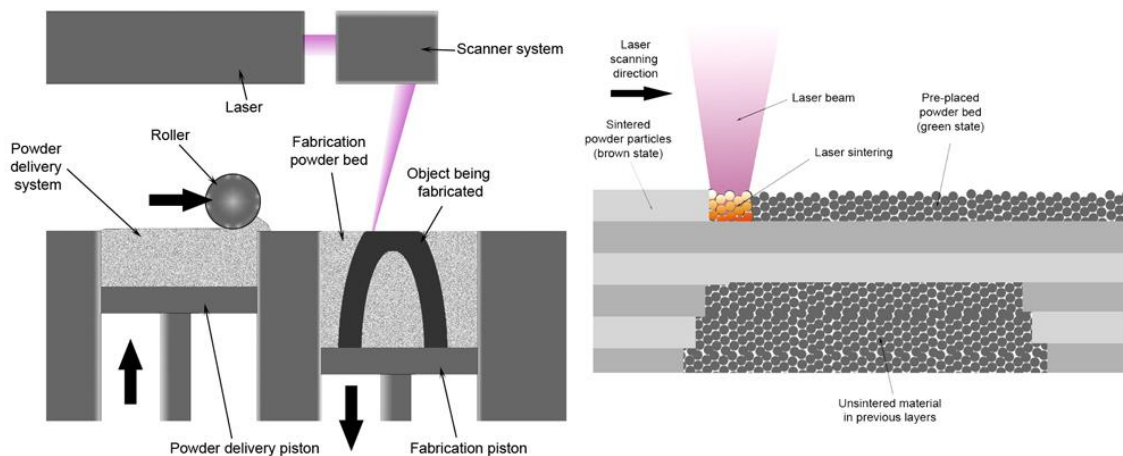


Ilustración 35: Principio de funcionamiento tecnología SLS<sup>38</sup>

<sup>37</sup> Imagen obtenida de: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>. Última visita a la página: 15/11/2016.

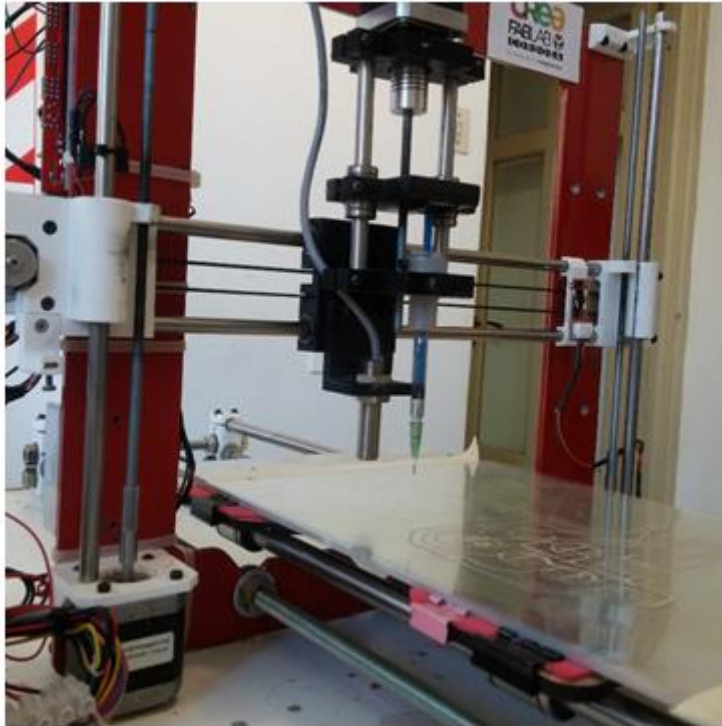
<sup>38</sup> Imagen obtenida de: <http://tallerdesoluciones.blogs.inti.gob.ar/tag/sls/>. Última visita a la página 15/11/2016.

## Ventajas de la impresión 3D

- **Aumento de innovación.** Con las impresoras 3D, se pueden imprimir prototipos de modelos en cuestión de horas, obtener comentarios al respecto, mejorar los respectivos diseños y repetir el ciclo hasta que los diseños sean los esperados
- **Versatilidad.** La revolución que supone para la manufactura de productos. Una sola impresora 3D es capaz de realizar infinidad de productos distintos. Gran parte de la manufactura actual, se realiza con máquinas específicas cuya función está limitada y si el producto cambia, la máquina también debe readaptarse o cambiarse.
- **Flexibilidad y prototipado rápido.** Permite realizar prototipos de productos con facilidad, lo que puede implicar una mejora en el diseño de éstos.
- **Reducción de costos.** Tanto en el proceso de producción como en el proceso de transporte.
- **Personalización.** Una de las ventajas más atractivas, es la posibilidad de realizar la impresora con las dimensiones y características según las necesidades (3D, 2016).

## Impresora utilizada

En este proyecto se utilizó una impresora Prusa i3. Es el diseño de impresora 3D más nuevo y actual hecho por el desarrollador principal de RepRap Josef Prusa. La "i3" incorpora lecciones aprendidas de los dos diseños anteriores de Prusa, así como de otros diseños populares modernos. La misma utiliza tecnología FDM para funcionar (RepRap, 2016).



**Ilustración 36: Impresora Prusa i3 utilizada  
Extrusor de pasta sin retracción**

## Extrusor

El extrusor es uno de los eslabones esenciales que presenta la impresora, ya que será el encargado de determinar la precisión con la cual se realizará la impresión. Un extrusor convencional tiene la función de calentar el pico o hotend con la finalidad de derretir el plástico que va siendo empujado por un motor y un tornillo moleteado (3D Printing, 2016).

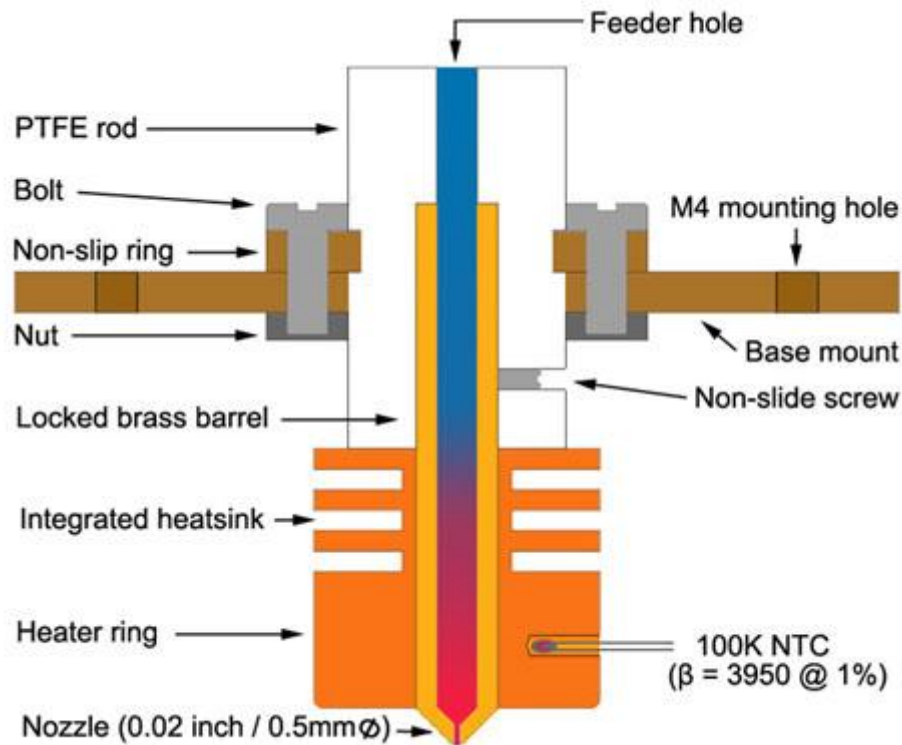


Ilustración 37: Extrusor impresora 3D<sup>39</sup>

### *Extrusor de pasta sin retracción*

Un extrusor de pasta por otro lado utiliza principios similares pero no iguales. En primer lugar el material debe ser previamente cargado dentro de una jeringa y encontrarse en estado pastoso, que puede o no necesitar calefacción dependiendo de las propiedades de éste, pero las temperaturas son muchos menores que las necesarias para fundir un plástico.

Una vez cargado el material en la jeringa es empujado a través del émbolo y expulsado por la boquilla, la cantidad de material expulsado depende de varios factores, como son la velocidad de extrusión, el ancho de la boquilla y la viscosidad. Es esencial que el material mantenga propiedades “plásticas” o que tenga una cierta integridad ya que esto afectara el resultado final. Si el material se encuentra en un estado muy líquido será muy complicado regular parámetros de retracción y tensión superficial, mientras que si es muy sólido producirá atascamiento en la boquilla, produciendo una pérdida de la impresión.

El primer extrusor que abordamos se denomina “Universal Paste Extruder” realizado por RepRap.

<sup>39</sup> Imagen obtenida de: <http://3dprinting.com/3dprinters/fdm-extruder-hot-ends-with-inductive-heating/>. Última visita a la página: 15/11/2016.

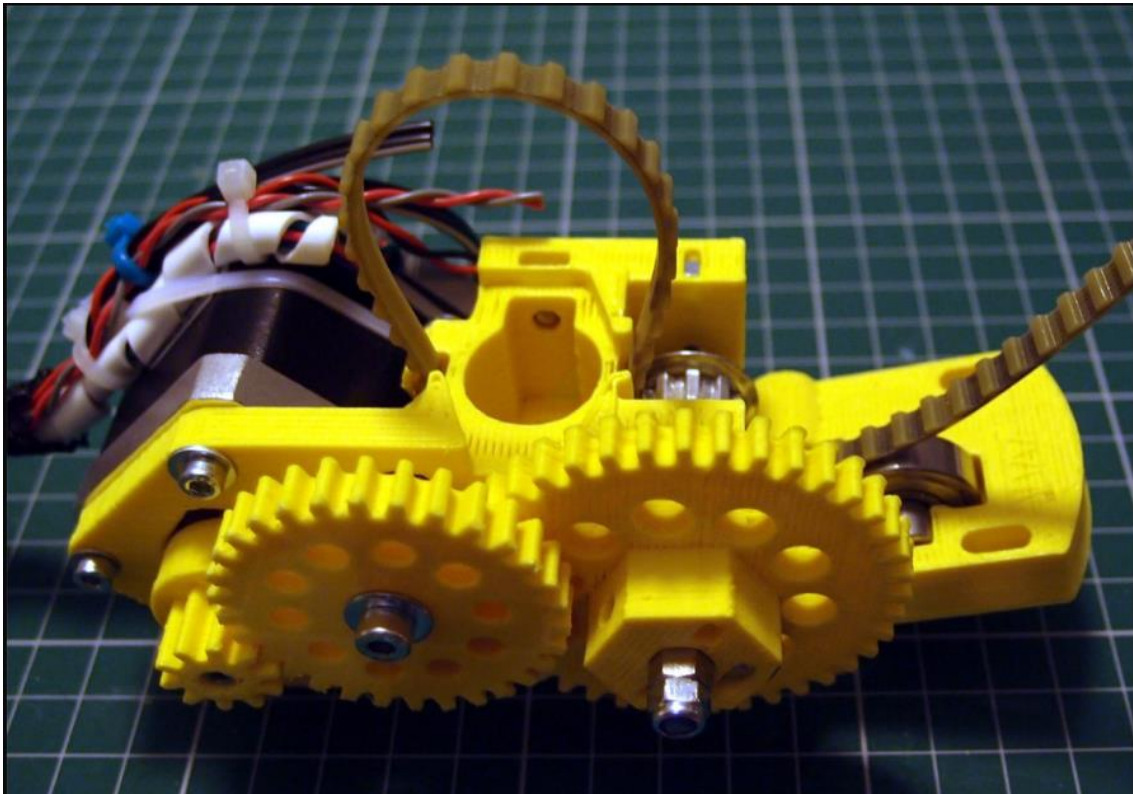


Ilustración 38: Extrusor de pasta sin retracción<sup>40</sup>

La lista de materiales utilizados fue:

- Cuerpo del extrusor impreso
- 3 engranajes (uno pequeño, mediano y grande), bloque de presión del émbolo y camisa impresos
- 1 motor NEMA17
- 4 x Rodamientos 624
- 1 x Rodamientos 608
- 1 x tornillo M8x20
- 1 x tornillo M4x55
- 1 x tornillo M4x75
- 1 x M4 Tuercas planas
- 4 x M4 Tuercas autofrenante
- 3 x M3 Tuercas
- 2 x tornillos M4x20
- 5 x tornillos M3x20
- 4 x M3 Arandelas
- 14 x M4 Arandelas
- 3 x M3 Tuercas
- 2 x tornillos M3x45
- 1 Correa T5 de 5 mm de ancho y 40 cm de largo

<sup>40</sup> Imagen obtenida de: <http://www.thingiverse.com/thing:20733>. Última visita a la página: 15/11/2015.

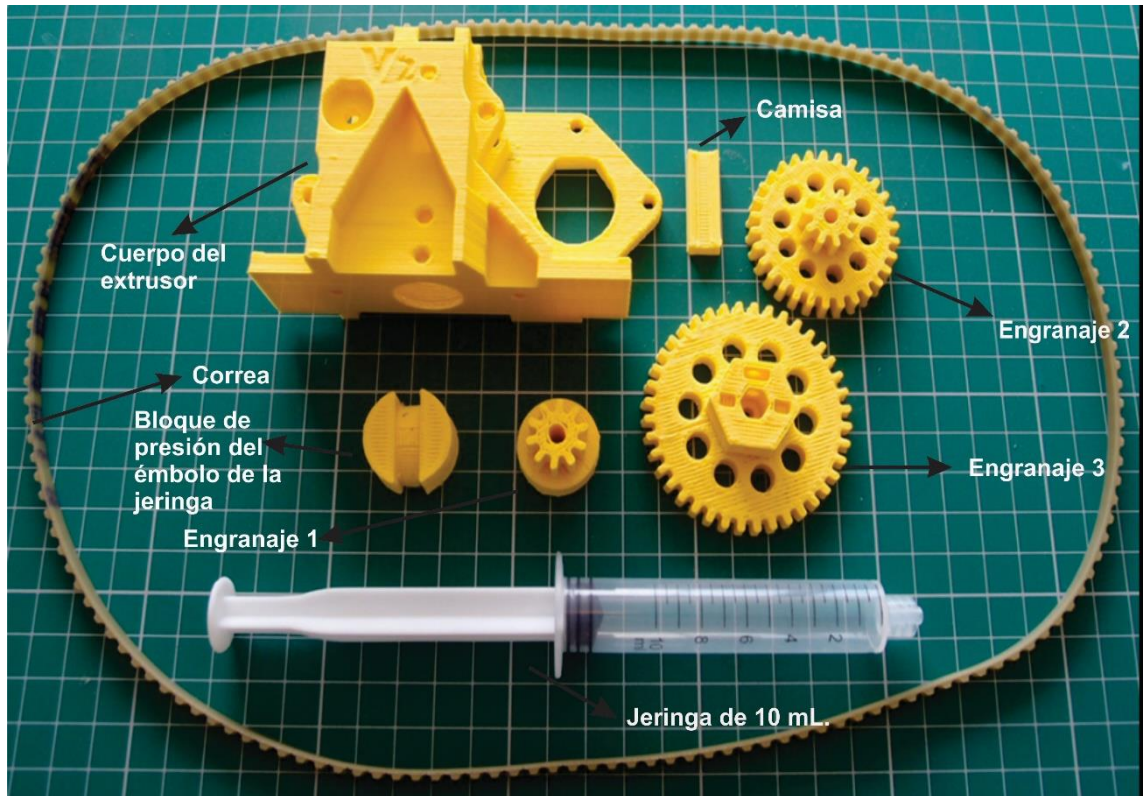


Ilustración 39: Componentes del extrusor de pasta sin retracción<sup>41</sup>

El mismo fue obtenido de la página Thingiverse, y funciona con un Motor NEMA 17 que produce el movimiento de giro de los engranajes permitiendo que la correa se traslade y vaya ejerciendo presión sobre el bloque que se encuentra encima del émbolo de la jeringa generando así el descenso del mismo obteniendo una extrusión.

Las principales ventajas que presentaba este extrusor es su gran reducción, es decir, se puede aumentar la precisión de los pasos del motor multiplicándolos por la relación de los engranajes. De esta manera se regula de forma mucho más precisa la cantidad de material expulsado por la boquilla. A su vez esta reducción produce un aumento del torque del motor garantizando que no habrá atascamiento en la punta de la boquilla. Otra de las ventajas es que al presentar una camisa regulable permitía utilizar jeringas de diferentes diámetros.

La principal desventaja que posee era su incapacidad para realizar retracción de flujo, debido a que la correa solo puede ejercer presión en el sentido que el motor tensiona la correa, cuando gira en sentido inverso la correa disminuye la tensión pero no genera la presión negativa dentro de la jeringa que produciría que el material regresara dentro de la jeringa.

<sup>41</sup> Imagen obtenida de: <http://www.thingiverse.com/thing:20733>. Última visita a la página: 15/11/2016.

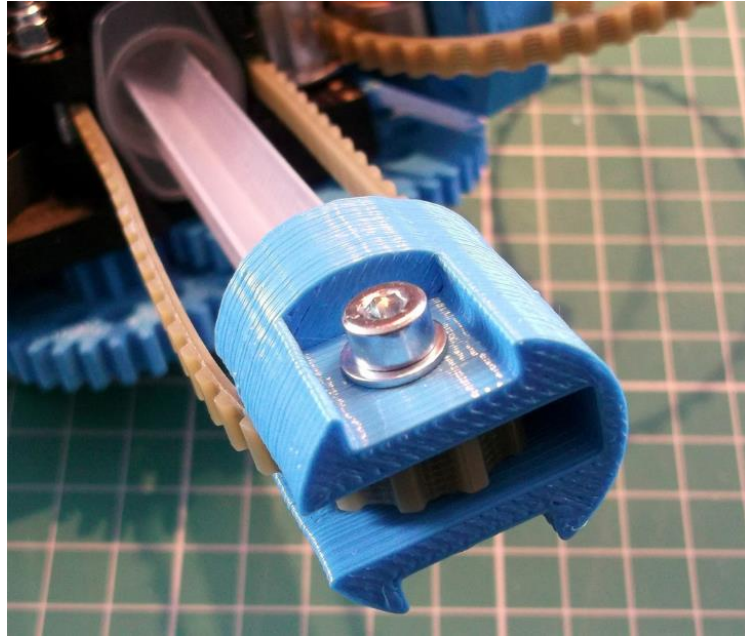


Ilustración 40: Pieza que empuja el émbolo para que se produzca la extrusión

Como se puede apreciar en la Ilustración 40, el bloque que se coloca sobre el émbolo de la jeringa y por donde pasa la correa, tiene la capacidad de ejercer presión hacia abajo lo que significa que permite extruir, pero no presenta la posibilidad de realizar presión negativa para así evitar la salida de líquido residual.

La retracción es importante debido a que al momento donde la aguja debe viajar de un punto a otro sin conexión, es necesario que no salga material por la punta, sino estaríamos conectando puntos innecesarios (RichiRap, 2016).

### *Extrusor de pasta con retracción*

Debido a lo mencionado anteriormente, sobre los problemas de retracción, lo que producía que la tinta residual se esparciera por zonas donde no debía, se decidió utilizar uno con la capacidad de poder retraer el émbolo de la jeringa.

Al igual que el extrusor anterior, el mismo fue obtenido de la página Thingiverse, y para la construcción se necesitó:

- Las tres partes impresas
- Varilla M5
- Motor NEMA 17
- Varilla lisa 8mm
- Dos rodamientos LM8UU
- Acople flexible 5mm a M5
- 7 tornillos M3

- 7 tuercas M3
- Camisa para jeringa de 1 Ml.
- 1 Anti damping para el motor

La primer parte impresa es estática y tiene la funcionalidad de fijar el motor. Éste, transmite el movimiento a través de una varilla roscada M5 mediante un acople flexible que permite la movilidad de la varilla en caso de que hubiera un imperfección y no se encuentre totalmente recta, evitando así la transmisión del error al carro y reduciendo las vibraciones . En los laterales, se encontraban las varillas lisas que permiten el desplazamiento del rodamiento. Los rodamientos LM8UU son utilizados para disminuir al mínimo el rozamiento y no afectar en el movimiento de translación del carro. Originalmente el diseño no los contemplaba, por eso fue necesario realizar las adaptaciones correspondientes.

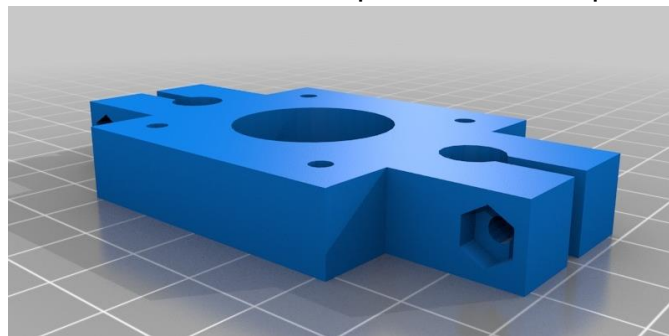


Ilustración 41: Modelado 3D de primera pieza impresa del extrusor<sup>42</sup>

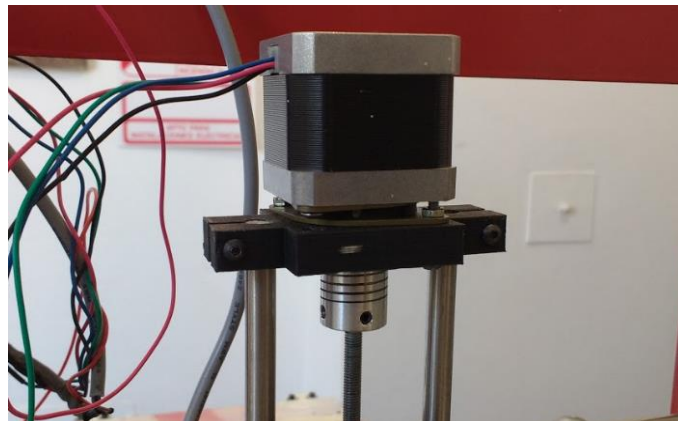


Ilustración 42: Primera pieza impresa del extrusor con retracción

La segunda pieza impresa, es la única pieza móvil de esta estructura, denominada carro. La pieza se desliza sobre las varillas lisas utilizando los rodamientos lineales LM8UU. La transmisión del movimiento se logra por la interacción de la varilla roscada con una tuerca M5 empotrada en esta pieza. La dirección de giro del motor determina el sentido del movimiento.

En su parte inferior posee un soporte donde se aprisiona el émbolo, para que este contenido y puede evitar movimientos descendentes o ascendentes. Es

<sup>42</sup> Imagen obtenida de: <http://www.thingiverse.com/thing:536373>. Última visita a la página el: 15/11/2016.



muy importante que el émbolo quede perfectamente apoyado sin posibilidad de desplazamiento libre, de ocurrir esto se producirá un backlash<sup>43</sup> que daría como resultado una extrusión o retracción incorrecta.

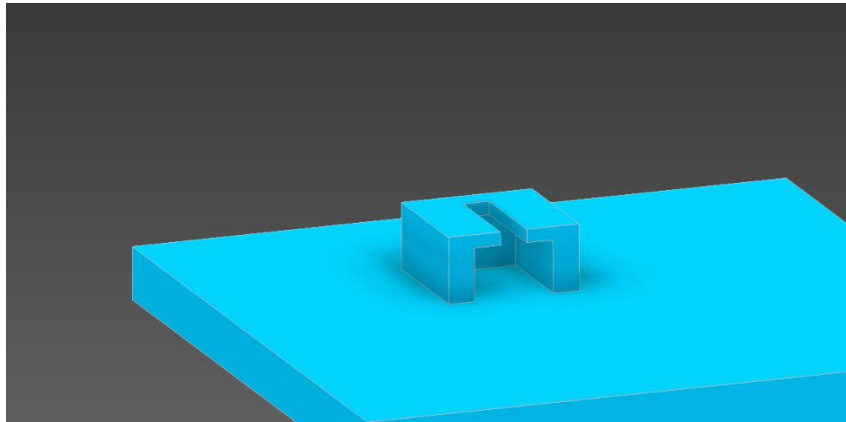


Ilustración 43: Soporte inferior para émbolo

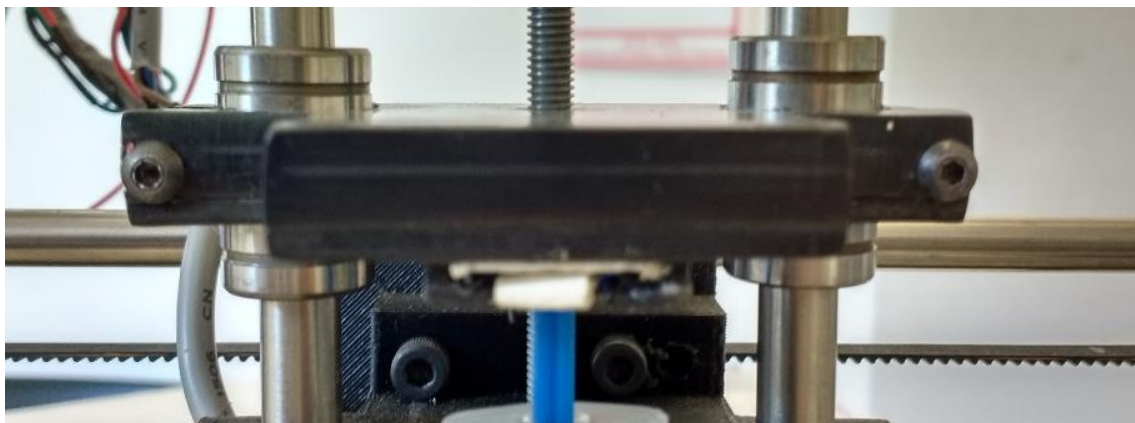
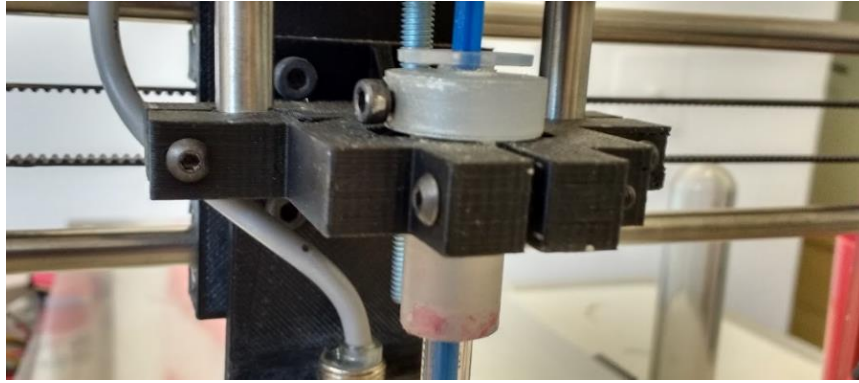


Ilustración 44: Carro del extrusor de pasta con retracción

La última pieza impresa, es en donde estaba contenida la jeringa, y es la que marca el fin de la extrusión cuando la parte inferior del rodamiento hace contacto con la misma.

---

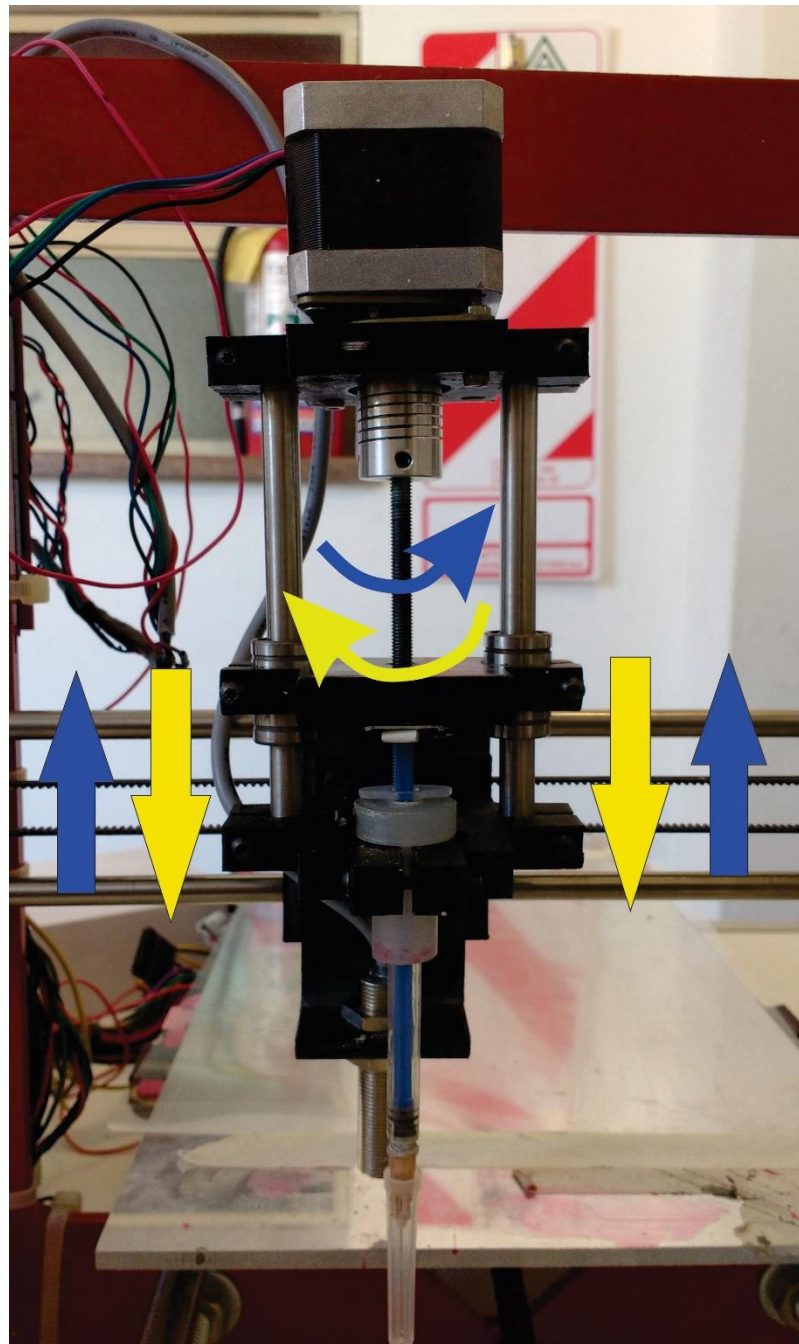
<sup>43</sup> En CNC y automatización se define al backlash como la pérdida de pasos de un motor debido a la histéresis generada por la varilla al cambiar el sentido de giro.



**Ilustración 45: Tercera y última pieza impresa del extrusor de pasta con retracción**

El extrusor estaba adaptado para una jeringa de 20 Ml. pero debido a que la misma era superior a la cantidad que se necesitaba, se adaptó una camisa para poder situar la jeringa de 1 Ml. utilizada finalmente.

El extrusor funciona transmitiendo las rotaciones del motor a la varilla por medio del acople para lograr el movimiento de la pieza central, cuyo funcionamiento fue descrito anteriormente. El sentido de giro indicará la dirección de movimiento y resultado final del mecanismo: el giro en sentido horario produce un movimiento descendente y consecuentemente una extrusión, mientras que el anti horario produce lo opuesto



**Ilustración 46: Extrusor de pasta con retracción**

Para disminuir el ruido que genera el motor por resonancia produciendo pequeñas vibraciones sobre las impresiones se procedió a colocar en el motor un “anti dampening” o reductor de vibraciones, que está constituido por un soporte de goma contenido entre dos placas metálicas que absorbe estas pequeñas oscilaciones.



Ilustración 47: Antidump del motor<sup>44</sup>

La desventaja que presenta este extrusor es que al no poseer un juego de engranajes como el anterior, tiene menos reducción obteniendo un movimiento menos continuo y un consecuente aumento de corriente para compensar la pérdida de torque. Para evitar esto se decidió cambiar el driver del motor que era un Pololu A4988 por un Pololu DRV8825, este controlador permite manejar una mayor corriente, 2.5A y a su vez permite aumentar el microstepping de 1/16 a 1/32 aumentando así los pasos al doble.

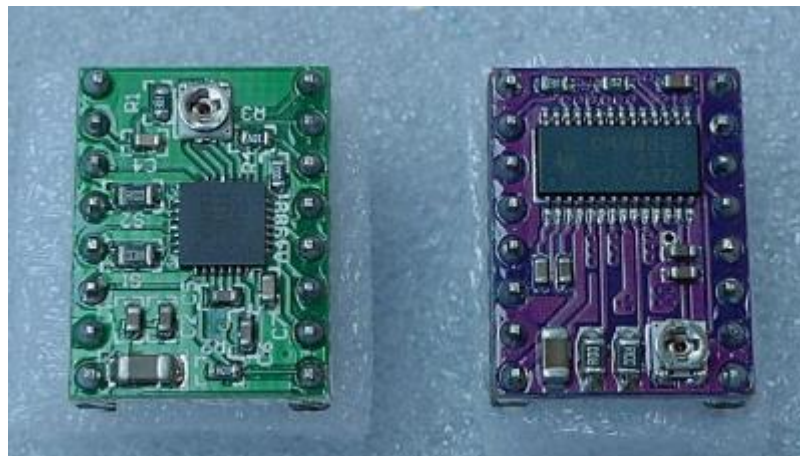


Ilustración 48: Pololu A4900 (Izquierda) y Pololu DRV8825 (Derecha)<sup>45</sup>

La capacidad de poder retraer el émbolo de la jeringa evitando así extrusiones de pasta residual y que esta se disperse entre movimientos en lugares donde no se desea, determina que haya sido el extrusor seleccionado para imprimir los sensores.

<sup>44</sup> Imagen obtenida de: <http://www.banggood.com/Shock-Absorber-Stepper-Vibration-Damper-for-Nema17-Stepper-Motor-p-1064910.html> . Última visita a la página: 25/10/2016

<sup>45</sup> Imagen obtenida de: [http://reprap.org/wiki/A4988\\_vs\\_DRV8825\\_Chinese\\_Stepper\\_Driver\\_Boards](http://reprap.org/wiki/A4988_vs_DRV8825_Chinese_Stepper_Driver_Boards) . Última visita a la página: 1/11/2016

## Importancia de la altura del extrusor

Un factor crítico para que la impresión salga de forma adecuada, es la altura de la primera capa. Esto significa, que para cualquier tipo de impresión se debe situar el punto donde saldrá el material a imprimir a una distancia tal que no raye la cama de impresión y no permita la salida de filamento o pintura, pero tampoco se lo debe colocar a una gran altura que no permita una impresión eficiente.

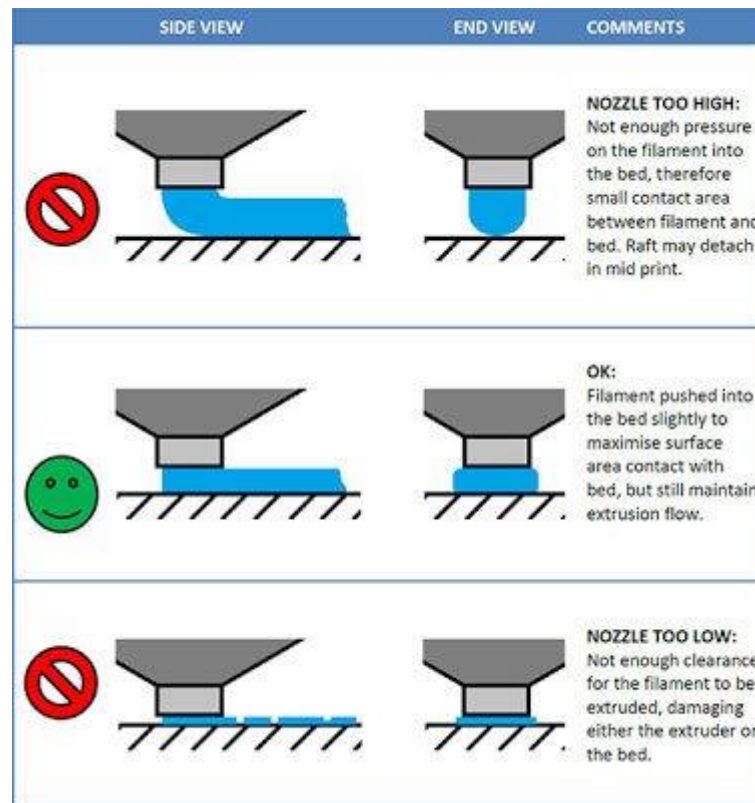


Ilustración 49: Comportamiento de la impresión respecto a la altura del pico<sup>46</sup>

En la Ilustración 49 se observa la importancia de la altura de impresión:

- En el cuadro superior, se aprecia lo que pasa cuando el pico está muy alto: la presión ejercida en el filamento sobre la cama no es suficiente para que el material logre una buena adherencia a la superficie de impresión, produciendo un arrastre de residuos con el pico y una consecuente impresión fallida. Este problema también genera una acumulación de material que queda en suspensión.
- En la figura central, se puede apreciar la altura a la que debe estar el pico. En este caso, el material es empujado de forma delicada sobre la cama y se maximiza la superficie de contacto manteniendo así el flujo de

<sup>46</sup> Imagen obtenida de: <https://all3dp.com/3d-printing-quality/>. Última visita a la página: 16/11/2016.

extrusión durante toda la impresión, obteniendo así un trabajo más eficiente con un resultado esperado.

- El cuadro inferior indica que ocurre cuando la altura es demasiado baja. No hay una impresión adecuada, porque el pico no tiene distancia suficiente para extruir el material, ya que, se arrastra sobre la cama bloqueando la salida de material y pudiendo dañar o deformar la superficie de impresión por la fuerza mecánica aplicada sobre ella por el pico.

Por los casos mencionados anteriormente, es que se debió tener cuidado en las impresiones de las partes de la plantilla, sea cual fuese el extrusor utilizado.

### Aguja hipodérmica

En el extrusor de pasta el pico o boquilla está conformado por una aguja hipodérmica a la cual se le realizó un corte transversal para que fuera utilizable. Para que la impresión sea correcta el pico debe estar paralelo a la cama para asegurar así un resultado eficiente y adecuado. Por esta razón se debió cortar la aguja por detrás del bisel primario (Ilustración 50) de forma que el corte sea lo más perpendicular a la longitud de la aguja, ya que cualquier ángulo producirá una extrusión poco uniforme.

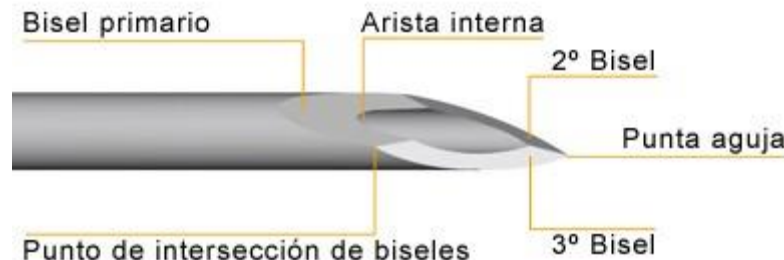


Ilustración 50: Partes de una aguja hipodérmica<sup>47</sup>

### Corte de la aguja hipodérmica

El corte de la aguja junto con la nivelación de la cama eran los factores determinantes a la hora de obtener un buen resultado. Para lograr llevar a cabo un corte perpendicular sobre la aguja fue necesario realizar adaptaciones en un torno paralelo y así poder cortar todas de manera igual, repetible y efectiva. Como primer paso fue necesario dejar la jeringa con la aguja fija en el plato, de esta manera siempre se encontraría a la misma distancia.

<sup>47</sup> Imagen obtenida de: <https://www.bd.com/resource.aspx?IDX=14002>. Última visita a la página: 16/11/2016.



**Ilustración 51: Adaptaciones del torno**

También se diseñó una pieza para poder dejar fijo un minitorno marca Dremel® en la torre porta herramientas con la idea de desplazarse solamente en el sentido del eje Y del torno anulando oscilaciones ni inclinación.



**Ilustración 52: Minitorno marca Dremel® con pieza adaptada**

Para realizar los cortes se accionaba la manivela de avance transversal de esta manera el minitorno con la piedra de corte previamente ajustada se desplazaba hacia la aguja.



**Ilustración 53: Cortes de agujas obtenidos**



## Capítulo 5: Plataforma de impresión y su nivelado

La calibración de la cama cumple un papel determinante y fundamental a la hora de realizar las pistas con tinta conductiva de plata, ya que si no se tiene una superficie plana y con todos los puntos al mismo nivel, se corre el riesgo de que el pico del extrusor varíe de altura en cada uno de las distintas posiciones obteniendo de esta manera sensores no homogéneos, lo que daría como resultados variaciones en la resistividad de los mismos, influyendo en las mediciones finales. Es por esto que se utilizaron diferentes métodos de nivelación para así determinar cuál sería el más preciso y eficiente. Cada uno de ellos presentaba ventajas y desventajas, algunas podían usarse bajo ciertas circunstancias, debido a propiedades físicas de los materiales y otras presentaban limitaciones específicas de la técnica empleada. Los métodos utilizados fueron los siguientes.



Ilustración 54: A la izquierda pico de extrusión cerca de la cama, en el medio impresión con un pico lejos de la plataforma de impresión, a la derecha situación ideal<sup>48</sup>

### Nivelación manual por 4 puntos.

Este método es el más utilizado para la nivelación de las camas en las impresoras 3d. En cada una de las esquinas de la plancha se encuentra un tornillo pasante que a su vez cuenta con un resorte, de esta manera se puede ir ajustando el tornillo para comprimir el resorte o aliviarlo e ir nivelando cada una de las esquinas.

<sup>48</sup> Imagen obtenida de: <http://learn.printrbot.com/2014/09/29/the-secret-is-in-the-first-layer/> . Última visita a la página: 8/11/2016



Ilustración 55: Tornillo con resortes<sup>49</sup>

Para determinar la altura se acerca el pico del extrusor a cada uno de los extremos y mediante una hoja de papel se corrobora que la altura sea la correcta. Esta técnica es lo suficientemente precisa cuando se realiza impresiones volumétricas en donde se realizan superposición de varias capas y la calidad de la primer no es crítica en el resultado de la pieza ya que será compensada por las siguientes, en nuestro caso como la impresión que se va a realizar con tinta de plata solo presenta una capa es indispensable que sea más rigurosa la nivelación de la superficie de impresión. Por estos motivos se decidió descartar esta medida.

## Reloj Comparador

Para eliminar el error de apreciación que se producía cuando se situaba la hoja de papel entre el extrusor y la cama se utilizó un reloj comparador. El reloj fue situado en el carro con una pieza especialmente diseñado para su posicionamiento para que éste siempre se encuentre a la misma altura respecto de la cama. De esta manera el reloj era posicionado en distintos puntos de la cama y mediante los tornillos de los extremos se ajustaba la altura de las esquina para tratar de lograr un nivel uniforme.

---

<sup>49</sup> Imagen obtenida de: <http://zennmaster.com/random-things/new-manual-bed-leveling-mod-for-the-makerfarm-prusa-i3>. Última visita a la página: 16/11/2016

## Funcionamiento

Un dial comparador es un instrumento de medición que se utiliza para comparar cotas mediante la medición indirecta del desplazamiento de una punta de contacto esférica cuando el aparato está fijo en un soporte. Consta de un mecanismo de engranajes o palancas que amplifica el movimiento del vástago en un movimiento circular de las agujas sobre escalas graduadas circulares que permiten obtener medidas con una precisión de centésimas o milésimas de milímetro (micras) (Industrial, 2016).

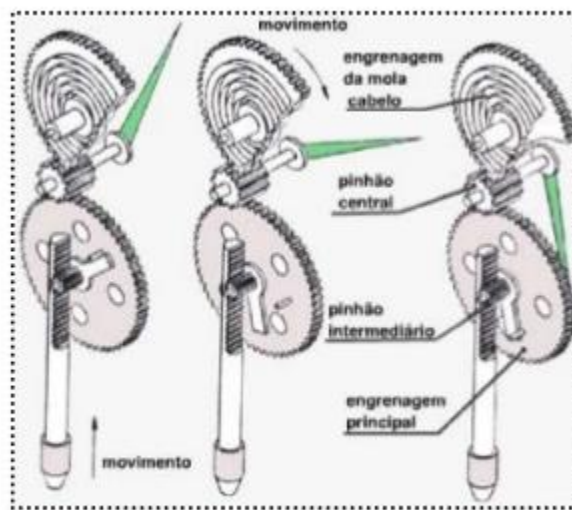


Ilustración 56: Principio de funcionamiento de un dial comparador<sup>50</sup>

La esfera del reloj que contiene la escala graduada puede girarse de manera que puede ponerse el cero del cuadrante coincidiendo con la aguja y realizar las siguientes medidas por comparación. El reloj comparador debe estar fijado a un soporte, cuya base puede ser magnética o fijada mecánicamente a un bastidor.

<sup>50</sup> Imagen obtenida de: <https://todoingenieriaindustrial.wordpress.com/metrologia-y-normalizacion/comparadores-de-caratula/>. Última visita a la página: 15/11/2016.

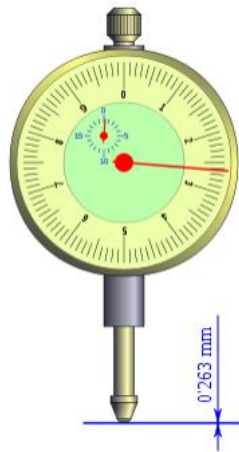


Ilustración 57: Dial comparador<sup>51</sup>

El reloj comparador no se usa para obtener medidas absolutas de dimensiones, sino que se emplea mayoritariamente para determinar las diferencias de dimensiones, tanto en la inclinación de una superficie o en la excentricidad de un eje o rueda. En este caso se busca un punto de referencia (normalmente el de menor medida) luego se determinan las demás cotas respecto a el

En el caso de la pendiente de una superficie, se coloca el reloj comparador en el soporte correspondiente y tocando con el palpador se localiza el punto más bajo, que se emplea como referencia, luego deslizando el reloj se observa la variación de medida en los distintos puntos de la superficie.

---

<sup>51</sup> Imagen obtenida de: [https://es.wikipedia.org/wiki/Reloj\\_comparador](https://es.wikipedia.org/wiki/Reloj_comparador). Última visita a la página: 15/11/2016.

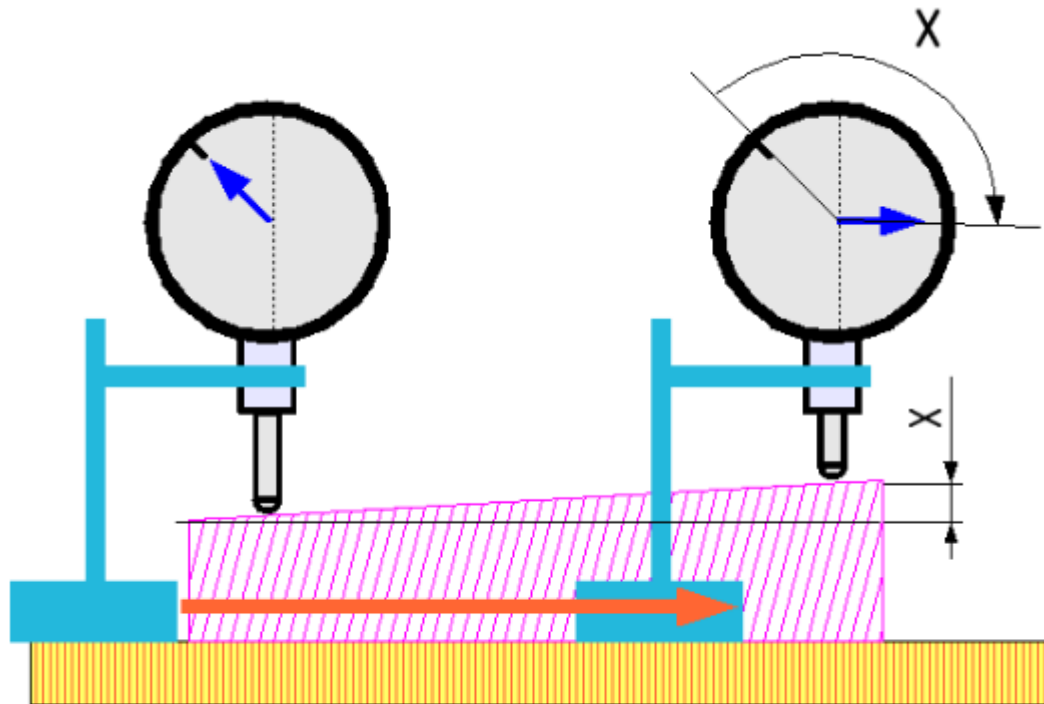


Ilustración 58: Movimiento del reloj comparador en superficies inclinadas<sup>52</sup>

Es por esta razón que como “endstop”<sup>53</sup> en el eje Z mínimo se utilizó un sensor de proximidad del tipo inductivo.

<sup>52</sup> Imagen obtenida de: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Comparteur\\_rectitude.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Comparteur_rectitude.png). Última visita a la página: 15/10/2016

<sup>53</sup> Un “endstop” (también conocido como un final de carrera) en una impresora 3D está compuesto por aquellos elementos definen los límites de la impresión, es decir, nos ayuda a saber donde está el origen de nuestra impresora para que la misma tenga una referencia para ejecutar los movimientos.



Ilustración 59: Sensor inductivo utilizado

Este sensor sirve como Z-probe, lo que significa que con el mismo se puede detectar la altura de la cama en diferentes puntos, y a partir de este conocimiento compensar el error logrando así que la impresión sea lo más precisa posible.

## Sensor de proximidad inductivo

Este tipo de sensor tiene la capacidad de detectar objetos metálicos e ignora los que no sean de este tipo. El principio básico se basa en que cuando un objeto metálico entra al campo, circulan corriente de Foucault (o corrientes Eddy) dentro del mismo. Es decir, cuando el sensor llega a una determinada distancia del material metálico (en este caso la cama de impresión) en el mismo se induce una fuerza electromagnética (fem) que hace a su vez que los electrones libres en el material se muevan en remolino produciendo la corriente previamente mencionada. Por la “Ley de Lenz”, la dirección de las corrientes de Eddy es tal que generan campos magnéticos que se oponen al cambio que causan dichas corrientes, generando así una carga en el sensor que produce una disminución en el campo electromagnético del mismo. Luego, se desencadena un proceso que es detectado y que excita la etapa de salida donde se cierra el circuito y se activa la detención del movimiento del eje Z, controlado por el microcontrolador propio que maneja la impresora y se enciende una luz para indicar que se ha localizado un material del tipo metálico (Serway & Jewett, Física para ciencias e ingeniería, 2009).

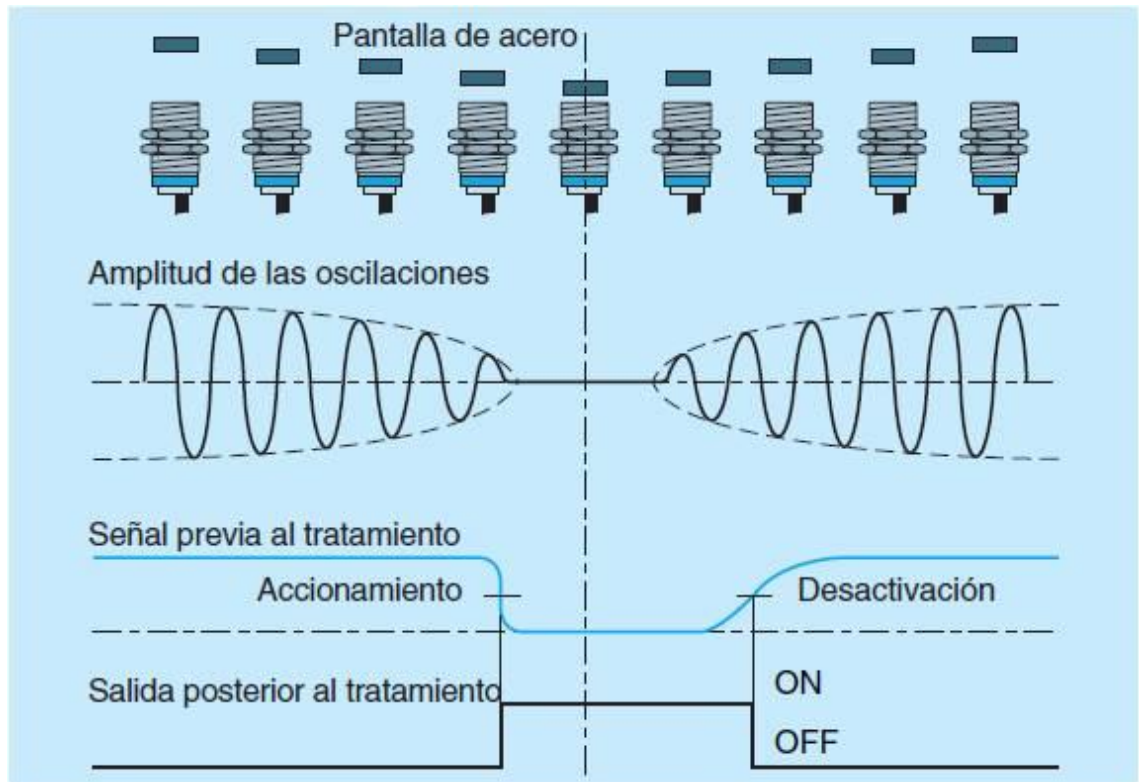


Ilustración 60: Principio de funcionamiento del sensor inductivo<sup>54</sup>

El sensor utilizado es también del tipo blindado, es decir, posee alrededor del núcleo un anillo metálico para restringir la radiación lateral del campo y a diferencia del no blindado, poseen una menor distancia de sensado.

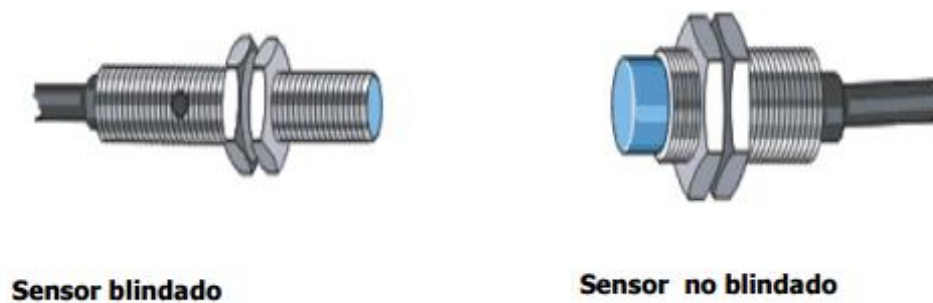


Ilustración 61: Diferencia entre sensor blindado y no blindado<sup>55</sup>

Una vez observado que el sensor se encuentra activado, se regula la altura de la aguja para que la misma se encuentre lo más cerca posible de cama

<sup>54</sup> Imagen obtenida de: <https://automatismoindustrial.files.wordpress.com/>. Última visita a la página: 15/15/2016.

<sup>55</sup> Imagen obtenida de: <http://ceiisa.blogspot.com.ar/2015/02/sensores-inductivos.html>. Última visita a la página: 15/15/2016.

logrando así un trazo más continuo. Siempre hay que asegurarse que exista cierta distancia entre la cama y la aguja ya que se puede dañar la superficie de impresión o incluso romper la aguja (Canto, 2016).

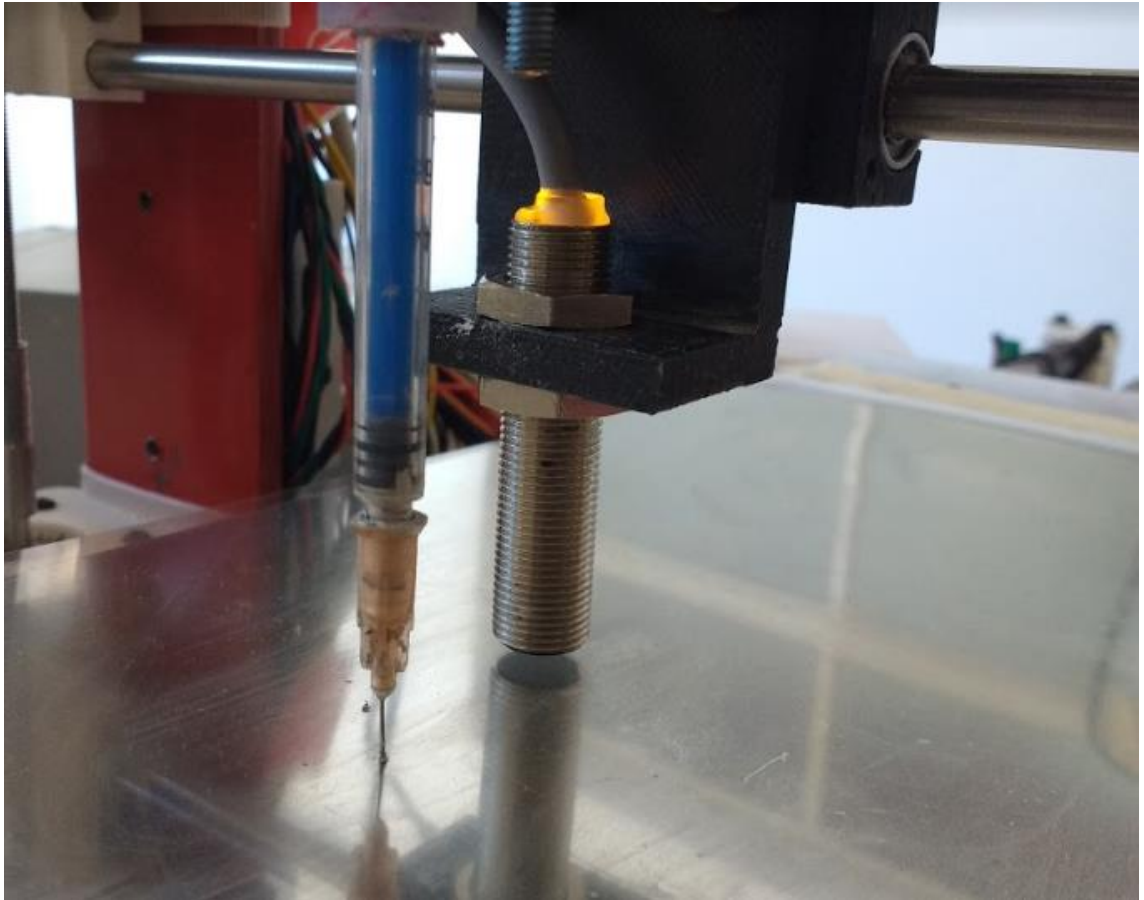


Ilustración 62: Sensor detectando la plataforma de impresión

### *Conexión sensor a RAMPS*

Como se mencionó anteriormente, el sensor inductivo cumple la función de endstop o final de carrera, por esto debe conectarse en los pines de la RAMPS 1.4 en la posición del Zmin. Esta conexión no se puede realizar directamente debido a que el sensor se alimenta con y la salida se encuentra entre 6V y 12V, mientras que la lógica de la placa es de 0V-5V por lo que podría dañarse la electrónica.

Para evitar esto se realizó un divisor resistivo para poder realizar lecturas precisas sin dañar ningún componente de la impresora (Canto, 2016).



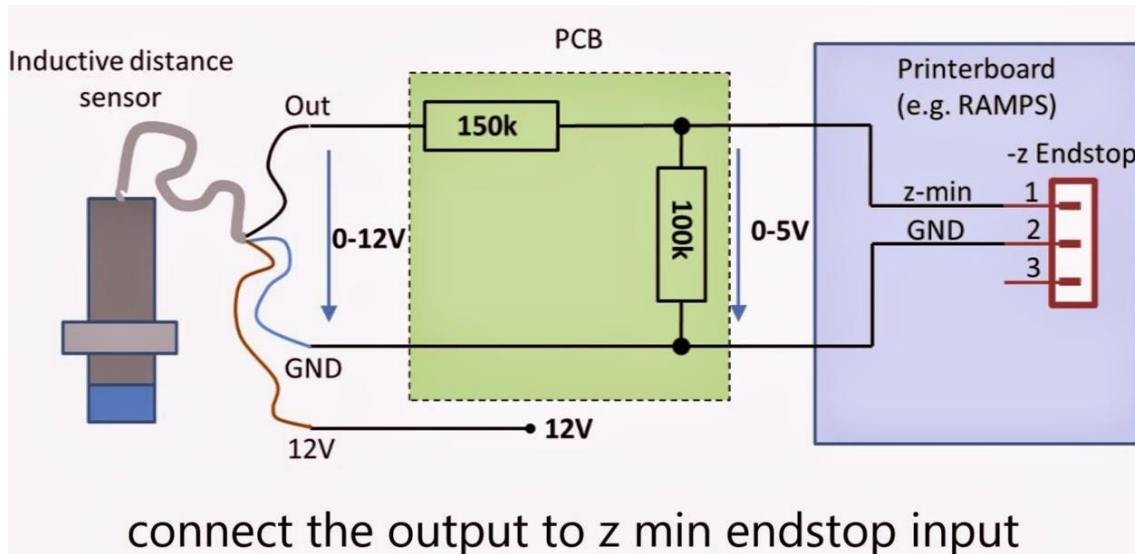


Ilustración 63: Esquema de conexión de sensor inductivo a RAMPS<sup>56</sup>

## Calibración plataforma

A la hora de imprimir los sensores en la impresora 3D, se debe ser muy precavido y tener en cuenta que la plataforma no debe estar curvada, no tener baches y no estar inclinada. En el caso de tener alguna de estas imperfecciones, las mismas deben ser compensadas ya sea de forma manual, o por software para que a la hora de imprimir no afecten durante el proceso, y obviamente en el resultado final.

Es por eso, que esta etapa no se pasó por alto, sino que se le dio un grado de importancia muy relevante para que el producto final sea preciso. Como se mostrará a continuación se utilizaron tres camas para el desarrollo de este proyecto: la original que era de acero, la segunda que fue de madera y la última donde se realizó la impresión final, que es de aluminio.

Se explicarán los métodos de calibración de cada uno de estas tres camas en diferentes títulos. Para el control de la nivelación de la cama se utilizó un dial, para adquirir una precisión y evitar que el error sea mayor a 100 micrones que es la altura de capa decidida para los sensores a imprimirse con pintura conductiva.

<sup>56</sup> Imagen obtenida de: <http://diy3dprinting.blogspot.com.ar/2015/03/how-to-use-inductive-distance-sensor.html>. Última visita: 15/15/2016.

## Plataforma de acero

Dicha cama fue utilizada en primera instancia debido a que estaba con la impresora 3D en el FabLab<sup>57</sup>. Al ser de acero era detectable por el sensor inductivo por lo que eso era una ventaja. El método para regular la altura era de forma manual. Poseía en 4 puntos, tornillos con resortes y tuercas en la parte inferior que permitían que los resortes se compriman o se estiren según se crea necesario para así obtener la altura deseada en cada punto. A pesar que se le situó el vidrio para disminuir su curvatura, el dial indicaba un error superior al que se toleraba, y si bien se regulaba la altura buscando que la misma adquiriera una forma plana, nunca se logró ese objetivo por el hecho de que la cama ya estaba deformada tal vez por su uso y por su deterioro en el tiempo, y si bien el vidrio no tiene casi elasticidad, ese grado mínimo que poseía era suficiente para que adquiriera una forma pandeada y se descartó la misma para realizar el dibujo sobre acetato.



**Ilustración 64: Plataforma de acero, vista superior**

---

<sup>57</sup> "Crea FabLab": <http://www.creafablab.com>. (última visita noviembre 2016).

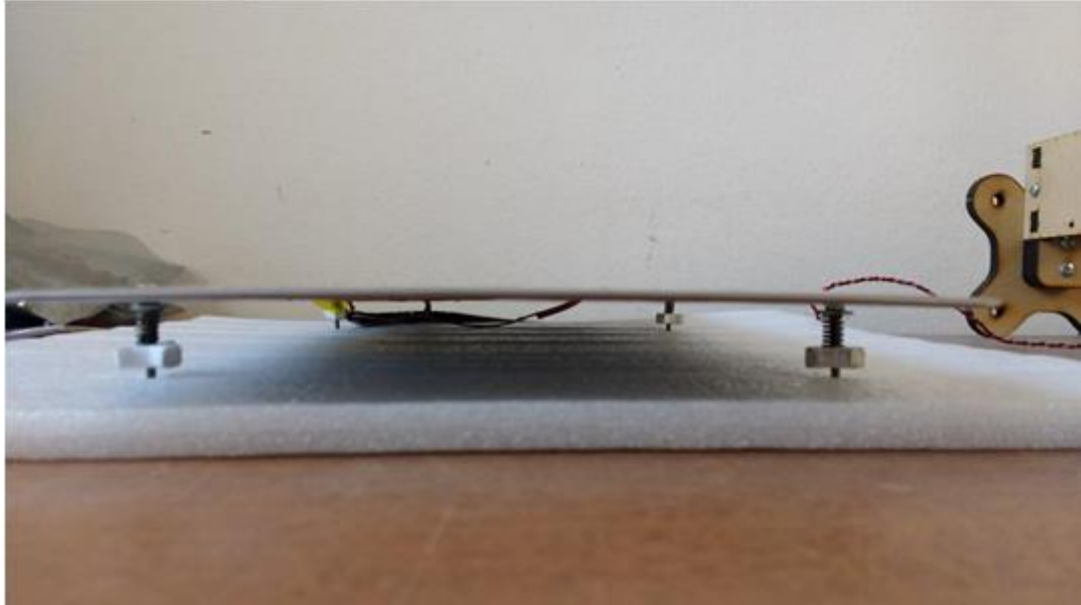


Ilustración 65: Plataforma de acero, vista lateral

Pero a pesar de que la regulación era manual, también se trató de hacer la misma por software por medio de una grilla de  $n \times n$  puntos (se probó con un  $n$  10, 20 y 40) y usando el sensor de proximidad del tipo inductivo para que detecte la altura en cada uno de los puntos y luego los interpole. A pesar de que se logró una mejora gracias a la compensación, la nivelación no fue suficiente para el grado que se buscaba por lo que se terminó de hacer pruebas con esta cama y se procedió a probar con otra.



Ilustración 66: Plataforma de acero, vista anterior con un vidrio en su parte superior

### Plataforma de madera

Esta cama si bien poseía un grado de curvatura aceptable para la impresión, tenía un problema que terminó por descartarse rápido: al no ser metal no era detectado por el sensor inductivo por lo que no se podía realizar una compensación en los puntos donde se superaba el nivel de inclinación esperado (eran pocos pero se necesitaba compensar de igual manera).

### Plataforma de aluminio

Como se mencionó anteriormente, para la impresión de los sensores se necesitaba que la cama esté lo más plana posible para reducir al máximo las diferencias entre los sensores para que así no se vean afectados sus valores de resistencia. Es por eso que después de probar con la de acero y madera se cambió a una cama de aluminio, pero la misma tenía errores que fueron inducidos al colocarla, generando así que posea una mínima inclinación. Primero se realizó una prueba con el dial, y había sectores que tenían imperfecciones pero al no ser de valores grandes las mismas se podían utilizar el método de compensación por software usando el sensor del tipo inductivo, ya que, se estaba usando un metal. Para reducir al mínimo posible este error, primero se realizaron algunas ediciones en líneas de código del firmware y luego se realizó la calibración por software de Repetier.

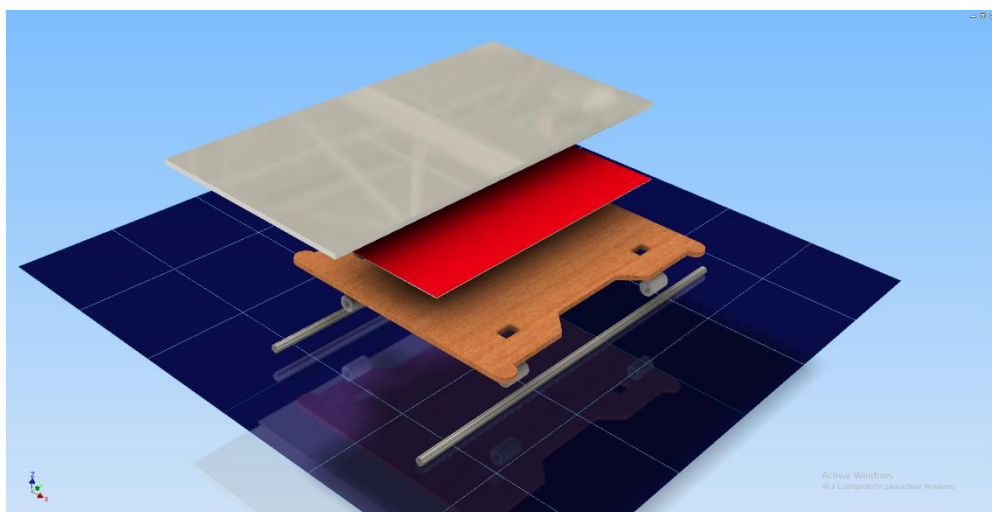


Ilustración 67: Modelado 3D de la plataforma final

## Firmware

El firmware es un programa informático que establece la lógica de más bajo nivel que controla los circuitos electrónicos de un dispositivo de cualquier tipo. Está fuertemente integrado con la electrónica del dispositivo, es el *software* que tiene directa interacción con el *hardware*, siendo así el encargado de controlarlo para ejecutar correctamente las instrucciones externas. En resumen, un *firmware* es un software que maneja físicamente al hardware (Wikipedia, 2016).

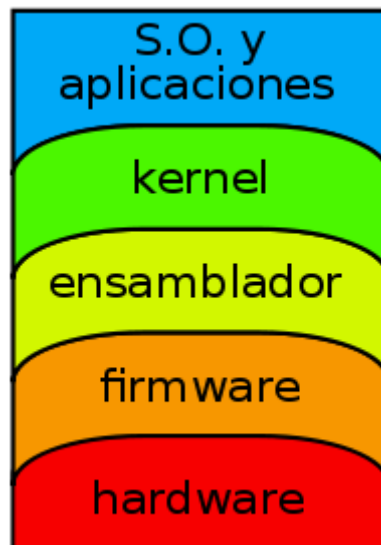


Ilustración 68: Arquitectura de una computadora<sup>58</sup>

Dentro de impresión 3D existen varios de ellos que son Open Source y cada uno presenta ventajas y desventajas. El más utilizado y actualizado al día de la fecha es Marlin Firmware. Algunos de ellos son:

- Sprinter
- Teacup
- Marlin
- Grbl
- Repetier-Firmware
- RepRap-Firmware
- Smoothieware
- Etc.

En nuestro caso utilizamos dos de ellos, Marlin y Repetier-firmware ya que cada uno presentaba algunas ventajas sobre el otro.

---

<sup>58</sup> Imagen obtenida de: <https://es.wikipedia.org/wiki/Firmware>. Última visita a la página: 15/11/2016.

## Marlin

Marlin es un firmware para la electrónica de un solo procesador que soporta, RAMPS RAMBo, Ultimaker, BQ, y varias electrónicas más basadas en Arduino. Se admite la impresión a través de USB o desde tarjetas SD. El mismo está disponible bajo la GNU GPL v3 o posterior. Se basa en el firmware Sprinter, licenciado bajo GPL v2 o posterior. Los promotores más activos de Marlin actualmente son thinkyhead, AnHardt, ErikZalm, DAID, Boelle, Wackerbarth, bkubicek, y Wurstnase, contribuyendo con muchos otros parches. Este firmware fue utilizado para la impresión de la plantilla con filamento flexible debido a la facilidad para configurarlo y buena relación con los software de impresión 3D (thinkyhead, 2016).



Ilustración 69: Logo del firmware Marlin<sup>59</sup>

## Repetier

Repetier -similar a Marlin- es un firmware que utiliza un solo procesador y funciona con todas las placas base RepRap Arduino con al menos 64 kB de RAM. Si va a usar todas las funciones posibles, se necesita una placa con al menos 128 kB de RAM.

La principal diferencia que presenta Repetier, la cual fue el motivo para migrar, es la función “auto bed mesh leveling” que permite compensar una superficie independientemente si es un plano perfecto o no. De esta manera podemos compensar por software pequeñas variaciones en la superficie de impresión independientemente de que estén todos a la misma altura o la superficie cur-

---

<sup>59</sup> Imagen obtenida de: <http://domoticx.com/firmware-marlin/>. Última visita a la página: 15/11/2016.

vada. Este firmware fue utilizado para la impresión de la plantilla con tinta conductiva gracias a su alta precisión a la hora de la nivelación de la cama (RepRap, 2016).



Ilustración 70: Logo de Repetier<sup>60</sup>

El auto leveling o nivelación automática es un método dentro de la impresión 3D que tiene como finalidad determinar el estado de la cama o superficie de impresión. De esta forma se puede compensar con mucha precisión y sin tanto esfuerzo cualquier desnivel o irregularidad que se encuentre.

Para poder llevar a cabo dicha nivelación automática es necesario contar con un sensor que tenga la capacidad de determinar la distancia entre el pico y la cama. Estos sensores vienen de distintos tipos y con diferentes principios de funcionamiento, siendo algunos:

- Sensor Inductivo.
- Sensor capacitivo
- Sensor óptico
- Mecánico

Por cuestiones de facilidad y precisión a la hora de realizar las mediciones se tomó la decisión de elegir el sensor inductivo. Como se mencionó anteriormente este debe fijarse al carro del extrusor a una cierta distancia y altura del pico. Estos dos parámetros son fundamentales para determinar la precisión con la cual se realiza la medición, ya que de posicionarlos de una manera incorrecta la compensación final tendrá errores dentro del mapa que defina.

Para evitar estos errores Repetier brinda gráficos ilustrativos para determinar la orientación que debe tomar el sensor en función de la posición en que se encuentra.

---

<sup>60</sup> Imagen obtenida de: <https://forum.repetier.com/uploads/6V BV1YUXGWR2.png>. Última visita a la página: 15/11/2016.

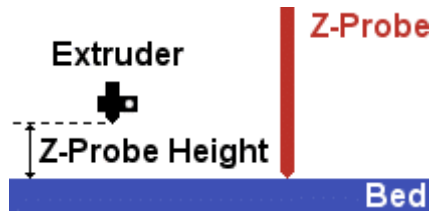


Ilustración 71: Parámetros y posiciones de componentes para el auto Leveling<sup>61</sup>

### Extruder & Z-Probe Offsets

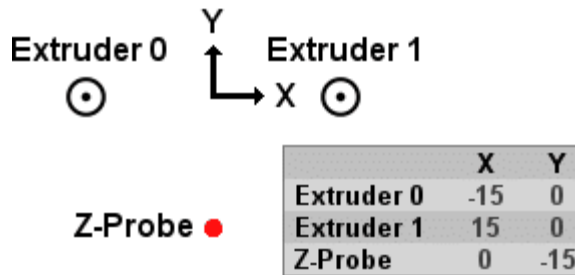


Ilustración 72: Ejemplos de offset y posiciones<sup>51</sup>

Primero se investigó que el firmware de Repetier poseía la cualidad de poder seleccionar tres puntos de prueba y luego elegir un método de nivelación de la cama. Esto significa que el primer paso a llevar a cabo, es el de elegir tres puntos con coordenadas en “X” e “Y” (dentro de los límites del volumen de impresión) para que sean los puntos que determinarán en qué espacio se realizarán las pruebas. Estas variables en el firmware son conocidas como Z\_PROBE\_X (i) con i=1, 2, 3 y Z\_PROBE\_Y(n) con n=1, 2, 3. La elección fue la de puntos que abarquen la hoja de acetato, es decir, el área de impresión. Una vez seleccionado estos 3 puntos, se procedió a elegir un método para que realice la medición del plano para nivelar la cama. Repetier ofrecía tres, los cuales eran:

- BED\_LEVELING\_METHOD 0: A partir de los tres puntos elegidos y guardados en el firmware se los utilizaban como puntos de prueba y creaban un plano a través de estos puntos.

<sup>61</sup> Imagen obtenida de: <https://www.repetier.com/documentation/repetier-firmware/z-probing/>. Última visita a la página: 15/11/2016.



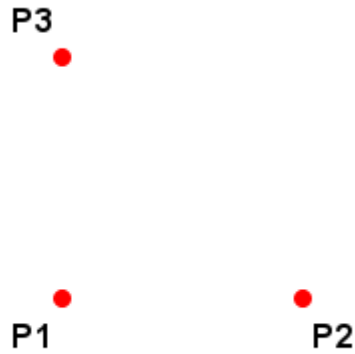


Ilustración 73: BED\_LEVELING\_METHOD 0<sup>51</sup>

- BED\_LEVELING\_METHOD 1: Mide una grilla, a partir de los tres puntos seleccionados se crea una matriz de  $n \times n$  donde  $n$  es el número de filas y columnas (crea una matriz cuadrada), el tamaño de la misma se establece en la variable BED\_LEVELING\_GRID\_SIZE. Una vez guardados estos valores crea un plano y genera la matriz, es muy útil cuando se posee pequeñas imperfecciones.

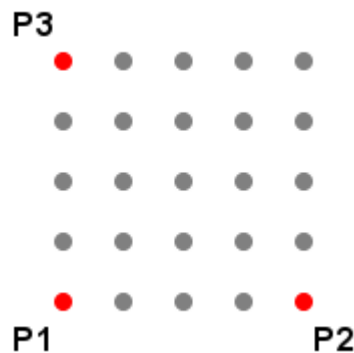


Ilustración 74: BED\_LEVELING\_METHOD 1<sup>51</sup>

- BED\_LEVELING\_METHOD 2: Se utiliza para impresoras con camas que pueden rotarse en los diferentes ejes. Utiliza los tres puntos y al primero lo espeja a una distancia determinada del origen.

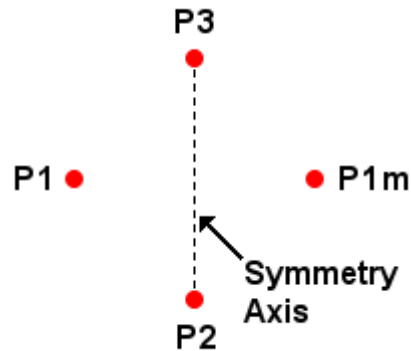


Ilustración 75: BED\_LEVELING\_METHOD 2<sup>51</sup>

Luego de analizar estos tres métodos de corrección, se decidió por utilizar el BED\_LEVELING\_METHOD 1, ya que, era en nuestra opinión el más preciso e indicado para nuestra cama, la cual tenía solo pequeñas imperfecciones y donde buscábamos muchos puntos de prueba para así tener una mejor resolución y compensación en cada uno de los puntos. Se decidió que el tamaño de la grilla sea de 20 x 20, es decir, 400 puntos para los cuales se le realizaban dos testeos a cada uno.

Una vez decidido el punto anterior, se debía seleccionar un método de corrección. Había dos: BED\_CORRECTION\_METHOD 0 y 1. El 0 fue el elegido y consistía en que a partir de lo que se obtenía en la prueba de testeo, hacía que se compense el eje Z ascendiendo o descendiendo según el punto donde estuviese trabajando. Esto básicamente significa que primero el sensor de proximidad de tipo inductivo seleccionado descendía hasta ser activado en un punto y luego repetía lo mismo en ese punto pero descendía a menor velocidad para mayor precisión, es decir la corrección es por software. Esto lo hacía en los 400 puntos que encerraba la matriz de corrección. El método 1 fue descartado inmediatamente al necesitarse una cama que posea motores que permitan regular su altura, y en el caso de este proyecto no se utilizaba una de este tipo (Repetier, 2016).

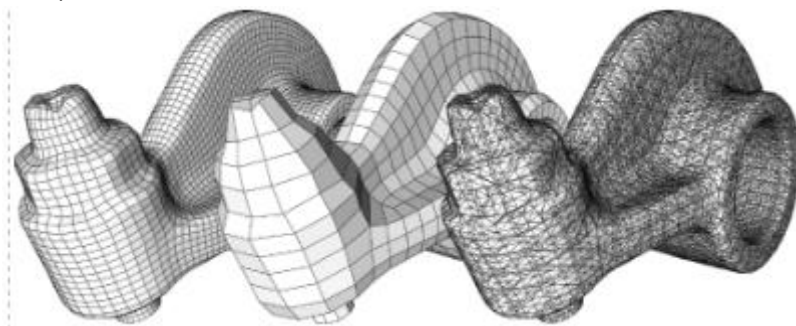


Ilustración 76: Diferencias en la malla respecto a la cantidad de puntos de la grilla<sup>62</sup>

<sup>62</sup> Imagen obtenida de: <http://geometryfactory.com/portfolio/robust-surface-mesh-overlay/>. Última visita a la página: 10/11/2016

Para determinar el estado de la cama es necesario tomar un conjunto de puntos dentro de la superficie que esta representa y de esta manera definir una superficie. Cuantos más puntos se tomen de la superficie, mayor será la precisión con la cual se conocerá el estado de la misma. En la Ilustración 77, se observa cómo mejora la calidad de la malla cuando se aumenta la densidad de puntos, similar a lo que ocurre con la compensación de la plataforma.

Repetier permite tomar como máximo una grilla de 22x22 puntos, lo que nos da una resolución de 484 puntos dentro de la cama. Una vez tomado estos puntos se procede a determinar el estado de la superficie de impresión.

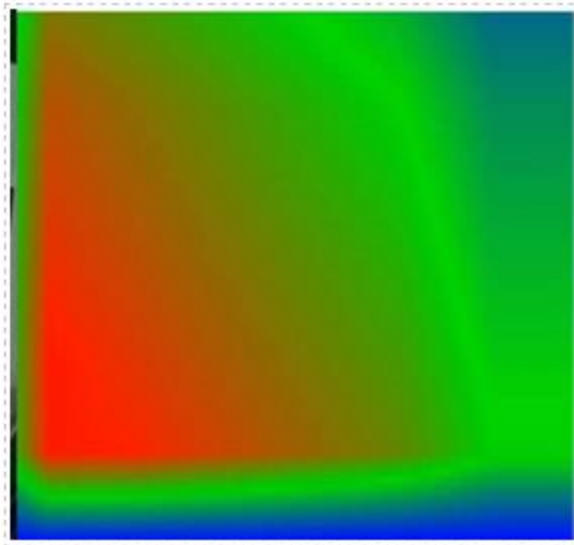


Ilustración 77: Mapa de color- Repetier<sup>63</sup>

Los colores son proporcionales a la altura de la cama en dicha zona. Una vez establecido todo esto por firmware, se continúa la calibración por medio de software. Para ello, primero se debe hacer un “homing” (que todos los ejes deben ir al origen). A partir de esto, el software determina los límites de la impresora en sus tres dimensiones para así desplazarse dentro del área de impresión. Para esta acción se utiliza el comando G28 <sup>64</sup>

Luego, se pone en marcha el comando G32<sup>65</sup>. El mismo consiste en hacer en cada uno de los puntos de prueba para saber la forma de la cama y así poder interpolar entre los puntos y obtener una compensación y lograr una impresión plana. Por último, se utiliza el comando M320 S2 para activar auto nivelación de la cama de forma permanente, esto significa que la calibración (la cual lleva bastante tiempo) se realiza una vez y luego se guarda en la memoria EPROM de la RAMPS para que quede registrada para las siguientes impresiones.

<sup>63</sup> Imagen obtenida de: <http://repetier29.rssing.com/chan-47755856/latest.php> . Última visita a la página :10/11/2016

<sup>64</sup> G28 es el código utilizado para enviar todos los ejes al inicio

<sup>65</sup> G32 es el comando utilizado para realizar la autonivelación

## Capítulo 6: Tecnología para circuitos flexibles

La necesidad de medir las presiones plantares de una forma dinámica llevó a tener que incluir la electrónica dentro de una plantilla de zapatilla. Es indispensable que la suela sea flexible y blanda debido al movimiento del pie. Por este motivo, los sensores debían realizarse sobre un sustrato que no sea rígido, para no generar incomodidad, dolores y poca utilidad. Al momento de abordar una tecnología de circuitos o placas flexible fue necesario investigar qué opciones se encontraban en el mercado y cuáles ofrecían mejores prestaciones. Los circuitos impresos flexibles fueron diseñados originalmente como un sustituto de los tradicionales cableados. Desde sus inicios hasta su actualidad, su demanda ha crecido exponencialmente y son usados cada vez en más proyectos debido a las ventajas que ofrecen. Un circuito flexible es simplemente un gran número de conductores pegados a una película muy fina de material dieléctrico.

Los conjuntos electrónicos flexibles pueden ser fabricados usando componentes idénticos a los utilizados para los rígidos en placas de circuito impreso, permitiendo que ésta última se ajuste a una forma deseada o se flexione durante su uso. Estos circuitos impresos flexibles se hacen con una tecnología de fotolitografía. Una forma alternativa de hacer circuitos de lámina flexible o cables planos flexibles consiste en laminar tiras de cobre muy delgadas (0,07 mm) en medio de dos capas de PET. Estas capas de PET (típicamente de 0,05 mm de espesor) están recubiertas con un adhesivo que es termoestable y que se activa durante el proceso de laminación.



Ilustración 78: Ejemplo de circuito flexible<sup>66</sup>

<sup>66</sup> Imagen obtenida de: <https://www.multi-circuit-boards.eu/en/products/printed-circuit-boards/flexible-pcb.html> . Última visita a la página: 12/11/2016.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

Mediante el uso de la electrónica impresa también se pueden fabricar flexibles, dando la posibilidad de que la misma pueda ser colocada en superficies curvas, que los dispositivos se puedan doblar de forma repetida e inclusive que se puedan enrollar. La tecnología Ultra Flexible Printed Circuits (UFPC) permite que los componentes electrónicos tradicionales de silicio sean soldados directamente sobre el plástico, siendo aplicada al desarrollo de productos electrónicos flexibles para uso masivo en sectores de mercado tales como la automoción, el transporte, dispositivos médicos, wearables, sensores, etc. (Wikipedia, 2016).

### Planchas de cobre flexible: Pyralux- Kapton

Estas planchas están fabricadas con una matriz de poliamida y sobre ellas una pequeña capa de cobre. Son muy similares a las placas de cobre convencional pero gracias al polímero mencionado al principio, poseen un grado de flexibilidad que las diferencian de las placas rígidas.

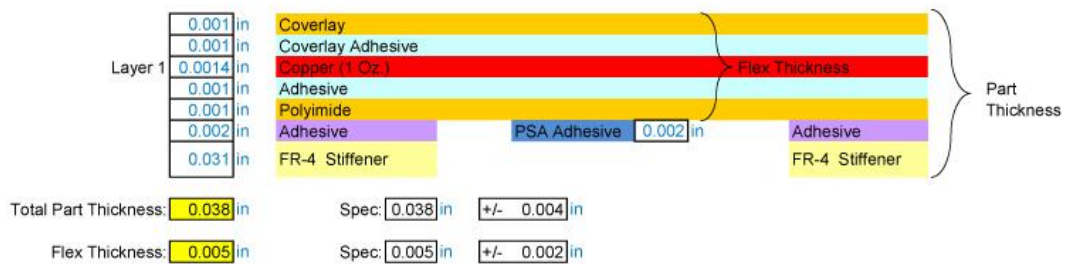


Ilustración 79: Capas placa flexible<sup>67</sup>

Como se aprecia en la Ilustración 79, estas planchas de cobre flexible están compuestas por diferentes capas: entre la poliamida y la fina capa de cobre hay un adhesivo que permite esta unión y gracias a esta unión se puede obtener la característica de ser una placa conductiva con propiedades de ser maleable.

Para la fabricación de un circuito impreso (o PCB) no se debe tener ningún tratamiento diferente, su modo de fabricación de los mismos es igual que el convencional (epec, 2016).

<sup>67</sup> Imagen obtenida de: <http://www.epectec.com/flex/material-stackup.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.

## Tinta conductiva

La tinta conductiva es una pintura que resulta en un objeto impreso que conduce electricidad. La transformación de tinta líquida a impresión sólida puede implicar el secado, curado o fusión de los procesos.

Estas tintas se pueden clasificar como sistemas de alto contenido de sólidos dispersados, que permiten una impresión en una variedad de materiales de sustrato, tales como poliéster para papel. Estos tipos de tintas generalmente contienen materiales conductores, tales como plata en polvo o en copos y materiales similares al carbono, aunque la conducción polimérica también es conocida.

Las tintas conductivas pueden ser una forma más económica de originar trazos conductores, cuando se compara con los estándares industriales tradicionales, como por ejemplo el grabado de cobre (etching copper), a partir de sustratos de recubiertos de cobre (copper plated substrates), para formar las mismas pistas conductoras sobre soportes relevantes, ya que la impresión es un proceso puramente aditivo que produce poco o ningún flujo de residuos.

Una pintura a base de plata tiene múltiples usos actuales, como ser utilizada para improvisar o reparar pistas sobre placas de circuito impreso. Por ejemplo, en los teclados de computadora que contienen membranas con circuitos impresos que detectan cuando se pulsa una tecla, en los parabrisas antiescarcha o anti empañado que consisten trazos de resistencia aplicados al vidrio. También muchos autos nuevos tienen trazos conductivos impresos en una ventana trasera, que actúan como antena de radio (Wikipedia, 2016).

### *Pintura conductora a base de plata*

La tinta a base de plata puede contener nano o micropartículas en suspensión, en función de esto depende de la conductividad, el precio, la utilización, el método de deposición, etc.

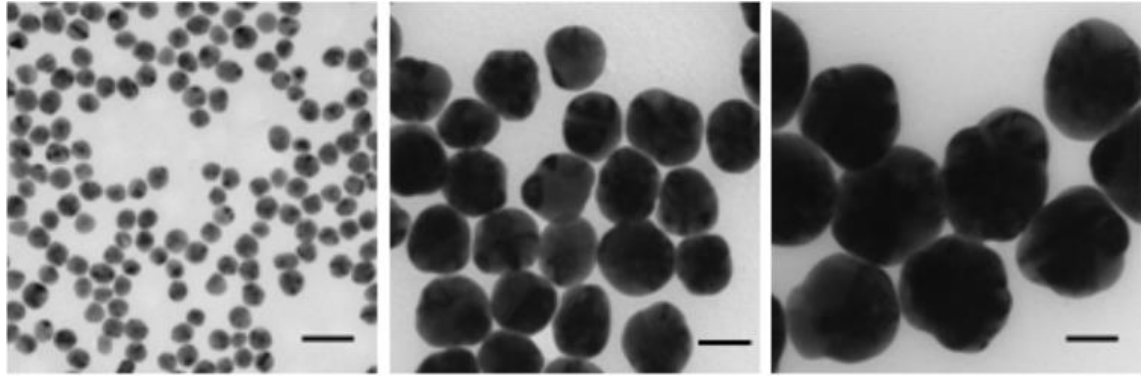


Ilustración 80: Vista microscópica de nanopartículas de plata con un diámetro de (visto de izquierda a derecha) 20nm, 60nm y 100 nm.<sup>68</sup>

## Tinta a base de nanopartículas

Las nanopartículas de plata tienen propiedades ópticas, eléctricas y térmicas únicas y están siendo incorporados en productos que van desde la energía fotovoltaica a los sensores biológicos y químicos. Los ejemplos incluyen tintas conductoras, pastas y sustancias de relleno que utilizan ésta base por su alta conductividad eléctrica, la estabilidad, y las bajas temperaturas de sinterización.

Su principal ventaja se encuentra en el método de impresión que puede ser empleado, por su posibilidad de realizar la impresión sobre una superficie mediante una impresora inkjet convencional (chorro de tinta), ya que el tamaño de la gota es similar, lo que no ocurre para la tinta de micropartículas ya que atasca el cabezal por el gran tamaño que presentan los granos (Oldenburg, 2016).

---

<sup>68</sup> Imagen obtenida de: <http://www.sigmaaldrich.com/materials-science/nanomaterials/silver-nanoparticles.html>. Última visita a la página: 12/11/2016.

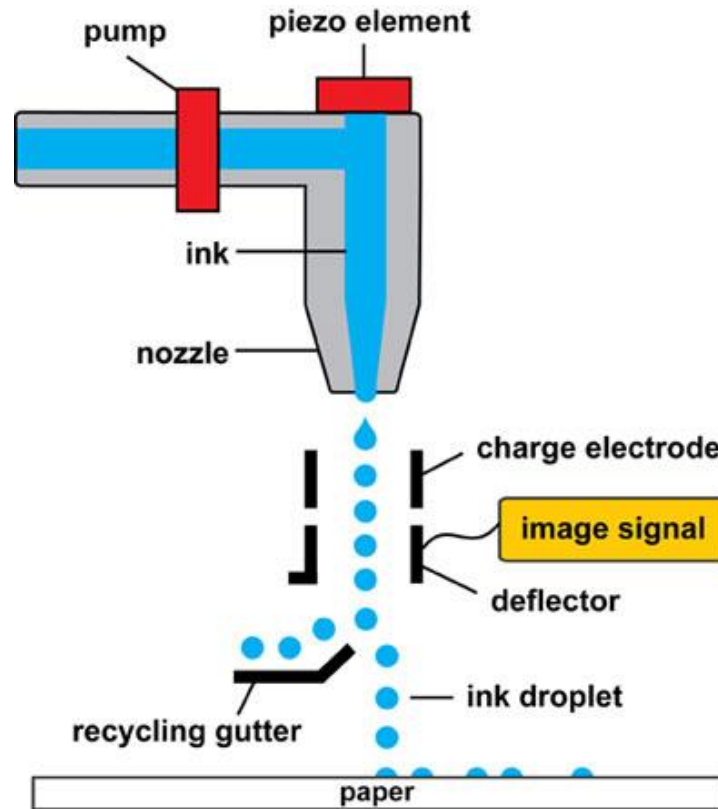


Ilustración 81: Sistema Inkjet (o chorro de tinta)<sup>69</sup>

La desventaja que presenta es su precio elevado y su escasa disponibilidad en el mercado local, haciendo muy complicada su obtención.

## Tinta a base de micropartículas

Para la elaboración de los sensores, sobre la hoja de acetato se dibujó con tinta conductora a base de plata. La misma es de la electroquímica DELTA® y se consigue fácilmente en comercios locales de componentes electrónicos. Se utiliza generalmente para la reparación de trazos de circuitos impresos y cables flexibles, y está conformada por una dispersión de plata en escomas asentado en un sustrato sintético adhesivo de gran flexibilidad. Su aplicación puede ser sobre vidrio, cerámicas, cables planos, plásticos, gomas, entre otras. Se puede adquirir en envases de 6/16/30/60 gramos, los cuales vienen con un pincel para su aplicación como así también con un solvente de rápida evaporación que evita el resquebrajamiento de la pintura luego de su colocación, es también utilizado para restaurar la viscosidad original, como así también para la limpieza del pincel. El mismo tiene la propiedad de ser inflamable.

<sup>69</sup> Imagen obtenida de: <http://www.dp3project.org/technologies/digital-printing/inkjet>. Última visita a la página: 12/11/2016.



Entre las propiedades físicas de esta pintura, el fabricante indica que el tamaño medio de la partícula es de 23 micrones y posee un peso específico de 9,3 g/cc (DELTA, 2016).



**Ilustración 82: Pintura conductora a base de plata (izquierda) y el solvente con el que viene la misma (derecha)<sup>70</sup>**

Por otra parte, la empresa a su vez fabrica una pintura que también tiene la propiedad de ser conductora, la cual es a base de grafito micronizado. Tiene la capacidad de adherirse, de una vez seco, sobre la superficie aplicada (la cual puede ser goma, plástico, vidrio, cerámica, etc.) sin perder las propiedades de flexibilidad de la pintura. La misma tiene un valor económico menor a la mitad de la que es a base de plata.

---

<sup>70</sup> Imagen obtenida de: [http://mla-s2-p.mlstatic.com/pintura-conductora-base-de-plata-delta-632101-MLA20284267897\\_042015-O.jpg](http://mla-s2-p.mlstatic.com/pintura-conductora-base-de-plata-delta-632101-MLA20284267897_042015-O.jpg). Última visita a la página: 12/11/2016.



Ilustración 83: Pintura de grafito en su empaque<sup>71</sup>

Si bien, el aspecto económico tiene importancia, existe una propiedad que hace que la pintura a base de plata sea mejor y por esta misma razón, seleccionada para la construcción de los sensores: su resistividad eléctrica. En el caso de la segunda, para una traza de 10 mm de ancho se puede presentar una resistividad menor a 20 Ohm/cm, mientras que para la que es a base de plata se estima un valor menor a 0,03 Ohm/cm para una pista de 5mm de ancho. Una gran diferencia en la resistencia al paso de la corriente, fue la principal razón por la que se decidió trabajar con una pintura y no con otra, ya que, al poseer un valor menor en este aspecto hace que en el dibujo de los sensores la caída de tensión que se genere sea mucho menor y se comporte casi como un cable por donde la corriente no tiene (o mejor dicho, tiene muy poca) oposición (DELTA, Electroquímica DELTA, 2016)

A continuación en la Tabla 3 se presenta un cuadro con las propiedades más relevantes de cada una de las pinturas mencionadas anteriormente:

<sup>71</sup> Imagen obtenida de: [http://www.edelta.com.ar/edelta/components/com\\_virtuemart/shop\\_image/product/a47da496e5d0228570c4eb425450ccb4.jpg](http://www.edelta.com.ar/edelta/components/com_virtuemart/shop_image/product/a47da496e5d0228570c4eb425450ccb4.jpg). Última visita a la página: 12/11/2016.

Pintura a base de:	Plata	Grafito
Resistividad (ohm/cm)	<0,03 (pista 5 mm. De ancho)	<20 (pista de 10 mm de ancho)
Presentación	6/16/30/60 gramos	5 cc.
Superficie de aplicación:	Vidrio, cerámicas, cables planos, fenólicas, gomas, etc.	Goma, plástico, vidrio, cerámicas, placa de impresos, entre otros.
Tamaño partícula	23 micrones	No específica
Peso específico	9,3 g/cc	No especifica

Tabla 3: Comparación entre pintura conductiva a base de plata y de grafito.<sup>72</sup>

<sup>72</sup> Tabla obtenida de: <http://www.edelta.com.ar/edelta/>. Última visita: 12/11/2016.

## Capítulo 7: Sensores y transductores

Un sensor es un objeto capaz de detectar magnitudes físicas o químicas, y transformarlas en variables eléctricas. Dichas magnitudes pueden ser por ejemplo: intensidad lumínica, temperatura, distancia, aceleración, inclinación, presión, desplazamiento, fuerza, torsión, humedad, movimiento, pH, etc. Una magnitud eléctrica puede ser una resistencia eléctrica, una capacidad eléctrica (como en un sensor de humedad), una tensión eléctrica (como en un termopar), una corriente eléctrica (como en un fototransistor), etc.

Por otra parte, un transductor es “un dispositivo que transforma una magnitud física (mecánica, térmica, magnética, eléctrica, óptica, etc.) en otra magnitud, normalmente eléctrica”.

Un sensor se diferencia de un transductor en que el primero está siempre en contacto con la variable de instrumentación, con lo que puede decirse también que es un dispositivo que aprovecha una de sus propiedades con el fin de adaptar la señal que mide para que la pueda interpretar otro dispositivo. Como por ejemplo el termómetro de mercurio, aprovecha la propiedad que posee el mercurio de dilatarse o contraerse por la acción de la temperatura. Un sensor también puede decirse que es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra (Wikipedia, 2016).

Para que un sensor o un transductor sea útil y confiable, deben estar calibrados. Se define al proceso de calibración como la relación entre la variable medida y la señal de salida convertida.

En cuanto a la clasificación de estos dispositivos, se pueden dividir en dos tipos básicos que dependen de la forma de la señal convertida. Estos son: transductores analógicos y transductores digitales. Los primeros proporcionan una señal analógica continua, por ejemplo voltaje o corriente eléctrica. La señal de salida se toma como el valor de la variable física que se mide.

Por otra parte, los transductores digitales producen una señal de salida digital en la forma de un conjunto de bits de estado en paralelo o formando una serie de pulsaciones que pueden ser contadas. De una u otra forma, esta señal de salida representa el valor de la variable medida.

### Terminologías de funcionamiento

Para definir el funcionamiento de un sensor se utilizan los siguientes términos:

- **Exactitud:** cualidad o grado de un instrumento de medida de dar una lectura próxima al verdadero valor de la magnitud medida.

- **Precisión:** indica si existe o no una pequeña variación aleatoria en la medición de la variable, buscando que la dispersión en los valores de una serie de mediciones sea mínima. Debe ser tan alta como sea posible.
- **Rango de funcionamiento:** es el intervalo de valores donde el sensor es preciso y exacto.
- **Velocidad de respuesta:** el transductor debe ser capaz de responder a los cambios de la variable detectada en un tiempo mínimo, buscándose que sea una respuesta lo más instantánea posible.
- **Calibración:** Se busca que sea fácil y rápida. A su vez, la recalibración no debe ser frecuente. Este proceso se debe realizar cuando haya una pérdida gradual de exactitud del sensor, esta se produce con el tiempo y uso.
- **Sensibilidad:** cambio en la magnitud de salida cuando es producida por una variación en la entrada.
- **Resolución:** es la mínima variación de entrada que puede medirse a la salida.
- **Offset:** es la magnitud que se encuentra a la salida cuando la variable de entrada es cero.
- **Fiabilidad:** no debe estar frecuente a fallos frecuentes durante el funcionamiento.
- **Distancia operativa:** rango de distancia en el cual el sensor funciona de manera óptima.
- **Histéresis:** es la diferencia máxima que se observa en los valores indicados por la señal de salida para el mismo valor en cualquier campo de medida, ya sea en el sentido ascendente como en el descendente (Universidad de Tarapacá, 2016).

## Clasificación de sensores según la energía

Los sensores se pueden catalogar como activos o pasivos. Los activos son aquellos que emiten energía a partir de la transformación realizada. Se pueden citar aquí las termocuplas, cristales piezoeléctricos, etc. Por otra parte, los sensores pasivos son aquellos que reciben energía para realizar la transformación, por ejemplo los termistores, fotodiodos, entre otros (Universidad de Tarapacá, 2016).

## Tipos de sensores de presión

Podemos encontrar diversos tipos de sensores de presión utilizados para diferentes aplicaciones, entre ellos encontramos:

- a. **Tubo Bourdon:** consiste en un anillo casi completo, cerrado por un extremo. Cuando se produce un incremento de presión en el interior de este

tubo, éste tiende a enderezarse y el movimiento es transmitido a la aguja indicadora. Es del tipo medida directa, es decir, miden la presión comparándola con la ejercida por un líquido de densidad y altura conocidas. Su aplicación es en fluidos corrosivos, viscosos, altas temperaturas, vapor de agua, etc.

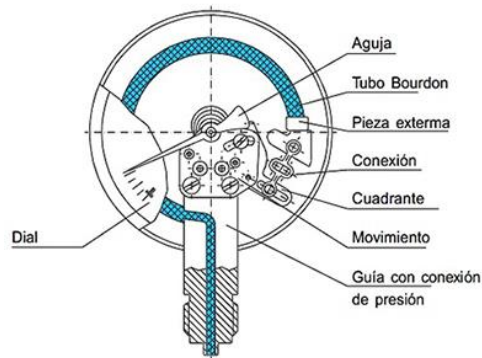


Ilustración 84: Tubo Bourdon<sup>73</sup>

b. **Tubo en espiral:** se forma en enrollando el tubo Bourdon en forma de espiral alrededor de un eje común. Su lectura de medida también es directa y sus aplicaciones son las mismas que el mencionado anteriormente.

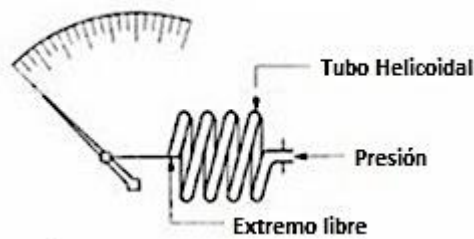


Ilustración 85: Tubo en espiral<sup>42</sup>

c. **Tubo diafragma:** una o varias cápsulas circulares conectadas entre sí, al aplicar presión cada cápsula se deforma y la suma de los pequeños desplazamientos se amplifica por un juego de palancas. Posee un rango de presión menor que los dos anteriores pero su aplicación es la misma. Lectura directa

<sup>73</sup> Imagen obtenida de: [http://www.eudim.uta.cl/files/5813/2069/8949/fm\\_Ch03\\_mfuentesm.pdf](http://www.eudim.uta.cl/files/5813/2069/8949/fm_Ch03_mfuentesm.pdf). Última visita a la página: 12/11/2016.

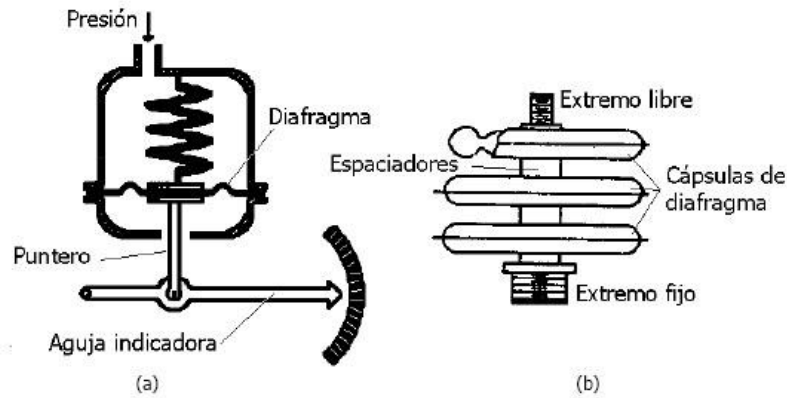


Ilustración 86: Tubo diafragma<sup>74</sup>

d. **Presostato:** permiten regular o controlar una presión o depresión en los circuitos neumáticos o hidráulicos. Cuando hay un aumento o descenso de la presión y alcanzan un valor de reglaje, se cambia el estado a NO (Normal Abierto) o NC (Normal Cerrado).

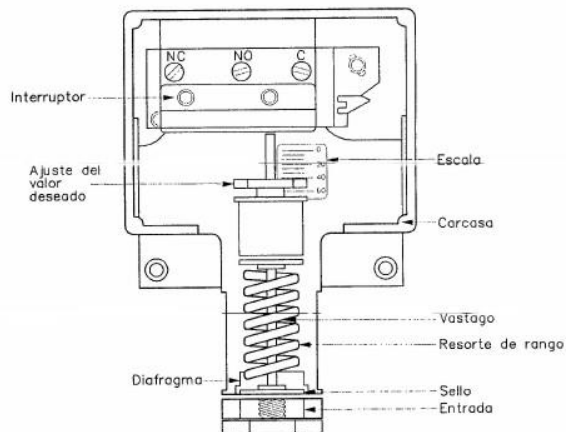


Ilustración 87: Presostato<sup>75</sup>

e. **Capacitivo:** su principio de funcionamiento consiste en dos placas metálicas, donde al aplicarse una fuerza se produce un desplazamiento de una de ellas acercándola a la otra, variando así su capacitancia (capacidad de un dispositivo de almacenar carga y energía eléctrica). Puede ser utilizado tanto en mediciones estáticas como dinámicas.

<sup>74</sup> Imagen obtenida de: <http://www.sapiensman.com/tecnoficio/docs/doc57.php>. Última visita a la página: 12/11/2016.

<sup>75</sup> Imagen obtenida de: <http://www.bmwfaq.com/threads/presostato.851343/>. Última visita a la página: 12/11/2016.

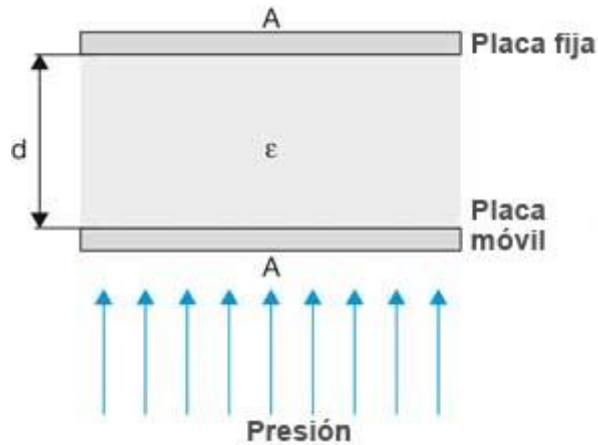


Ilustración 88: Principio de funcionamiento de un sensor capacitivo<sup>76</sup>

f. **Piezoeléctrico:** está constituido por materiales cristalinos que al ser sometidos a una energía mecánica (por acción de una presión) generan una señal eléctrica como salida. Su uso es en mediciones que requieran poca sensibilidad.

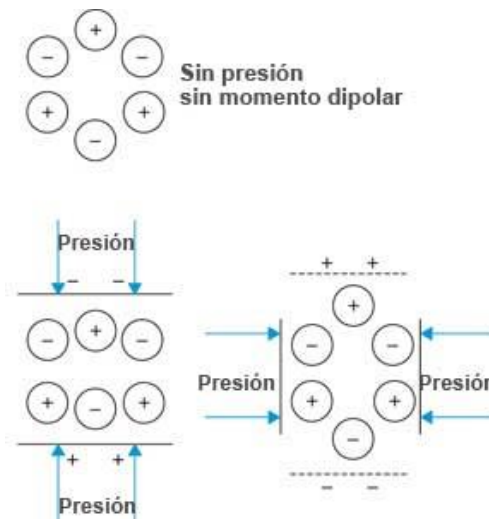


Ilustración 89: Principio de funcionamiento sensor piezoeléctrico<sup>77</sup>

g. **Magnético de inductancia variable:** tiene como característica, un núcleo móvil que se desplaza dentro de una bobina y si se ejerce presión, aumenta la inductancia en forma casi proporcional a la porción del núcleo contenido en la bobina. Se usa para mediciones de más alta sensibilidad que los resistivos.

<sup>76</sup> Imagen obtenida de: <http://www.bloginstrumentacion.com/blog/2010/06/28/como-funciona-un-transmisor-de-presion/>. Última visita a la página: 12/11/2016.

<sup>77</sup> Imagen obtenida de: <http://www.bloginstrumentacion.com/blog/2010/06/28/como-funciona-un-transmisor-de-presion/>. Última visita a la página: 12/11/2016.



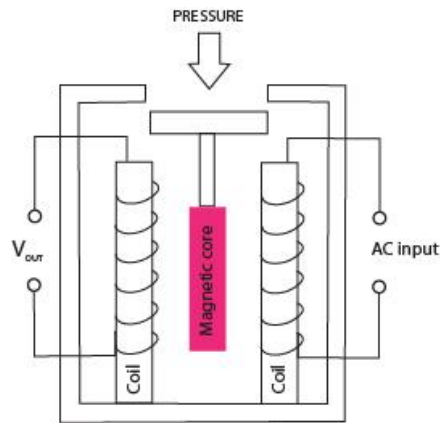


Ilustración 90: Sensor magnético de inductancia variable<sup>78</sup>

h. **Galgas extensiométricas** (“strain gauges”): consisten en un hilo resistivo sometido a una tensión, se basa en la variación de longitud y diámetro de ese hilo. En otras palabras, se deforma una galga a causa de una presión y se mide por lo tanto en el cambio de su resistencia, para poder apreciar los cambios de resistencia cuando éstos son muy bajos, se coloca esta galga como parte de un puente de Wheatstone. Permiten una medición directa, post amplificación de la señal eléctrica.

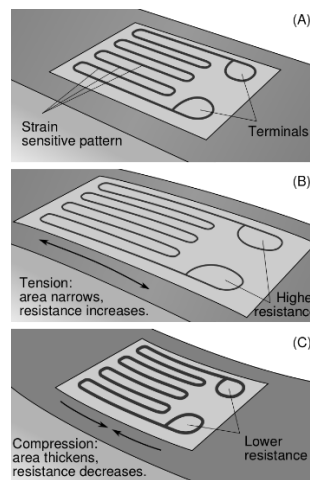


Ilustración 91: Galgas extensiométricas o strain gauges<sup>79</sup>

i. **Resistivo**: Al igual que el anterior, varía su resistencia eléctrica por efecto de la presión. Se utilizan generalmente en objetos pequeños, manos ortopédicas y robots (Universidad de Tarapacá, 2016). Será explicado más detalladamente en el siguiente apartado.

<sup>78</sup> Imagen obtenida de: <https://wiki.metropolia.fi/display/sensor/Pressure+sensor>. Última visita la página: 12/11/2016.

<sup>79</sup> Imagen obtenida de: [https://en.wikipedia.org/wiki/Strain\\_gauge](https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge). Última visita a la página: 12/11/2016.

Como se podrá observar, mucho de los sensores mencionados anteriormente son volumétricos, necesitan piezas mecánicas o bien son de aplicación industrial por las condiciones que necesita y las prestaciones que brindan.

Dentro de los sensores que se consideraron podrían ser utilizados para este proyecto se encuentran los strain gauge, resistivos, poliméricos y piezoeléctricos. Los primeros fueron descartados por la dificultad que conlleva su instalación y acondicionamiento final, entorpeciendo la electrónica y aumentando el volumen.

Gracias a sus propiedades, tamaños y variedad de presiones los sensores poliméricos eran la opción ideal para este proyecto, pero su dificultad para obtenerlos, poca información sobre el principio de funcionamiento y precio elevado, llevaron a tener que descartar este método.

Se decidió abordar los sensores de tipo resistivo por una cuestión estratégica: presentan una relativa facilidad para su producción, hay vasta información sobre el principio de funcionamiento, (lo que garantiza poder modificar parámetros y así estudiarlos más detalladamente su comportamiento) hay accesibilidad a ellos y sobre todo el acondicionamiento posterior de la señal es mínimo, permitiendo así disminuir volúmenes innecesarios dentro de la electrónica. Todas estas cualidades hicieron que dichos sensores fueran seleccionados como la opción más viable.

## Sensores resistivos

Un sensor resistivo, también conocido como FSR (Force Sensing Resistor), es un dispositivo de película de polímero que presenta una disminución en la resistencia cuando se aumenta la fuerza aplicada a la superficie activa. Los FSR no son células de carga o galgas extensiométricas aunque tengan propiedades similares.

Este sensor está constituido por cuatro capas:

- Una capa de plástico dieléctrico
- Un área activa que consiste en un patrón de conductores, que está conectado a los cables que irán al circuito encargado del procesamiento.
- Un separador de plástico, que incluye una abertura alineada con el área activa.
- Un sustrato flexible recubierto con una película conductora gruesa de polímero, alineado con el área activa. Este polímero es muy a menudo sustituido por una capa de tinta FSR

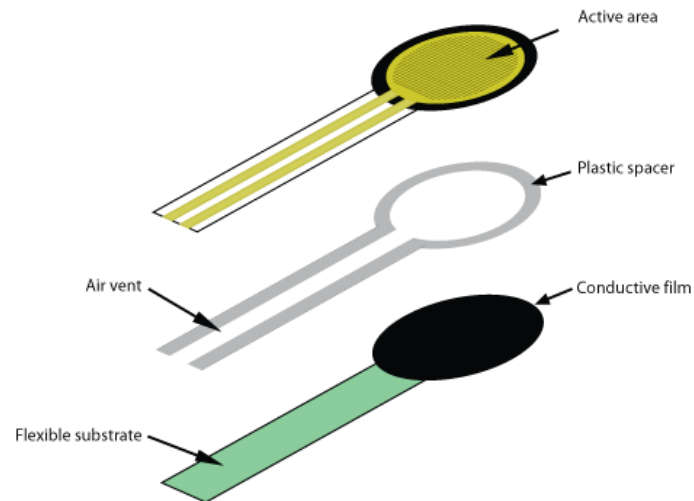


Ilustración 92: Capas de un sensor resistivo<sup>80</sup>

El principio básico para la utilización de un FSR es un circuito de acondicionamiento del tipo de divisor de tensión, con lo cual la salida va a ser un voltaje analógico de 0- 5 V y varía de acuerdo a la fuerza ejercida sobre el sensor (SensorWiki, 2016).

En la Ilustración 93 se muestra el diagrama de conexión de un divisor resistivo o divisor de tensión. El mismo consta de una fuente de voltaje y dos resistencias conectadas en serie. La fuente entrega corriente que circulará por las dos resistencias de forma uniforme por estar conectadas de esta manera. Una de las dos resistencias tiene un valor variable, y es la que pertenece al sensor resistivo mientras que la otra posee un valor fijo. Como se explicó en este apartado, un sensor FSR tiene como principio de funcionamiento disminuir la resistencia cuando aumenta la fuerza ejercida sobre su superficie, es por ello que se comporta como una resistencia variable en el circuito.

<sup>80</sup> Imagen obtenida de: [http://sensorwiki.org/doku.php/sensors/force-sensitive\\_resistor](http://sensorwiki.org/doku.php/sensors/force-sensitive_resistor).  
Última visita a la página: 12/11/2016.

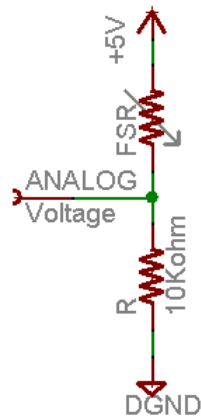


Ilustración 93: Diagrama de divisor de tensión o divisor resistivo<sup>81</sup>

Por Ley de Ohm, la caída de voltaje en una carga es proporcional a la corriente que circula sobre ella y la resistencia que posee, y por Ley de Kirchoff, la suma de las caídas de tensión en un circuito es igual al voltaje entregado por la fuente. Cuando no se aplica presión sobre el sensor, la capa superior y la capa inferior no están en contacto, por lo que la resistencia es infinita y no circula corriente por el circuito. A medida que se empieza a ejercer fuerza sobre el sensor, las dos capas mencionadas anteriormente empiezan a entrar en contacto y la resistencia empieza a disminuir, por lo que empieza a circular corriente por el circuito generándose así caídas de tensión por las dos resistencias (tanto la fija como la variable).

En estos sensores, hay un umbral o fuerza de ruptura que es cuando el contacto entre las dos capas es suficiente para que empiece a circular corriente y otra etapa que es la de saturación, que se produce cuando los aumentos de peso suponen muy poca o ninguna disminución de resistencia (Adafruit, 2016).

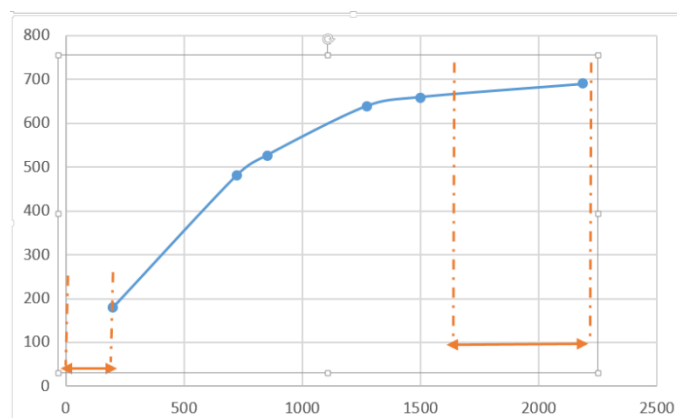


Ilustración 94: A la izquierda zona de ruptura, a la derecha zona de saturación

<sup>81</sup> Imagen obtenida de: <https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/using-an-fsr>.  
Última visita a la página: 12/11/2016.

## Plantilla instrumentada

Las plantillas instrumentadas usan un conjunto de sensores de presión de tipo FSR para obtener la medida de la distribución de presiones ejercidas durante la pisada, es decir, es la etapa crucial para la detección de cualquier posible peligro en el pie. De esta forma podemos decir que es un arreglo o “array” de sensores distribuidos de una manera en particular. Típicamente existen dos formas de hacer esto. La primera es mediante la ubicación de peines en distintos puntos de la matriz y la segunda, mediante una técnica denominada grilla.

### *Método de peines*

Este método es simplemente el posicionamiento de FSR a lo largo del arreglo, es decir, que el principio de fabricación es igual al de fabricar uno solo. La principal desventaja de este método comienza cuando se necesita una resolución espacial muy alta, ya que estos peines necesitan un tamaño mínimo para funcionar, y se llega a una instancia en donde se hace imposible tener tantos puntos como sensores necesarios (Sensitronics, 2016).

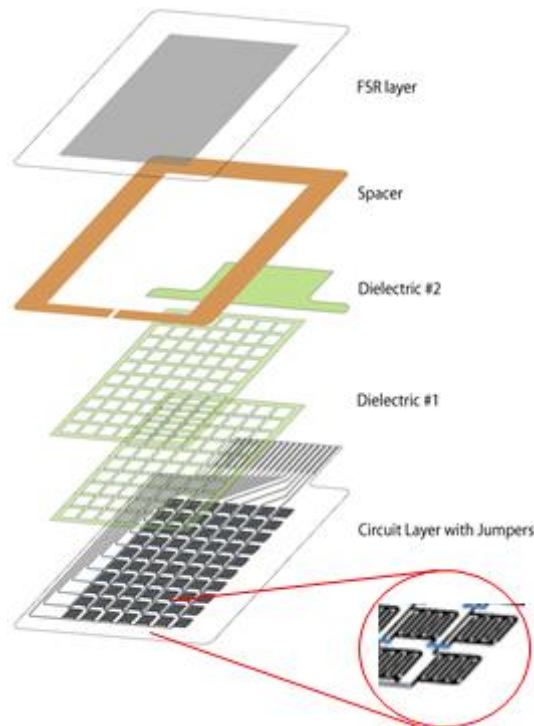


Ilustración 95: Sensores FSR con método de peines<sup>82</sup>

### Método de la grilla

Este método utiliza los principios de resistividad y presión similar al de peines, solo que en lugar de líneas interdigitadas o sensores puntuales encontramos trazos alargados, que ocupan toda la superficie a sensor.

En este método se tienen dos capas de líneas (unas a lo largo y otras a lo ancho) con depósitos de algún material resistivo, como puede ser grafito. Estas líneas al entrar en contacto en una zona puntal mejoran en gran medida la resolución que podemos obtener considerando la misma superficie que el método anterior. Como dificultad para su realización se encuentran, la dificultad para obtener información respecto al comportamiento de dichos sensores, y el método de producción de los mismos.

Este método es muy efectivo cuando se necesita mucha resolución. A su vez se requiere un microcontrolador con la capacidad de procesar todos los da-

<sup>82</sup> Imagen obtenida de: [http://sensitronics.com/product-res/shunt-mode-matrix-array/docs/4\\_x\\_3\\_25\\_ShuntMode\\_Matrix\\_Array\\_sample.png](http://sensitronics.com/product-res/shunt-mode-matrix-array/docs/4_x_3_25_ShuntMode_Matrix_Array_sample.png). Última visita: 12/11/2015.

tos de una gran cantidad de sensores, lo que aumenta el tamaño de la electrónica necesaria, incorporando nuevas dificultades (Sensitronics, Sensitronics, 2016).

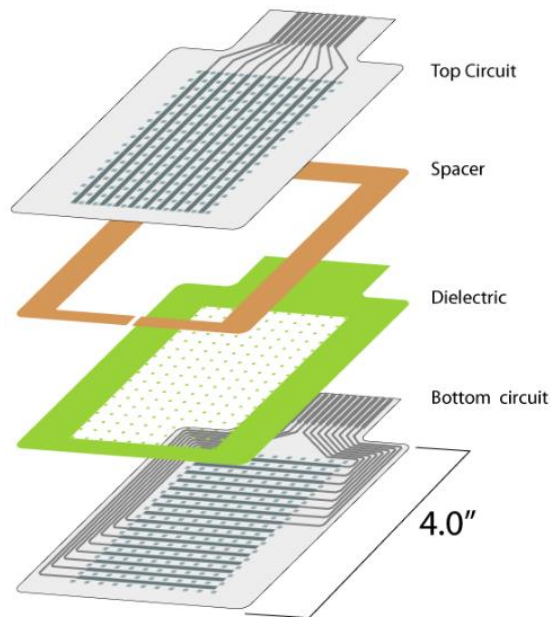


Ilustración 96: Capas sensor FSR con método de grilla<sup>83</sup>

## Capítulo 8: Impresión de la plantilla

### Software para diseño e impresión de plantilla

Para la construcción de la plantilla se propusieron varias técnicas. Algunas de ellas consistían en el diseño mediante software CAD, tales como AutoCad, Inventor, SolidWorks o algunos más específicos como Autodesk Footwear, Delcam Orthotic. Estos últimos ideales para el diseño personalizado de plantillas. El inconveniente que poseen es su costo elevado y la inexistencia de licencias gratuitas para prueba o para estudiantes lo que hace imposible utilizarlos.

<sup>83</sup> Imagen obtenida de: [http://sensitronics.com/product-res/shunt-mode-matrix-array/docs/4\\_x\\_3\\_25\\_ShuntMode\\_Matrix\\_Array\\_sample.png](http://sensitronics.com/product-res/shunt-mode-matrix-array/docs/4_x_3_25_ShuntMode_Matrix_Array_sample.png). Última visita a la página: 12/11/2016.

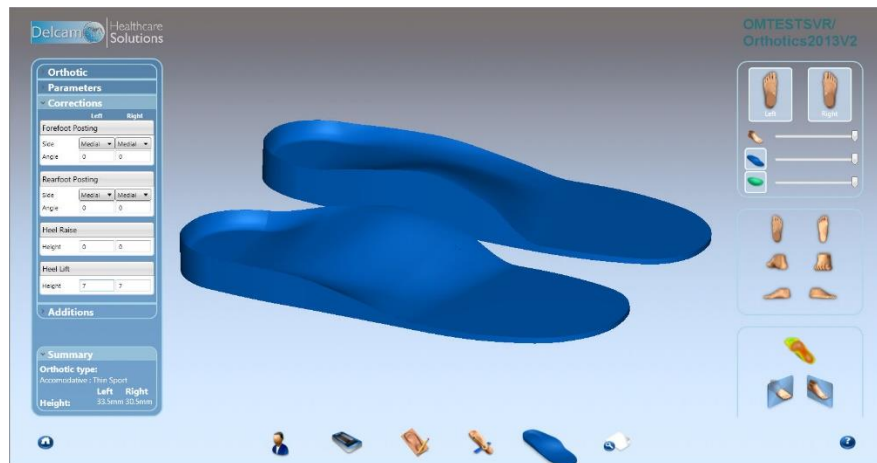


Ilustración 97: Construcción de plantillas en Autodesk<sup>84</sup>

Otra técnica investigada fue mediante escaneo 3D de una plantilla de un calzado deportivo que sería digitalizada y así obtener la malla de puntos. Con esta técnica se obtenía una resolución relativamente baja para lo que se deseaba, por lo que fue rápidamente descartada.

Una vez descartadas las opciones anteriores se recurrió a la plataforma virtual de diseño paramétrico de plantillas “GenSole” (GenSole, 2016). Este entorno de programación tiene como ventajas la facilidad de utilización al poder ingresar los parámetros necesarios, el modelo final se adapta a dichas mediciones. Esta característica es deseable e importante cuando se pone en foco al usuario, quien tiene características particulares en las medidas de sus pies.



Ilustración 98: Logo de GenSole<sup>85</sup>

GenSole fue desarrollado por “GyRobot”, una compañía de consultoría de diseño mecánico que se halla en Inglaterra. Se especializan en el uso de CATIA

<sup>84</sup> Imagen obtenida de: <http://www.medicalexpo.com/prod/delcam-plc/product-71916-496774.html>. Última visita a la página: 15/11/2016.

<sup>85</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/>. Última visita a la página: 15/11/2016.



V5, un software de productos 3D CAD, que se puede utilizar para diseñar, simular y manufacturar una amplia variedad de productos. Además la empresa ofrece facilidades de impresiones 3D.

Diversas facilidades son ofrecidas por el sitio web de GenSole, entre ellas encontramos:

- La posibilidad de dar forma a la parte superior de la plantilla, a partir de un escaneo 3D del pie del usuario para que éste pueda coincidir con la superficie y poder generar así una plantilla más personalizada.
- Patrones de relleno variados para que la malla interna de la estructura pueda ayudar a descargar las altas presiones en los sectores donde se produzcan.
- Tanto la superficie superior como la inferior pueden ser impresas con perforaciones para ayudar a la circulación de aire favoreciendo la respiración del pie.
- A partir de diseños paramétricos, se pueden editar curvas límites para que se ajusten así al pie y necesidad del usuario (GenSole, 2016).

Las opciones ofrecidas por el sitio web, fueron la causa por la que se lo seleccionó para poder hacer la superficie de la plantilla encargada de cubrir el arreglo de sensores que sensorarán las presiones en los distintos puntos del pie.

Por otra parte, con este software también se puede generar una plantilla de descanso de forma más personalizable para su mejor adaptación y comodidad a la persona que lo vaya a utilizar.

Los pasos para llevar a cabo el diseño de la plantilla, son sencillos y con una interfaz amigable, a su vez el sitio web también ofrece un video tutorial para la construcción de esta pieza. Una vez finalizado el proceso, se obtiene un archivo de extensión “.STL” que puede ser abierto con otro software como Inventor Professional para la adición de distintos aspectos, edición, entre otras posibilidades. Con esta extensión de archivo, se puede realizar el slicing que generará el G-Code, ya explicado anteriormente, que guiará la impresión en tres dimensiones.

El diseño de la plantilla consiste en cuatro pasos. En el primero se comienza especificando el talle de calzado que se usa, para conocer así el tamaño de la pieza. El parámetro siguiente es indicar de qué pie es la plantilla (izquierdo o derecho) y se pide también que se complete indicando el peso del usuario, para poder determinar así la densidad de material que va a requerir la plantilla para que esta sea lo más cómoda posible (no es lo mismo una plantilla para una persona con sobrepeso que para una con un peso promedio). Como servicio

opcional, se puede colocar el nombre del usuario o el que se desee, para que este aparezca escrito en la pieza a la hora de imprimirla y darle así un detalle a la pieza. En este proyecto integrador como parámetro se introdujo un tamaño de plantilla número 41 (escala europea), para una persona de un peso de 80 kg, pie izquierdo y con el grabado de Ebers, en honor a quien descubrió el primer papiro donde se hizo referencia a la diabetes.

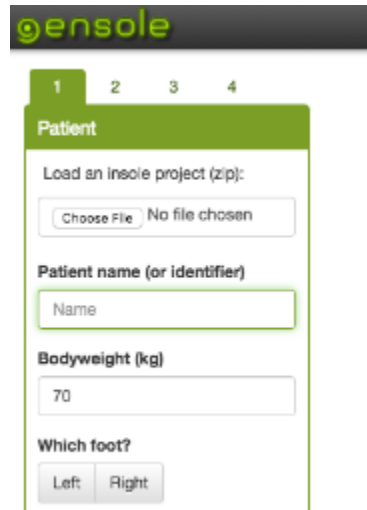


Ilustración 99: Menú de usuario GenSole<sup>86</sup>

Una vez ingresados estos datos se procede al segundo paso. Este consiste en ingresar los parámetros de las curvaturas. Se recomienda desde la página hacer una foto de una plantilla del usuario y sobre ella sacar las medidas que se necesitan desde el software. Una vez realizada la imagen se ingresó al software de diseño Autodesk Inventor donde se midieron los arcos y las distancias requeridas.

---

<sup>86</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/wp-content/uploads/2016/05/Screenshot-2016-06-03-at-17.18.52.png>. Última visita a la página: 12/11/2016.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

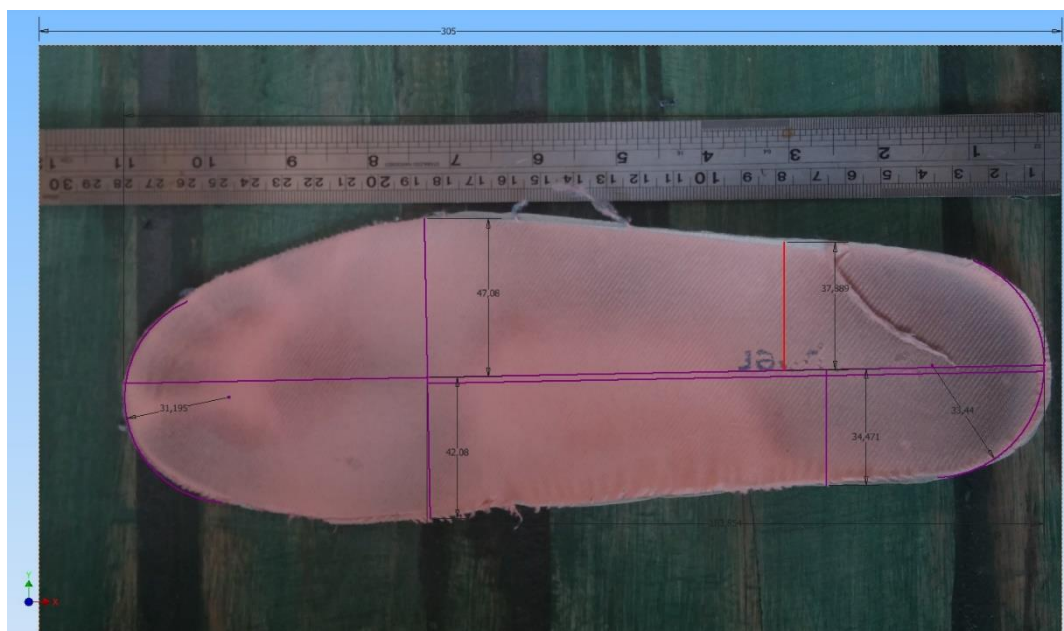


Ilustración 100: Parámetros del pie que fueron medidos

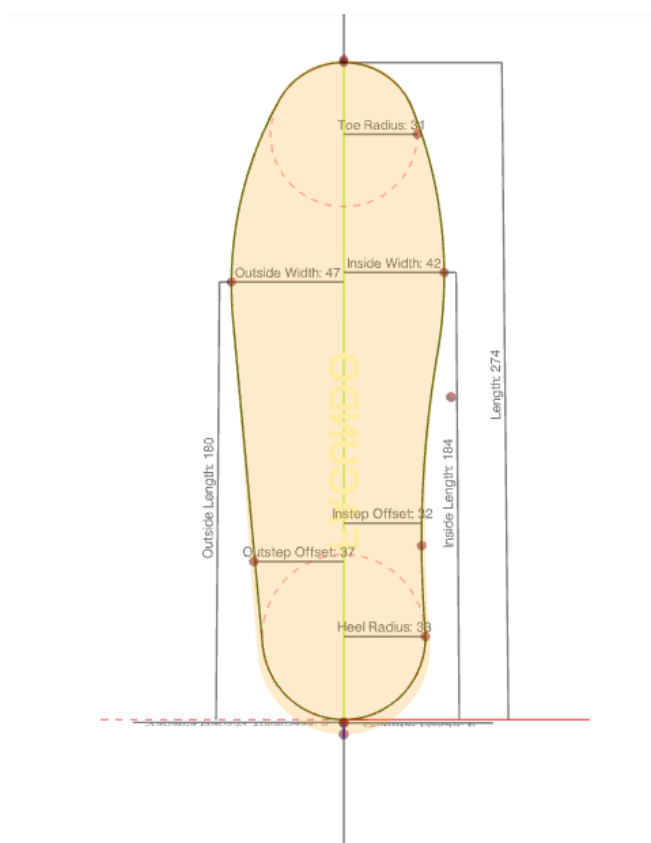


Ilustración 101: Mediciones ingresadas a la plataforma<sup>87</sup>

<sup>87</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/wp-content/uploads/2016/06/Screenshot-2016-06-03-at-17.12.2.png>. Última visita a la página: 16/11/2016

La tercera etapa es muy importante para diseños personalizados. Nos permite subir modelos tridimensionales del pie del usuario que previamente fueron escaneados y digitalizados. Con esta técnica obtenemos una plantilla con los patrones morfológicos del paciente. Como en nuestro trabajo la plantilla se utiliza para diagnóstico no fue necesario realizar el escaneo de la persona.

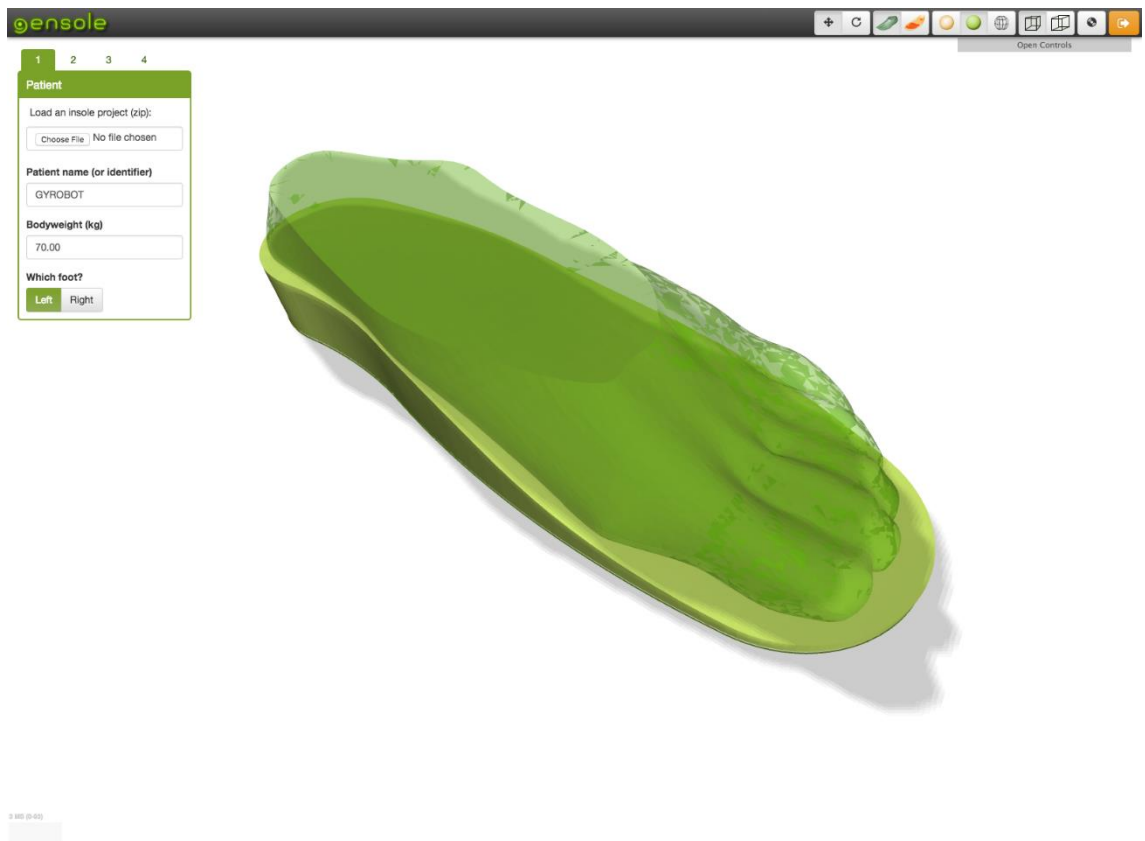
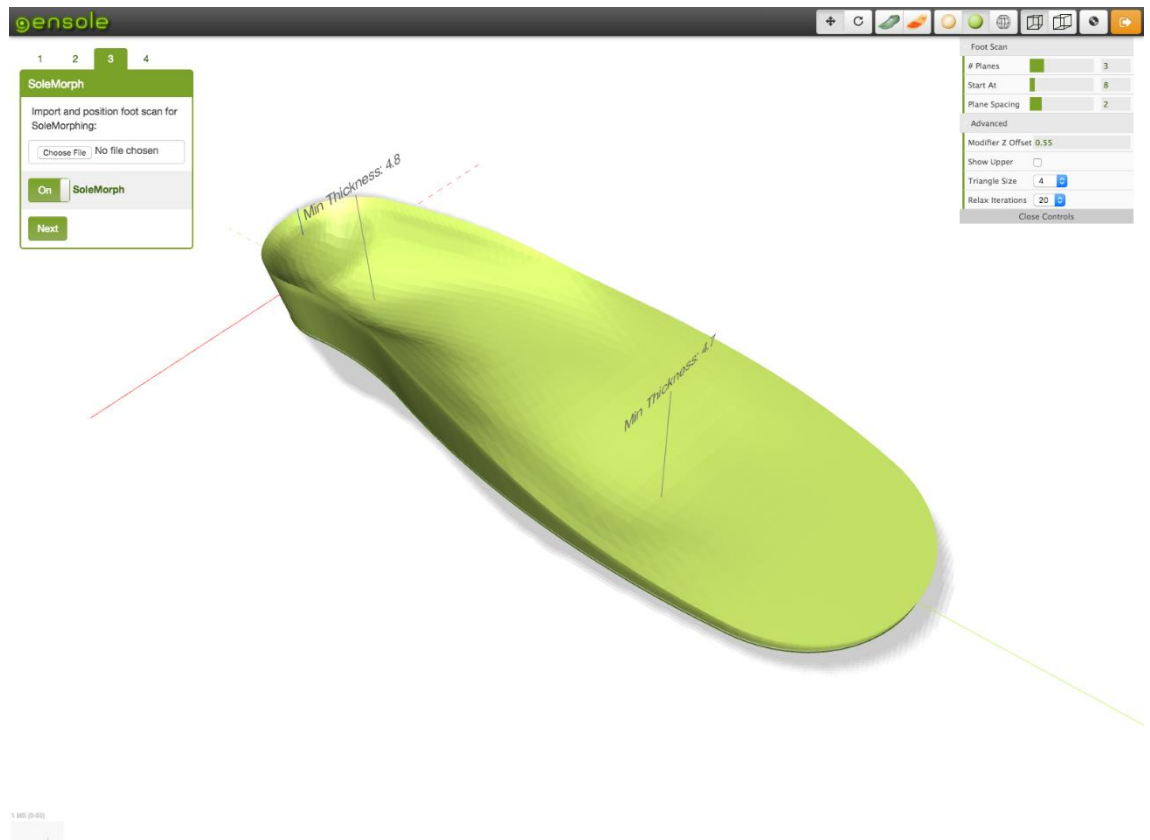


Ilustración 102: Vista previa del software donde se importó un escaneo 3D de un pie<sup>88</sup>

<sup>88</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/wp-content/uploads/2016/06/Screenshot-2016-06-03-at-17.07.46.png>. Última visita: 12/11/2016.

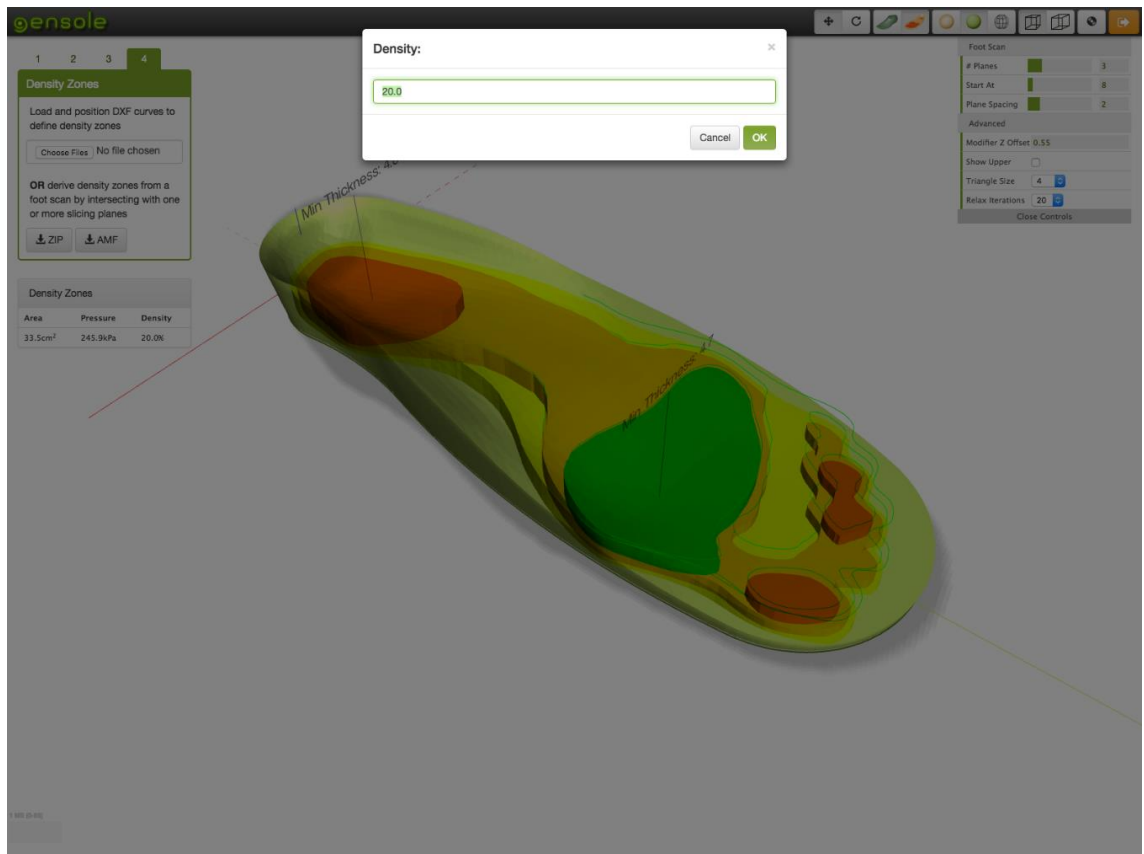
## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes



**Ilustración 103: Plantilla personalizada a partir de un escaneo 3D<sup>89</sup>**

La última función es quizás la más importante para el tratamiento de úlceras diabéticas. En esta etapa se permite ingresar las zonas de mayor carga que presenta el paciente mediante curvas DXF. Con esto podemos cambiar la densidad de los patrones de relleno en esa área para lograr una estructura más resistente, flexible y que ayude a descargar dichas zonas.

<sup>89</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/wp-content/uploads/2016/06/Screenshot-2016-06-03-at-17.08.33.png>. Última visita: 12/11/2016.



**Ilustración 104:** Mapa de colores de zonas de mayor presión con menú de edición de densidad<sup>90</sup>

Una vez realizados todos los pasos podemos descargar el modelo STL para imprimirlo. GenSole recomienda el uso del software para la realización del "Slic3r" que es el que generará el G-Code.

Sin embargo, este no es el único programa que se puede utilizar. En este proyecto se utilizó el software de Simplify (Simplify3D, 2016) donde se puede imprimir la plantilla con distintos patrones de relleno entre los podemos encontrar el Honeycomb (o Panal de Abejas), rectangular, triangular, wiggle, entre otros.

Podemos ver en la Ilustración 105 cómo existen diferentes densidades dentro de la plantilla. Con una densidad mayor en la región del ante pie y el talón para soportar la mayor carga y espacios más grandes en las zonas que se necesitan una flexibilidad superior.

<sup>90</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/wp-content/uploads/2016/06/Screenshot-2016-06-03-at-17.15.27.png>. Última visita a la página:12/11/2016.

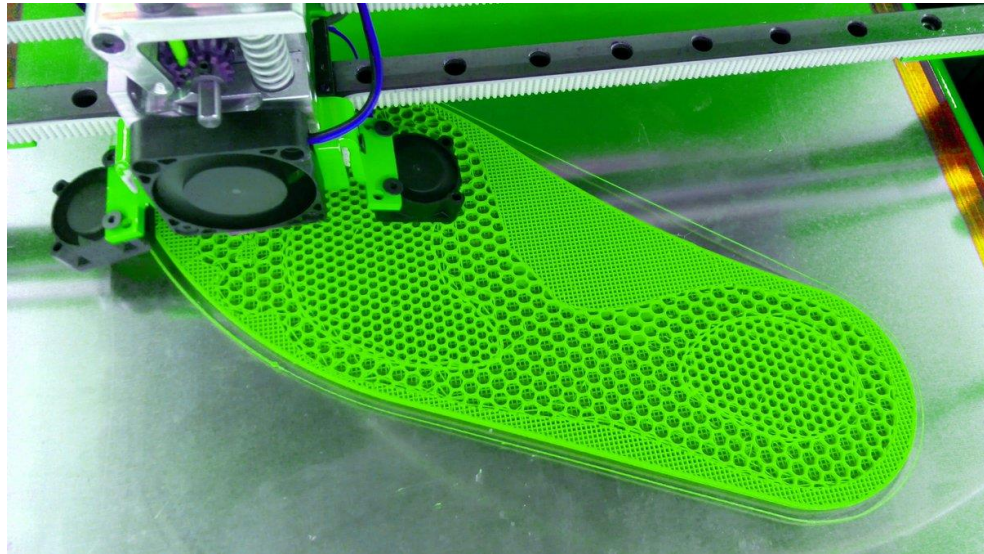


Ilustración 105: Plantilla en proceso de impresión<sup>91</sup>

## Patrones de relleno

Luego de diseñar la plantilla, se procedió a su impresión. Para realizarla, primero se debe determinar la solidez, es decir, cuál será su densidad de relleno. De esta forma, la pieza será más o menos resistente según el patrón de relleno o si se incluyen capas sólidas en la misma. Si la densidad de relleno tuviese un valor de 100% significa que se imprimiría una pieza totalmente sólida, mientras que si este valor fuese de 0% sería totalmente hueca.



Ilustración 106: Escala de densidad de rellenos<sup>92</sup>

Para un aumento de la rigidez de las piezas se introducen capas sólidas entre el relleno, es decir, que además de las capas sólidas inferior y superior, también habrá más en la zona intermedia. Este método favorecerá la robustez,

<sup>91</sup> Imagen obtenida de: <http://www.gensole.com/>. Última visita a la página: 15/11/2016.

<sup>92</sup> Imagen obtenida de: [http://wiki.ikaslab.org/images/2/29/Tabla\\_de\\_rellenos.jpg](http://wiki.ikaslab.org/images/2/29/Tabla_de_rellenos.jpg). Última visita a la página: 14/11/2016.

porque permite seleccionar tantas capas de relleno como se desea. Sin embargo, se debe tener en cuenta que mientras más capas sólidas se tengan, más material se necesitará y más tiempo tardará la impresión.

Por otra parte, si se utiliza el patrón de relleno, tanto la cantidad de filamento como las horas de impresión se verían disminuidas. Para este caso, se recomienda imprimir con densidad de relleno que van entre un 20% y 60%. Entre los distintos tipos de patrones encontramos:

- **Rectangular o grilla:** suele ser el predefinido en el software. Ofrece una gran relación entre dureza y velocidad de impresión, aunque comparado con otros se requiere más tiempo de impresión. Sin embargo, aunque cumple su función, no ofrece ninguna ventaja con respecto al resto.
- **Triangular:** óptimo para piezas que necesiten robustez en las paredes, ya que ofrece buena resistencia y cargas laterales altas. Es de los que más tiempo de impresión requieren.
- **Wiggle o curvilíneo:** Ideal si se pretende piezas con cierta flexibilidad pero sin perder la robustez.
- **Fast HoneyComb o hexagonal:** Considerado como el más óptimo para la mayoría de las piezas impresas. Es el que mejor relación tiene entre material usado y resistencia convirtiéndolo en el más eficiente. Se imprime de forma rápida permitiendo ahorro de tiempo y, como se mencionó anteriormente, material, a la vez que ofrece una alta robustez a la pieza y se adapta a la mayoría de los diseños.
- **Full HoneyComb:** parecido al anterior, pero sus hexágonos a diferencia del anterior poseen paredes dobles (Experts, 2016).



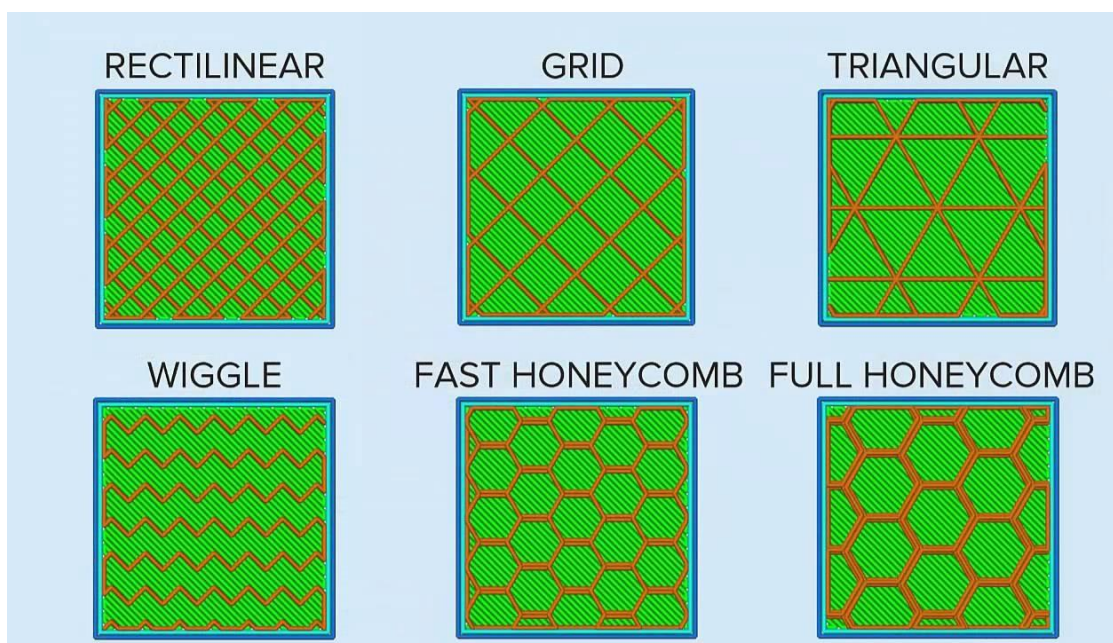


Ilustración 107: Patrones de relleno<sup>93</sup>

Estos patrones de relleno fueron los utilizados para hacer las probetas de plantillas a escala y así poder determinar cuál posee el comportamiento más adecuado para el proyecto.

<sup>93</sup> Imagen obtenida de: <https://i.ytimg.com/vi/BMWTK2ZgJCM/maxresdefault.jpg>. Última visita a la página: 14/11/2016.



**Ilustración 108: Probetas con patrones de rellenos diferentes**

Luego de analizar, se terminó decidiendo utilizar el patrón Wiggle. Este se caracteriza por ser el menos rígido de todos los patrones ya que la trama presenta solamente líneas en sentido transversal a la pieza obteniendo así una flexibilidad superior en el sentido longitudinal, el cual es el eje de mayor movimiento que presenta la plantilla. La densidad de relleno seleccionada para esta plantilla fue de 20 %.

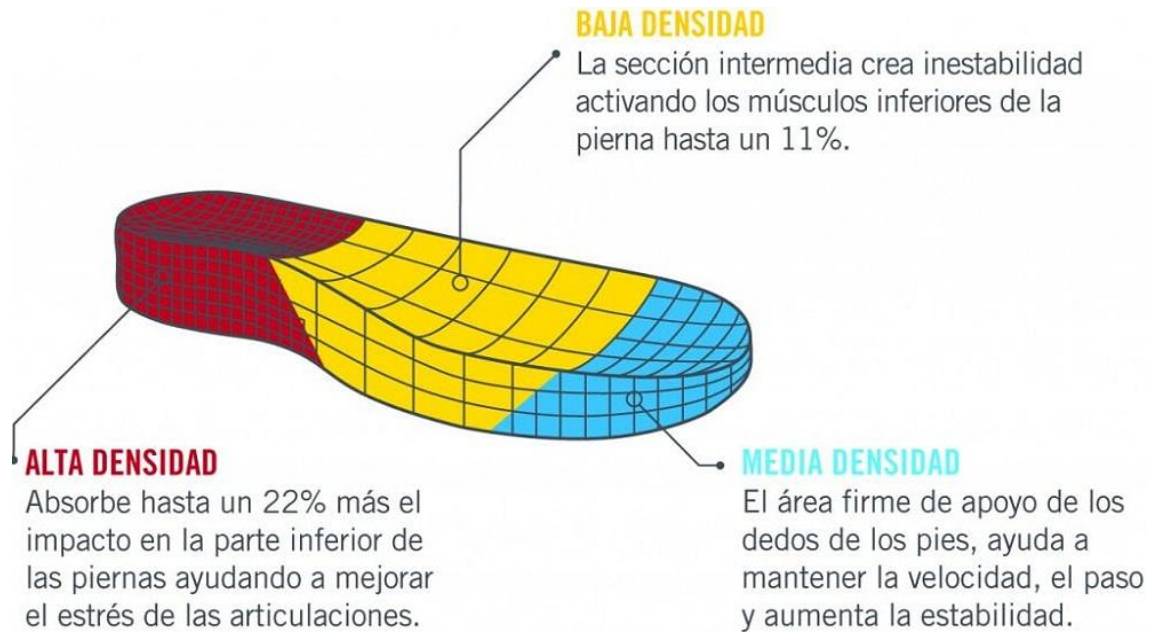


Ilustración 109: Importancia densidad de relleno<sup>94</sup>

Luego, para llevar a cabo la impresión en tamaño real se realizó el proceso de slicing en el que se seleccionaron los siguientes parámetros más relevantes para llevar a cabo la impresión:

- El diámetro del pico (o nozzle) utilizado fue de 0,30 mm.
- Distancia de retracción 5mm a una velocidad de 19 mm/s
- Altura de la capa de 0,2 mm
- Primera capa de 0,1 mm a un 70% de la velocidad de impresión
- Tres capas sólidas superiores y 3 inferiores
- Dos líneas de perimetrales
- Tres “skirt outlines” (son líneas que rodean a la pieza principal y se usan para poder calentar bien el pico del extrusor y así asegurarse que va a haber material cuando se empiece a imprimir)
- El patrón de relleno interno seleccionado, como se escribió antes, fue el Wiggle o curvilíneo con una densidad del 20%.
- El patrón de relleno de la capa sólida será el rectilíneo.
- No se utilizó cama caliente, ya que el poliuretano termoplástico puede imprimirse en frío.
- La temperatura del pico del extrusor será de 200°C. Si bien se puede utilizar una temperatura menor, el problema que se presentaba en bajarla era que no permitía una adhesión suficiente del material a la cama para realizar una correcta impresión. Mientras que por otra parte, una temperatura mayor generaba que el material se funda demasiado y quede más apelmazado, disminuyendo la calidad de la impresión.

<sup>94</sup> Imagen obtenida de: <http://www.3ders.org/articles/20141230-3d-print-a-custom-shoe-sole-using-filaflex-and-free-open-source-tools.html> . Última visita a la página: 16/11/2016

Tanto para la impresión de la capa superior e inferior de la plantilla, el proceso de impresión consistió en colocar sobre la cama de impresión, cinta de papel y spray fijador de cabello para asegurar una adherencia por parte del material, ya que, si bien se imprime en frío hacerlo de esta manera no es tan efectiva como hacerlo con una cama caliente.

Cuando el pico llegó a la temperatura indicada, empezó el proceso de autonivelación de la cama. A diferencia del proceso de autonivelación utilizado cuando se imprimieron los sensores con tinta de plata en este caso el control de la impresora se llevó a cabo con el firmware Marlin, y aquí el método consiste en un testeo de 9 puntos predefinidos por medio del sensor inductivo obteniendo como resultado una situación de estado de la cama.

El siguiente paso fue el de realizar tres “skirt outlines”, el objetivo de las mismas es permitir que el filamento empiece a salir del pico para asegurarse así que en el inicio de la impresión de la pieza no tenga la primer parte del filamento que recién comienza a salir y muchas veces se puede trabar o no se termina de fundir completamente y eso perjudicaría la construcción de la pieza.

Una vez finalizado la etapa anterior comenzó la impresión de la pieza. Con las tres primeras capas inferiores de estado sólido con un patrón de relleno del tipo grilla, se continuó con lo que se describió como patrón de relleno interno donde se dibujaron las ondas curvilíneas a un 20 % de densidad. Las últimas tres capas superiores fueron iguales a las inferiores.

La primera mitad de la plantilla tiene una altura de 2,11 mm y demoró aproximadamente 3:30 horas en su construcción completa.

Para la segunda parte de la plantilla, la misma tuvo el mismo proceso de impresión pero su altura era de 1,2 mm a diferencia de la anterior.

## Fabricación de plantillas

Existen muchas tecnologías y métodos para la realización de plantillas, ya sea de uso cotidiano o terapéutico. Van desde el corte de una plancha de etilvinilacetato (goma eva) hasta diseños totalmente personalizados y a medida.

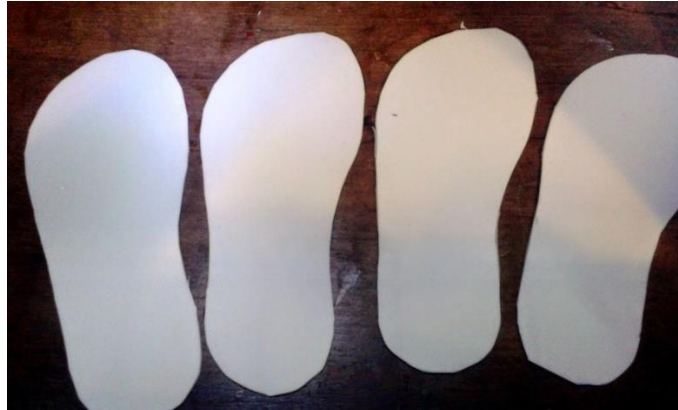


Ilustración 110: Plantillas hechas con etilvinilacetato<sup>95</sup>

Sin duda alguna dependerá de las necesidades que se tengan, los precios que se dispongan a pagar y las prestaciones que sean necesarias,

Las plantillas de alta calidad están fabricadas con materiales más duraderos, que proveen un adecuado soporte y amortiguación para el pie. En el mercado encontramos muchos tipos de plantillas con estas calidades pero aun así gran cantidad de veces es necesario recurrir a diseños personalizados ya que cada pie presenta necesidades propias. Las plantillas personalizadas son realizadas partiendo de un molde del pie y creando la órtesis que encaje perfectamente con la forma de éste. Para ello es necesario una serie de etapas.

El primer paso es digitalizar la pisada. Para esto es necesario realizar un escaneo 3D de la superficie plantar usando un escáner láser de alta precisión o una caja de espuma que copia la forma del pie. Esta última técnica es más difícil y necesita de personal especializado en el tema.

Una vez realizado esto es necesario el diseño de la plantilla mediante un software CAD/CAM. Esta etapa puede ser parametrizada o bien totalmente automática.

La manufactura se realiza mediante máquinas CNC sustractivas que fresan la plantilla según las especificaciones brindadas al equipo.

---

<sup>95</sup> Imagen obtenida de: <http://blog.detallefemenino.com/>. Última visita a la página: 15/11/2016.

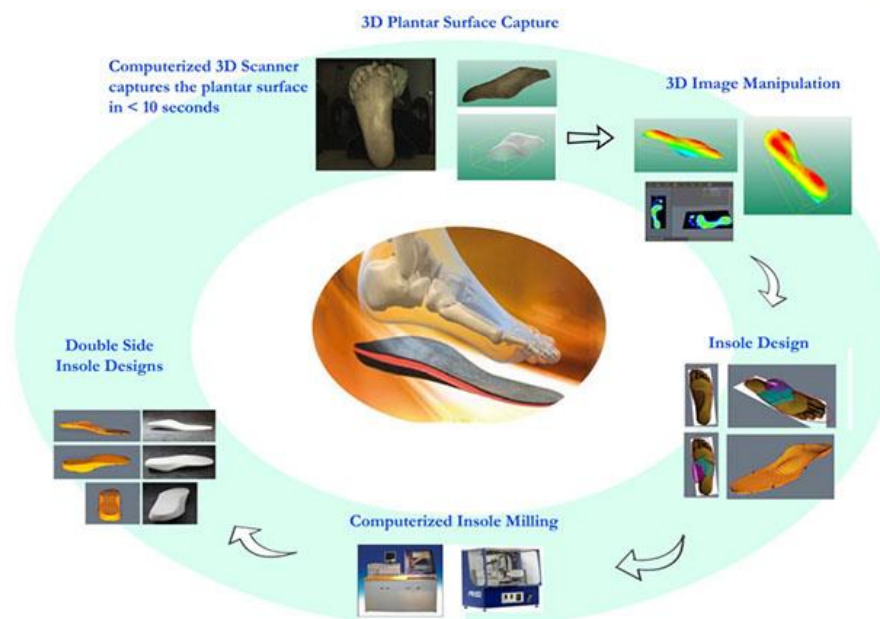


Ilustración 111: Proceso de fabricación de plantillas por medio de CNC<sup>96</sup>

Actualmente están surgiendo empresas que realizan plantillas mediante impresiones 3D. Utilizan un concepto similar a las mencionadas anteriormente simplemente que el proceso de fabricación utiliza una tecnología aditiva y no sustractiva (Medipoint, 2016).

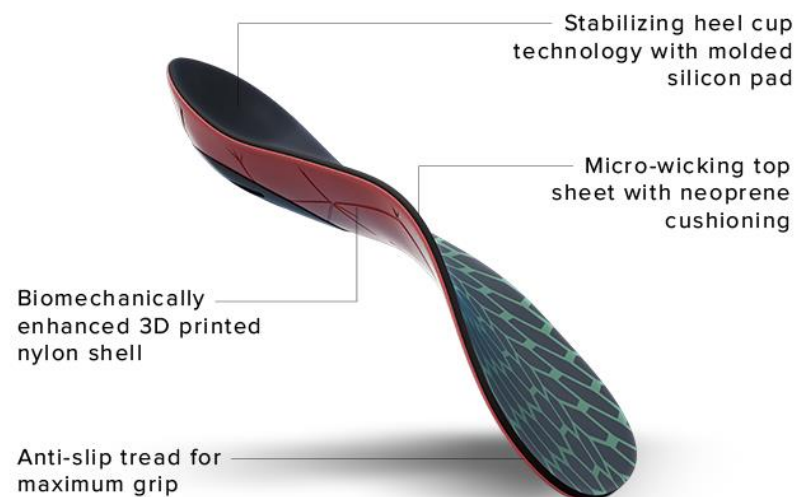


Ilustración 112: Plantillas impresas en 3D<sup>97</sup>

<sup>96</sup> Imagen obtenida de: <http://www.chennaimedipoint.com/how-the-insoles-are-made.html>. Última visita a la página: 15/11/2016.

<sup>97</sup> Imagen obtenida de: <https://www.kickstarter.com/projects/1145906288/base-by-wiivv-custom-3d-printed-insoles>. Última visita a la página: 15/11/2016.

## Poliuretano termoplástico

El poliuretano termoplástico (TPU, por sus siglas en inglés) y también conocido como “Flex” fue el material seleccionado para la construcción de la capa superficial de la plantilla. El motivo de la selección es que permite la creación de piezas flexibles y con su bajo rozamiento superficial permite evitar atascos en el extrusor. Se forma por la reacción de tres materias primas principales que son: polioles (dioles de cadena larga) de base de poliéster o poliéter, diisocianatos y dioles de cadena corta, además pueden contener aditivos como la fibra de vidrio que aumenta su módulo elástico.

En 1937 cuando se trataba de formular un componente químico con las propiedades del pegamento, se descubrió la espuma de poliuretano. Sin embargo fue en los años 50 cuando se desarrollaron e industrializaron de un modo científico y progresista.

En cuanto a su estructura química, los polioles así como los dioles de cadena corta, reaccionan con los diisocianatos para formar el polímero semicristalino de estructura lineal, siendo por esta razón que son termoplásticos. Posee dos partes, una amorfa que se da por la unión de los a los diisocianatos (esto conforma el segmento flexible) y la unión de los dioles de cadena corta con los diisocianatos son los que dan lugar a la parte cristalina (segmento rígido).

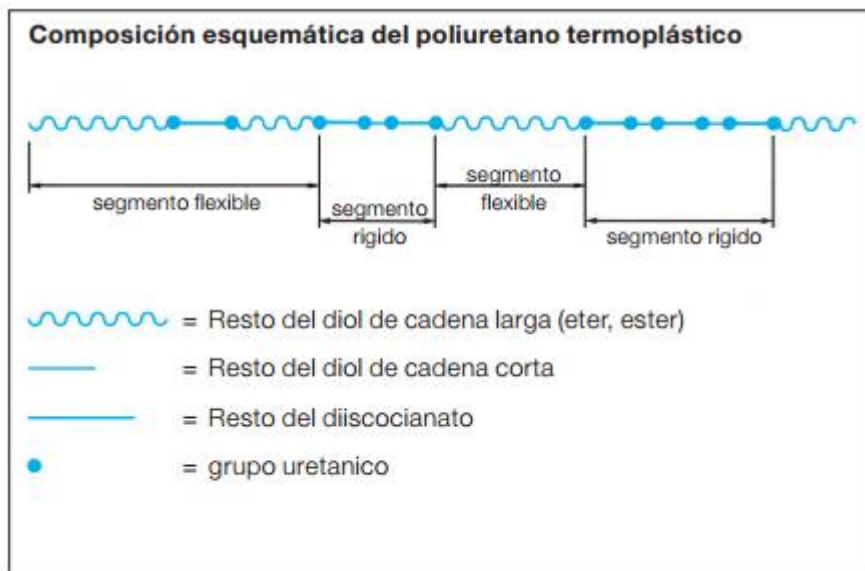


Ilustración 113: Composición química poliuretano termoplástico<sup>98</sup>

<sup>98</sup> Imagen obtenida de: [http://www.polyurethanes.basf.de/pu/solutions/us/function/conversions:/publish/content/group/Arbeitsgebiete\\_und\\_Produkte/Thermoplastische\\_Spezialelastomere/Infomaterial/elastollan\\_material\\_es.pdf](http://www.polyurethanes.basf.de/pu/solutions/us/function/conversions:/publish/content/group/Arbeitsgebiete_und_Produkte/Thermoplastische_Spezialelastomere/Infomaterial/elastollan_material_es.pdf). Última visita a la página: 14/11/2016.

En el procesamiento de métodos de conformación para los termoplásticos pueden usarse el moldeo por inyección, por soplado y extrusión.

Posee una combinación de propiedades, entre las que encontramos:

- Alta resistencia al desgaste y a la abrasión (es reconocido en la práctica como el elastómero con menor pérdida por abrasión)
- Alta resistencia a la tracción y al desgarre
- Buena capacidad de amortiguación
- Muy buena flexibilidad a bajas temperaturas
- Alta resistencia a grasas, aceites, oxígenos y ozono
- Elasticidad
- Excelente recuperación elásticas cuando se ha reticulado con aditivos específicos
- Baja resistencia al cloro y varios disolventes orgánicos

Estas propiedades mencionadas anteriormente, dependerán de la familia de materia prima usada en los polioles, es decir, si son de base poliéster o poliéter. El primero le otorga grandes propiedades mecánicas, resistencia a la temperatura y a aceites y grasas. Mientras que si se utilizan polioles de base poliéter, se ofrece un material con mayor resistencia a la hidrólisis, flexibilidad a bajas temperaturas y resistencia a los microorganismos.

Este elastómero termoplástico, es del tipo semicristalino y puede mostrarse muy transparente hasta completamente opaco, este último caso significaría que posee un grado de cristalización alto.

Puede ser utilizado como recubrimiento de cables para robots, suelas de calzado, mangueras, tubos, fundas de celulares, entre otras aplicaciones.

Al ser un plástico, su conductibilidad eléctrica es muy pequeña por lo que puede ser usado como material de aislamiento.

Gracias a su baja viscosidad de la masa fundida, el TPU copia muy bien los detalles del molde siendo por esta razón un polímero muy apreciado cuando se pretende obtener un elastómero termoplástico de superficies blancas pero con estructura superficial muy detallada.

En lo que respecta al reciclado, en la industria del poliuretano y los objetos desechados fabricados con este material se encuentran diferentes enfoques para su tratamiento, estos son: el reciclado mecánico, reciclado químico avanzado y recuperación de energía (Wikipedia, Wikipedia, 2016).

El Flex utilizado fue adquirido de la empresa "Print a Lot", viene en un bobinado y el mismo es de color verde translúcido. Para ello no se necesitó calentar la cama de impresión debido a que se adhiere a la misma en frío, con una temperatura de fusión de 200°C. A éste valor de temperatura, se llegó luego de



observar que a valores debajo del mismo el material no se adhería a la zona de impresión y si se lo hacía por encima, la calidad disminuía y no se apreciaba el color translúcido propio del filamento (Lot, 2016).

## Capítulo 9: Lectura y envío de datos

Para la lectura y envío de datos van a ser necesarios dos componentes: una placa Arduino con un microcontrolador que realice lo primero y un módulo Bluetooth que permita el envío de las mediciones realizadas, de forma inalámbrica, al teléfono celular. A su vez se necesita poder conectar la plantilla con esta electrónica. Aquí se presenta una dificultad ya que no se puede soldar las pistas de plata. Para solucionar esta cuestión se realizaron contactos que van a estar fijos mediante presión entre las dos superficies.

Como se mencionó anteriormente, para las lecturas de datos se utilizan 7 salidas digitales y 3 entradas analógicas. Una vez que se obtienen los datos de cada sensor, estos son almacenados en la placa Arduino y luego enviados a un celular, el cual posee una aplicación que se encargará al final del día de transferir las lecturas obtenidas en un día completo a una plataforma de almacenamiento para que el profesional de salud pueda tener acceso al estado del pie del paciente. Sin embargo ante situaciones de sobrepresión en el pie, la aplicación ofrece un sistema de alerta que le avisa de forma instantánea al paciente para que corrobore la posición en la que se encuentra o que realice un control dentro de su calzado para confirmar que no haya algún objeto que pueda llegar a generarle una lesión.

Arduino es una plataforma electrónica “Open Source” basada en un método de uso fácil, tanto de hardware como de software con el propósito de que cualquiera pueda realizar proyectos interactivos. Esta plataforma consiste en una placa que contiene en sí un microcontrolador con pines de entrada y salida que pueden controlar motores, actuadores, luces y obtener lecturas de sensores. Para enviarle órdenes y poder realizar diversas acciones, se puede utilizar un entorno de programación propio de la marca conocido como “Arduino IDE”.

Existen diversos modelos de estas placas, según la necesidad y utilidad se pueden tener en cuenta diversos factores como tamaño, cantidad de entradas/salidas, microcontrolador usado, memoria necesaria, consumo, entre otros aspectos que se pueden tener en consideración a la hora de elegir uno. En este proyecto por cuestiones de consumo, número de entradas/salidas y principalmente tamaño se optó por el modelo de nombre Pro Mini.

# Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

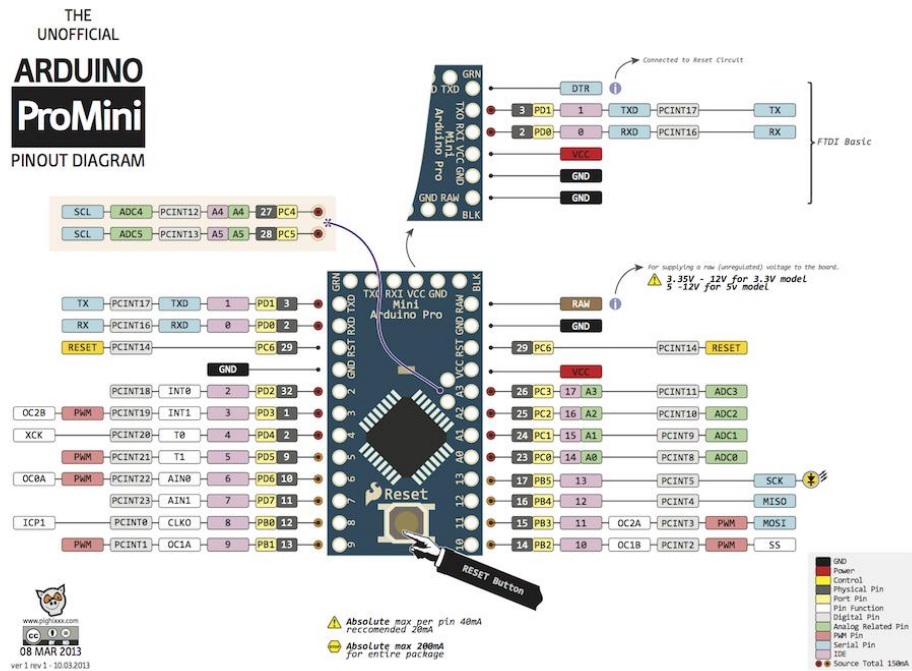


Ilustración 114: Arduino ProMini<sup>99</sup>

Arduino Pro Mini es una placa con el microcontrolador ATMEGA328. Posee 14 pines digitales que pueden funcionar como entradas y salidas (de los cuales 6 pueden ser usados como salidas PWM), 6 entradas analógicas, un botón de reset y agujeros para montar pines. Seis pines pueden ser conectados a un cable de tipo FTDI o a una placa Sparkfun para proveer de energía y comunicar por medio de USB a la Arduino. Tiene un circuito que opera con 3,3 V y 8 MHz y a 5 V con 16 MHz (Arduino, 2016).

En la Tabla 4: Especificaciones técnicas Arduino ProMini se pueden apreciar las especificaciones más importantes de la placa.

<sup>99</sup> Imagen obtenida de: <http://saber.patagoniatec.com/arduino-pro-micro-5v-atmega32u4-micro-leonardo-pro-mini-arduino-argentina-ptec/>. Última visita a la página: 16/11/2016.

Microcontrolador	ATMega328
Voltaje de alimentación de la placa	3.35- 12 V (Modelo 3.3V) o 5-12V (Modelo 5v)
Voltaje de operación del circuito	3.3 V o 5V
Digital I/O Pins	14
PWM Pins	6
Analog Pins	6
Interrupciones externas	2
Corriente DC por I/O Pin	40 mA
Memoria Flash	32 KB (2 KB usados por el bootloader)
EEPROM	1 KB
Velocidad reloj	8 MHz (Versión 3.3 V) o 16 MHz (Versión 5V)

Tabla 4: Especificaciones técnicas Arduino ProMini<sup>100</sup>

Las razones por las que se seleccionó la plataforma Arduino para el proyecto fueron:

- **Facilidad a la hora de programar:** en entorno de desarrollo integrado por Arduino (IDE) posee funciones preestablecidas que reducen la lógica y lectura de entradas, control de tiempos y salidas de manera semántica e intuitiva. Tiene la ventaja de no necesitar un tipo de tarjeta de programación como pasa con otros microcontroladores sino que la placa se puede conectar con la computadora vía USB y se pueden cargar los programas sin riesgo de dañar la tarjeta debido a su protección adicional. El código es sumamente amigable y posee su propio lenguaje de alto nivel llamado Processing, aunque esto no limita a Arduino a programarse en cualquier lenguaje.
- **Amplia variedad de documentación y tutoriales,** desde la misma página de la empresa, el IDE viene con multitud de ejemplos, así como también los incontables tutoriales de YouTube.
- **Librerías para prácticamente cualquier componente externo que se le quiera acoplar,** haciendo innecesario tener que recurrir al datasheet del componente de forma permanente. Entre las librerías que podemos encontrar están la de Wi-Fi, Bluetooth, Ethernet, Servo, entre otras.
- **Variedad de placas,** como se mencionó anteriormente en este apartado, hay multitud de placas cada necesidad del desarrollador. Entre ellas encontramos la MEGA, UNO, NANO, LEONARDO, PRO MINI, etc.

<sup>100</sup> Tabla obtenida de: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardProMini>. Última visita a la página: 16/11/2016.

- **Amplia gamas de shields o placas extras que cumplen funcionalidades específicas** como Ethernet, Wi-Fi, Bluetooth, Control de relés, entre otras. Las mismas pueden ser acopladas a la placa de forma sencilla y generar así un aumento de las aplicaciones disponibles. Además, Arduino es compatible con otras marcas como Xbee, Teclados, LCD, dispositivos SparkFun, SD-Card por nombrar algunos.
- Un punto que es de gran atracción, es el **precio**. Es mucho menor que el de Raspberry Pi y Microcontroladores Microchip.
- **Gran cantidad de aplicaciones para desarrollar prácticamente todo**, se pueden nombrar como ejemplos el envío y recepción de datos por Bluetooth, la robótica, la lectura de sensores, biomedicina y telemedicina (Tutoriales, 2016).

Como se mencionó anteriormente, el envío de las mediciones obtenidas es por medio del módulo Bluetooth.

Creado en 1994, la tecnología Bluetooth fue concebido como una alternativa inalámbrica a los cables de datos logrando la transferencia de información utilizando transmisiones de radio. El nombre surge por el combatiente del siglo XX que ayudó a unir a las fracciones de lo que hoy son Suecia, Noruega y Dinamarca: Harald Blåtand que en inglés es Harold Bluetooth. Similarmente a lo que hizo este guerrero, Bluetooth busca conectividad y colaboración entre productos distintos e industrias (Bluetooth, 2016).

Entre las aplicaciones más populares de esta tecnología encontramos la capacidad de conectar dispositivos de forma eficiente y rápida, de la misma manera puede conectar estos dispositivos a una computadora, Tablet, Smartphone, zapatillas, relojes y en cualquier caso que se ven limitados solamente a la imaginación del usuario y su forma hacerlo requiere poca energía funcional.

Se eligió esta tecnología para el envío de datos, ya que, en la actualidad la mayoría de las personas tienen acceso a un Smartphone y en ellos viene siempre incluido el Bluetooth por lo que se logra una gran accesibilidad.

Entre las ventajas podemos mencionar

- Es **inalámbrico**
- Al viajar con nuestra notebook u otro dispositivo inalámbrico no tenemos que preocuparnos ya por los cables de conexión.
- Bluetooth es una tecnología **barata**
- Está **automatizado** y no requiere configuración de la conexión ni tener que pulsar ningún botón.

- En cuanto a los protocolos los **dispositivos Bluetooth están normalizados**, es decir, funcionan bien aunque sean diferentes modelos. La compatibilidad entre diferentes modelos es segura y se podrán comunicar sin problemas.
- La **baja interferencia** es otra ventaja de Bluetooth ya que éstos la evitan casi siempre al utilizar señales inalámbricas de baja potencia y la tecnología de salto de frecuencia.

Para comenzar hablando de los dispositivos Bluetooth, se debe aclarar que éstos pueden actuar como Maestros o Esclavos. La diferencia entre uno y el otro, es que el último solo puede conectarse solamente a un Maestro, por otra parte si actúan como Maestro significa que pueden conectarse a varios Esclavos o permitir que ellos se conecten y recibir así información de todos ellos, manejando las transferencias de información (hasta un máximo de 7 esclavos).

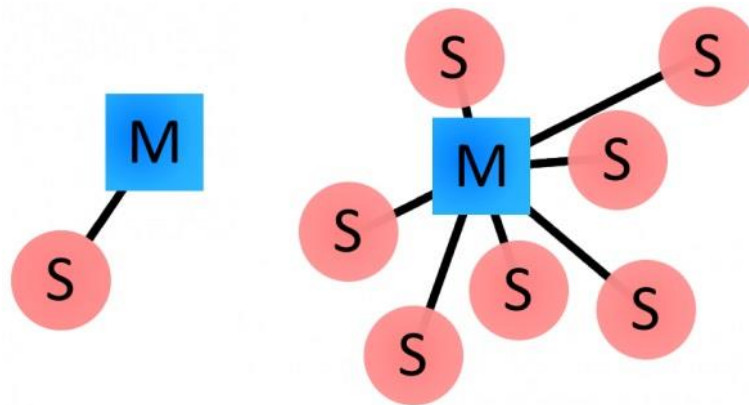


Ilustración 115: Diferencia entre dispositivos Bluetooth Maestros y Esclavos<sup>101</sup>

Cada dispositivo de Bluetooth tiene una dirección única de 48 bits y un nombre que sirve para identificarlo de forma más fácil a las personas.

Resumiendo lo anterior, un dispositivo Bluetooth puede ser Maestro o Esclavo y dispone de una dirección única y un nombre para identificarse. En ciertas ocasiones incluye un PIN de conexión o número de identificación que debe teclearse para lograr el acceso al mismo.

Cuando se vinculan dos dispositivos Bluetooth, se comienza un proceso en el que ellos se identifican por nombre, dirección y si fuese necesario, se solicita el PIN para autorizar la conexión.

Una vez que este emparejamiento se logra de forma satisfactoria, ambos nodos Bluetooth suelen guardar la identificación del otro y cuando se encuentren cerca, nuevamente, se vinculan sin necesidad de intervención manual.

<sup>101</sup> Imagen Obtenida de: <http://www.prometec.net/bt-hc06/>. Última visita a la página: 16/11/2015.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

Para este tipo de conexiones, hace tiempo se encuentran disponibles módulos Bluetooth utilizados con la placa Arduino. Dichos módulos presentan una adaptación para facilitar su utilización pero con el consecuente aumento de tamaño de la placa y del consumo de energía ya que trae consigo circuitos integrados para facilitar su conexión (Prometec, 2016).

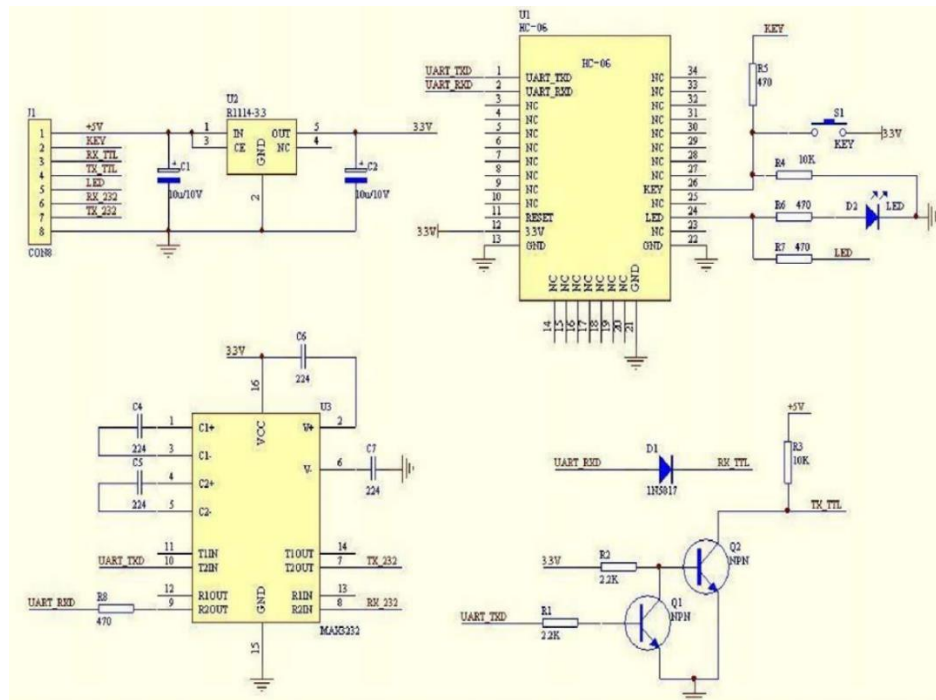


Ilustración 116: Esquema módulo Bluetooth Arduino<sup>102</sup>

Los más frecuentes son los modelos HC-05 Y HC-06, aunque también se disponen de modelos independientes o en modo shield y para zócalo XBEE.

Tanto en el HC-05 como en el HC-06 el hardware es el mismo, en lo que se diferencia es en el software. El HC-06 posee 4 pines, mientras que el otro modelo tiene 5 pero la diferencia fundamental es en la funcionalidad y de manejo.

<sup>102</sup> Imagen obtenida de: [http://cdn.makezine.com/uploads/2014/03/hc\\_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf](http://cdn.makezine.com/uploads/2014/03/hc_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf). Última visita a la página: 11/11/2016

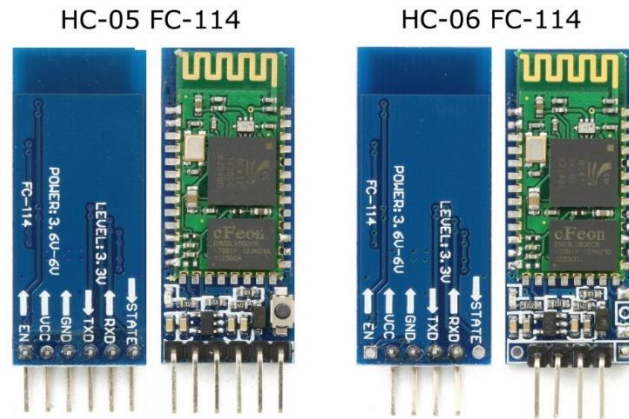


Ilustración 117: Módulos Bluetooth para Arduino<sup>103</sup>

Entre los dos tipos de módulos Bluetooth mencionados, el HC-05 puede actuar tanto como maestro y esclavo. Para su arranque se requiere del pin “KEY” en un estado alto o high para que se encienda el módulo.

Para su conexión, primero se requiere de una alimentación a este dispositivo, por eso se coloca el pin VCC a un pin digital que luego se ponga en alto y por consiguiente después se conecta el GND al GND de la placa. Esto permite que el pin KEY al ponerse en un estado alto en otro pin permita el ingreso a los comandos AT que es un tipo de instrucciones codificadas que conforman un lenguaje de comunicación desarrollado por Dennis Hayes.

### Typical Application Circuit

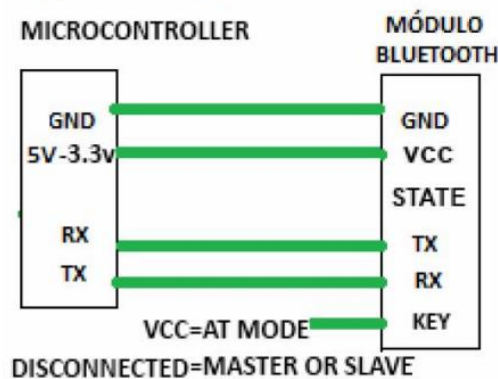


Ilustración 118: Esquema de conexión Módulo Bluetooth- Arduino<sup>104</sup>

<sup>103</sup> Imagen Obtenida de: <http://www.martyncurrey.com/hc-05-fc-114-and-hc-06-fc-114-part-2-basic-at-commands/>. Última visita a la página: 16/11/2016.

<sup>104</sup> Imagen obtenida de: <http://www.electronica60norte.com/mwfls/pdf/newBluetooth.pdf>. Última visita a la página: 11/11/2016



## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

Los otros pines son el TxD y RxD, donde el primero cumple la función de transmitir datos y el segundo se encarga de recibirlos. Estos dos pines se conectan de forma cruzada con los pines de comunicación TxD y RxD propios de la placa, que serán utilizados mediante la librería Software Serial.

Cuando se ingresa a la consola de monitor serie (aquí es donde se abre una pantalla donde se puede apreciar lo que está ocurriendo en la conexión serial) uno puede ver si el estado de conexión del módulo escribiendo en la consola AT y presionando la tecla “enter” del teclado (se puede leer un OK).

Entre los comandos más utilizados encontramos el que se puede cambiar el nombre que va a mostrar el módulo, colocarle contraseña para la conexión, selección de velocidad de baudios, seleccionar qué función va a cumplir (maestro o esclavo).

El consumo de este módulo no es para nada despreciable, siendo una de sus principales desventajas. Durante el apareamiento la corriente fluctúa entre 30mA y 40mA. La corriente promedio es de 25mA. Luego del apareamiento sin importan si se están enviando datos o no el consumo es de 8mA. No posee modo sleep pero por hardware puede ser deshabilitado (Make, 2016).

Comando AT	Descripción	Respuesta
AT	Test de comunicación.	Responde con un <b>OK</b>
AT+VERSION	Retorna la versión del Modulo	<b>OKlinvorV1.8</b>
AT+BAUDx	Configura la velocidad de trasmisión del modulo según el valor de "x": 1 = 1200 bps 2 = 2400 bps 3 = 4800 bps 4 = 9600 bps (por defecto) 5 = 19200 bps 6 = 38400 bps 7 = 57600 bps 8 = 115200 bps 9 = 230400 bps A = 460800 bps B = 921600 bps C = 1382400 bps	AT+BAUD4 Configura la velocidad a 9600 baud rate Responde con <b>OK9600</b>
AT+NAMEx	Configura el nombre con el que se visualizara el modulo, soporta hasta 20 caracteres	AT+NAMEDIYMakers Configura el nombre del modulo a DIYMakers Responde con <b>OKsetname</b>
AT+PINxxxx	Configura el Pin de acceso al modulo (password).1234 por defecto.	AT+PIN1122 Configura el pin a 1122 Responde con <b>OKsetPIN</b>

Ilustración 119: Tabla con comandos Módulo Bluetooth<sup>105</sup>

## Placa Interfaz

Como el nombre lo dice esta etapa tiene el objetivo de funcionar como un nexo entre dos niveles distintos. El primero es la el circuito flexible desarrollado

<sup>105</sup> Imagen obtenida de: <http://arduinoamute.blogspot.com.ar/2014/04/modulo-de-blue-tooth-hc-06.html>. Última visita a la página: 16/11/2016.

con tinta de plata (la zona activa de los sensores), y la segunda es permitir conectar toda la electrónica de una forma reducida y eficiente.

Está constituida por una placa doble faz, de tipo FR4 (fibra de vidrio), lo que mejora la interferencia electromagnética y le permite tener mayor duración en el tiempo. Para que las pistas que no funcionan como contactos no queden al descubierto (reaccionando con el oxígeno, con su consecuente oxidación), fueron recubiertas con flux que también funciona como aislante de las pistas y facilita su soldado.

Además de esto, en la superficie inferior presenta 3 resistencias de 15KOhm que son partes del divisor resistivo que necesitan los sensores. Estas son de tipo SMD ya que ocupan menos espacio, consumen menos energía y no es necesario la perforación de la placa.

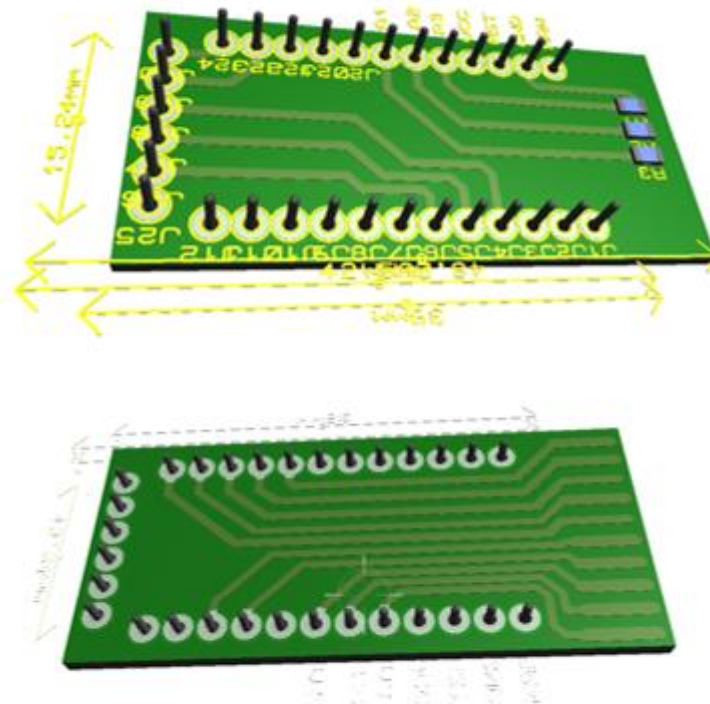


Ilustración 120: Modelado placa interfaz

Una vez diseñada la placa interfaz se procede a soldar la misma a la Arduino y al módulo Bluetooth de forma tal que ocupen el menor volumen posible.

# Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

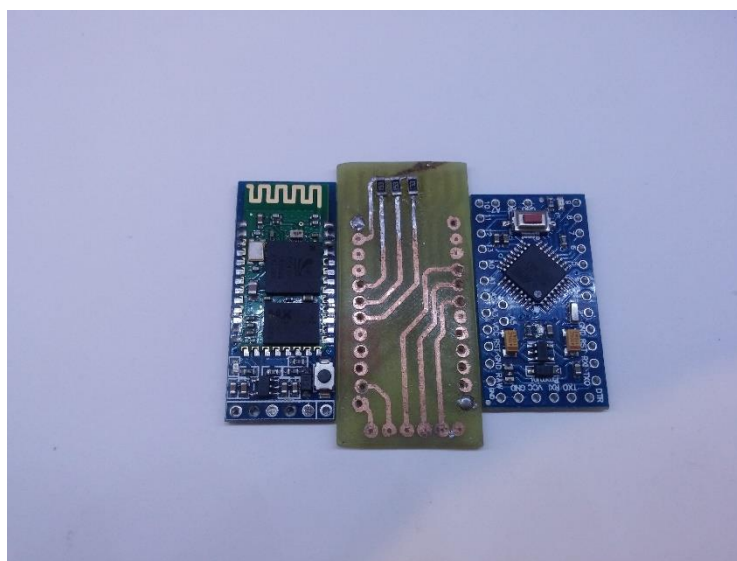


Ilustración 121: De izquierda a derecha. Modulo Bluetooth, placa interfaz, Arduino Pro Mini

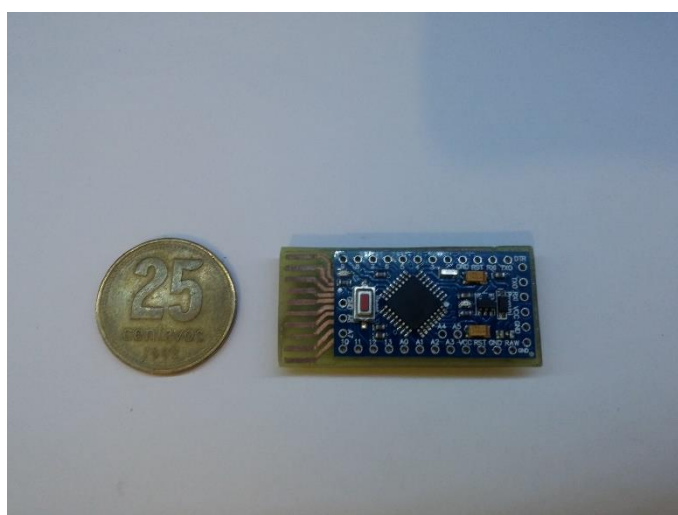


Ilustración 122: Vista superior de la electrónica

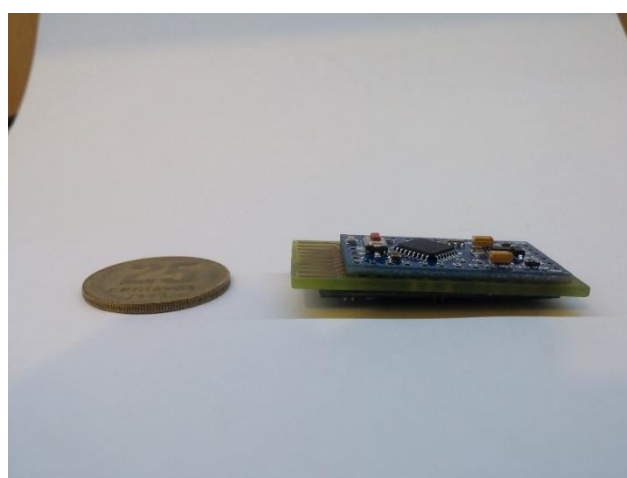


Ilustración 123: Vista lateral

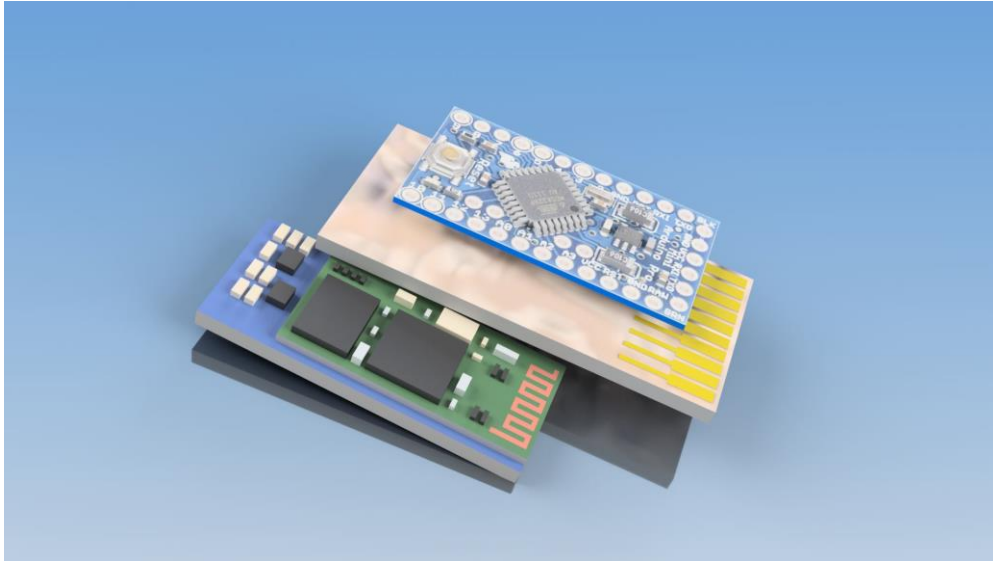


Ilustración 124: Modelo 3D de la electrónica

## Reducción de consumos

Cuando se trata de dispositivos portables, una de las características más importantes es tratar de maximizar la vida de la batería. Las placas comerciales Arduino presentan un consumo relativamente alto si se lo analiza a largo plazo. Mucho de esto se debe a circuitos integrados (CI) que contiene la placa que cuentan con funciones tales como regular la tensión de entrada, funcionar como interfaz USB-UART que Arduino puede interpretar. Realizando algunas modificaciones al hardware y software podemos lograr disminuir ese consumo y obtener como resultado una duración de la batería mucho mayor.

### Modificación de Hardware

Todos los CI necesitan energía para funcionar, reduciendo el número de ellos podemos ahorrar energía. En el caso de la placa Arduino Pro mini tenemos un regulador de tensión MIC5205. Este tipo de regulador tiene la característica de ser barato, y muy eficiente dentro de los rangos establecidos por el fabricante, pueden también reducir valores muy altos de tensión disipando de forma efectiva la potencia desperdiciada, el problema que presentan es que consumen energía innecesaria fuera de los rangos establecidos y el comportamiento no es el deseado cuando se pretende trabajar con consumos inferiores a los establecidos. Del Datasheet del regulador obtenemos una pérdida de corriente por el pin a tierra. Cuando la carga es de 50mA la pérdida es de 0.350 mA mientras que para una carga de 0.1mA la pérdida es de 0.08 mA. Por lo tanto podemos ver como la eficiencia del regulador cae drásticamente cuando estamos trabajando en bajo consumo. Por estos motivos se decidió retirar el regulador de tensión

con el consecuente riesgo que esto acarrea. Para que la placa no sufra ningún tipo de daño es imprescindible que sea alimentada con la tensión que el micro soporta. (SparkFun, 2016)

### Reducción voltaje de operación

Como sabemos si se disminuye la tensión el consumo de corriente disminuye también. Una de las opciones es alimentar al Arduino con 3.7V por medio de una batería LiPo en lugar de 5V. Los consumos disminuyen de 4mA a 1mA aproximadamente.



Ilustración 125: Batería LiPo de 3,7 V y 180 mAh<sup>106</sup>

Reducir la tensión también acarrea problemas, llega un punto en donde si no se reduce la velocidad del oscilador se pueden encontrar comportamientos anómalos. Es decir si reducimos la tensión es necesario tener un oscilador adecuado. Del Datasheet del microcontrolador obtenemos que a 3.3v la frecuencia máxima recomendada es de 13 MHz. Por este motivo usamos un oscilador de 8MHz (SparkFun, 2016).

---

<sup>106</sup> Imagen obtenida de: [http://es.made-in-china.com/co\\_baolilai2006/product\\_Low-Price-Lithium-Polymer-Battery-652020-3-7V-180mAh-Lipo-Battery\\_eossgogg.html](http://es.made-in-china.com/co_baolilai2006/product_Low-Price-Lithium-Polymer-Battery-652020-3-7V-180mAh-Lipo-Battery_eossgogg.html). Última visita a la página: 24/11/2016.

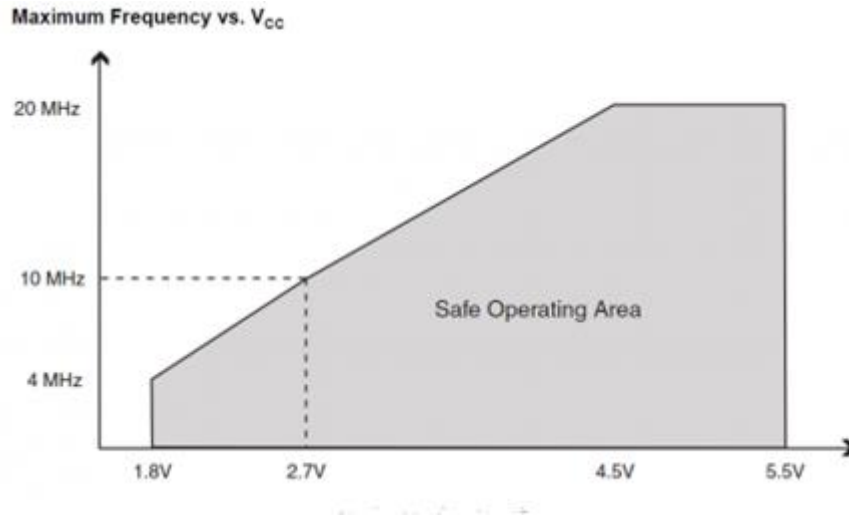


Ilustración 126: Gráfico de Máxima Frecuencia Vs. Voltaje de alimentación<sup>107</sup>

De la experiencia se obtiene que reduciendo la tensión el consumo se reduce siguiendo la siguiente curva. La prueba se realizó con un sketch en blanco corriente de a 1MHz.

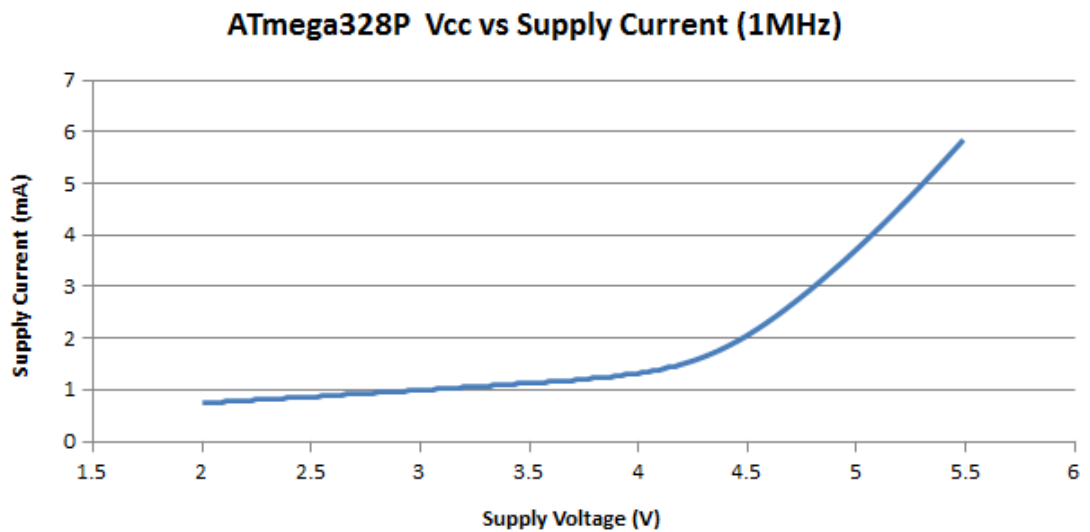


Ilustración 127: Curva de Voltaje de alimentación Vs. Corriente<sup>93</sup>

### Disminuir frecuencia del reloj

Cuando la placa Arduino no tiene que ejecutar un gran número de instrucciones en un periodo reducido de tiempo o en donde el tiempo no es esencial, reducir la frecuencia del reloj puede ahorrar unos cuantos mA de consumo de la

<sup>107</sup> Imagen obtenida de: <https://www.iot-experiments.com/arduino-pro-mini-1mhz-1-8v/>.  
Última visita a la página: 16/11/2016.

fuelle. A 5V reduciendo la frecuencia de 16MHz a 8MHz el consumo disminuye de 12mA a 8mA aproximadamente (SparkFun, 2016).

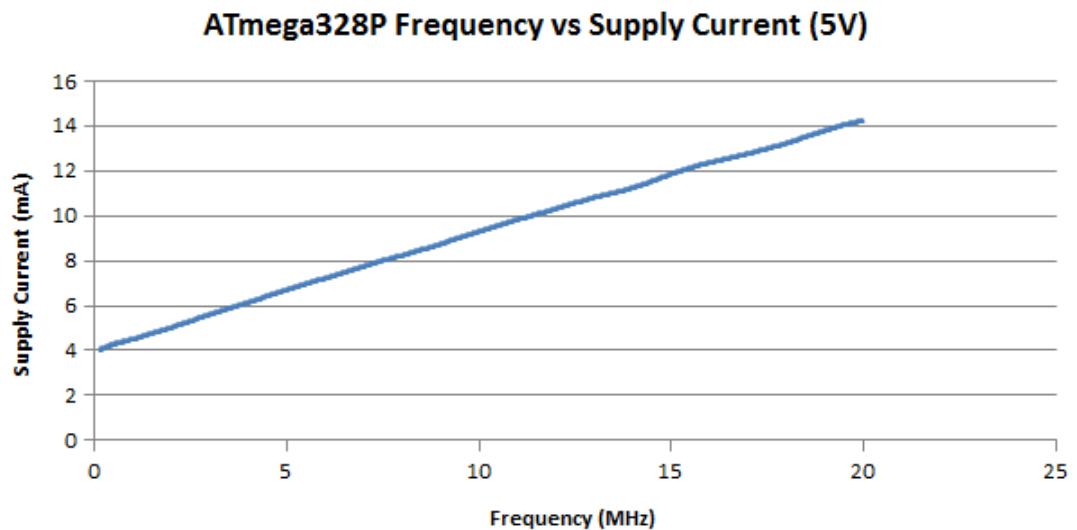


Ilustración 128: Frecuencia Vs. Corriente de alimentación<sup>108</sup>

### *Deshabilitar LED de alimentación*

Una manera de eliminar consumo innecesario es retirando componentes que no tengan alguna función esencial en el funcionamiento de la placa. Uno de ellos es el LED de alimentación. En la versión de 3.3V se consume 0.85mA menos y en la versión de 5V el consumo es de 3mA menos. Este LED no puede ser controlado desde el ATmega328P, por lo tanto es necesario deshabilitarlo o retirarlo. La manera más sencilla para ello es realizando un pequeño corte en la pista que lo une (SparkFun, 2016).

<sup>108</sup> Imagen obtenida de: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/reducing-arduino-power-consumption>. Última visita a la página: 16/11/2016.

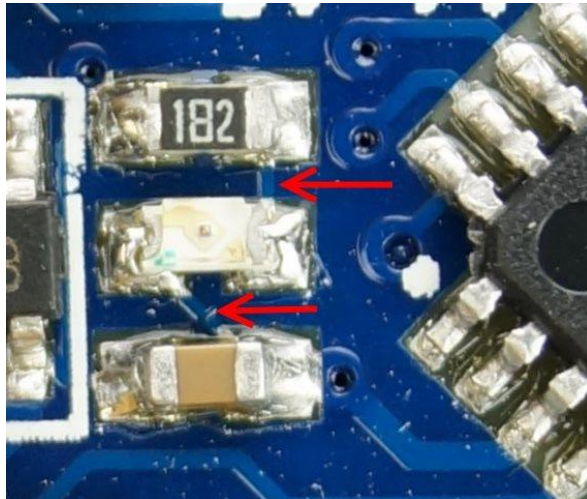


Ilustración 129: Led de alimentación de la placa Arduino<sup>106</sup>

### Modificaciones del Software:

Una forma de reducir consumo es realizando modificaciones al software de la placa Arduino. Dentro del microcontrolador, existen una serie de circuitos que trabajan juntos para quitar carga al procesador, cada uno de estos consumen energía innecesaria. Retirar carga al procesador le permite al microcontrolador realizar múltiples tareas a la misma vez. Algunos de estos circuitos internos son:

- 3 timers.
- Timer del Watchdog
- Conversor analógico-digital.

Cada uno de estos componentes consumen energía, independiente si son o no usados. La única forma es deshabilitarlos manualmente. De esta manera podemos activar lo que necesitemos cuando sea necesario y el tiempo que no se utiliza ponerlos en modo bajo consumo (sleep).

Para poder hacer esto es necesario entrar a los registros de cada una de las funciones e ir deshabilitándolos, o en su lugar se puede utilizar la librería LOW-POWER.

Dicha librería permite seleccionar cuánto tiempo se desea poner en modo sleep desde unos pocos milisegundos hasta indefinidamente. A su vez permite especificar cuál de las funciones no serán utilizadas (SparkFun, 2016).



ATmega328P Pro Mini Alimentación Estado 5.0 V @ 16 MHz 3.3 V @ 8 MHz				
Sin modificaciones	RAW Pin	ACT	19.9 mA	4.74 mA
Sin modificaciones	RAW Pin	SM	3.14 mA	0.90 mA
LED deshabilitado	RAW Pin	ACT	16.9 mA	3.90 mA
LED deshabilitado	RAW Pin	SM	0.0232 mA	0.0541 mA
Sin regulador ni LED	VCC Pin	ACT	12.7 mA	3.58 mA
Sin regulador ni Led	VCC Pin	SM	0.0058 mA	0.0045 mA

Ilustración 130: Consumos placa Arduino ProMini<sup>109</sup>

En la Ilustración 130, ACT es cuando la placa está en modo activo mientras que SM es el Modo Sleep.

En el diseño final con los cambios realizados, el consumo total quedó en 8 mA por parte del módulo HC-05. Mientras que el microcontrolador ATmega328P consume 3,58 mA en estado ACT y 0,0045 mA en SM.

El monitoreo se realizará cada 5 minutos y el mismo durará 10 segundos, por lo tanto en ese intervalo 4:50 minutos estará en SM. Usando una batería LiPo de 180 mAh queda:

120 segundos (2 minutos) en una hora está en ACT → 0,033 (3,3% del tiempo prendido)

El resto está en SM → 0,967 (96,7 % del tiempo apagado).

El módulo HC-05 consume todo el tiempo 8 mA

Por lo tanto

$0,033 \times (3,58 \text{ mA}) + 0,967 \times (0,0045 \text{ mA}) + 8 \text{ mA} = 8,12 \text{ mA}$  de consumo total en una hora.

Con la batería utilizada, la autonomía es de:

$180 \text{ mAh} / 8,12 \text{ mA} = 22 \text{ horas}$  de autonomía.

<sup>109</sup> Imagen obtenida de: <https://www.iot-experiments.com/arduino-pro-mini-1mhz-1-8v/>.  
Última visita a la página: 16/11/2016.

La autonomía de la batería puede aumentarse de tres maneras, la primera si se utiliza una de mayor capacidad, sin embargo esto implicaría el uso de una de mayor tamaño o quizás mediante otra tecnología de baterías.

La segunda forma es mediante software, es decir lograr que la electrónica se encuentre el mayor tiempo posible en modo sleep, ahorrando energía la mayoría del tiempo.

La última forma es utilizando tecnología "Low Energy", de esta forma los componentes consumen menos. Uno de los ejemplos es el módulo Bluetooth HC-05 que es de segunda generación, mientras que módulos como el HC-08, HM-10 o MDBT42Q son de cuarta generación y de bajo consumo.

## Capítulo 10: Aplicación para el celular y software para computadora

Como se ya se mencionó anteriormente, el objetivo de la plantilla es sensar presiones en distintos puntos para poder así determinar zonas de riesgo para la formación de úlceras. Estos datos se envían vía Bluetooth a un teléfono celular donde se almacenarán en la nube para así poder importarlos a un software de computadora.

### Aplicación para el celular

La importancia de que los datos sean enviados en primera medida al celular radica en el uso que se le da al mismo en la actualidad, la mayoría de las personas llevan consigo un celular prácticamente todo el día y generalmente éstos tienen incorporada la tecnología Bluetooth.

Asegurarse que al momento de enviar los datos, se lo haga a un dispositivo que esté cercano y pueda recibirlos, fue un punto tenido en cuenta para elegir el celular como primera estación de los datos. La funcionalidad de la aplicación, se centra en recibir los datos en el momento que el módulo del microcontrolador realice el envío de datos y una vez obtenidos los mismos, subirlos a un servicio de almacenamiento que permita tener acceso a su contenido desde otro dispositivo. Este envío de información se puede personalizar según las necesidades que el profesional de la salud considere apropiado. Las mediciones son tomadas 10 veces por vez para así tener un valor más preciso de la presión que se registra. De todos los valores medidos, son seleccionadas las presiones más elevadas, para de esta forma considerar la peor de las condiciones posibles. Estas son transmitidas 3 veces al día, a la mañana, a la tarde y por último a la noche.

La segunda función que cuenta la aplicación es informar al paciente sobre una posible presión excesiva en alguna de las zonas del pie. Para esto el microcontrolador realiza un estudio de la pisada cada 10 segundos en búsqueda de presiones elevadas, en caso de detectarla habilita la conexión y envía un mensaje a la aplicación para que esta active la alerta. Dicha alerta será tanto visual como auditiva para que el usuario corrobore el estado del pie y del calzado en búsqueda de cualquier posible lesión.

Para resumir, la aplicación del celular envía las mediciones realizadas en los distintos momentos del día y una vez recibidas, se envía lo obtenido a la "nube" o servicio de almacenamiento que permita guardar y compartir archivos para ser vistos por el profesional mediante un software desarrollado. Por otra

parte, esta aplicación le da al paciente nuevamente un control sobre su pisada, informándole de cualquier peligro posible.

### *Diseño de la aplicación*

Para crear aplicaciones móviles es necesario conocer que se desea obtener, a quien va dirigida dicha aplicación y que conocimientos previos se tienen sobre este tipo de aplicaciones. Otro punto importante es decidir el sistema operativo donde se desarrollara la aplicación. Actualmente existen dos marcas líderes desarrolladoras de SO (sistemas operativos) para móviles, son GOOGLE® y APPLE®.

Android es el sistema operativo propiedad de Google®, fue desarrollado originalmente por Android Inc. Es un sistema basado en un núcleo Linux y diseñado principalmente para dispositivos móviles con pantalla táctil (Wikipedia, 2016) .

IOS por otro lado fue desarrollado por Apple®, similar a Android fue diseñado para ser utilizado en Iphone, y actualmente también es usado en Ipad y Ipod touch. Este SO no puede ser instalado en hardware de terceros (Wikipedia, 2016 ).

El sistema operativo seleccionado para realizar la aplicación móvil fue Android, y esto se debe al número de personas que lo utilizan a nivel mundial. Para programar aplicaciones es necesario conocer sobre el lenguaje de programación. Existen varias plataformas para Android, tales como Android Studio, NetBeans, Eclipse, etc. Para este proyecto se decidió utilizar MIT App Inventor.

### *App inventor*

App inventor es un framework creado inicialmente por el MIT (Instituto tecnológico de *Massachusetts*) y fue obtenido por Google, para que cualquier persona con interés pueda crearse su propia aplicación móvil, ya sea para su empresa, para su casa o por otros intereses.



Ilustración 131: Logotipo de App Inventor

La principal ventaja por la cual fue elegido App Inventor fue por su facilidad a la hora de programar, ya que no es necesario conocer un lenguaje de programación específico como en la mayoría de los casos. La programación en esta plataforma se realiza por bloques. Cada uno de estos “bloques” cuenta con una función preestablecida y van siendo encastrados de forma tal que adquieren una estructura consistente con lo que se desea obtener. Los bloques presentan formas y colores distintivos para poder facilitar su utilización y no conectar funciones que no tienen una lógica establecida. Como desventaja podemos mencionar que la programación en bloque representa un problema cuando la aplicación comienza a tomar un tamaño aceptable, los bloques se empiezan a volver voluminosos, difícil de manejar y muchas veces difícil de encontrar.

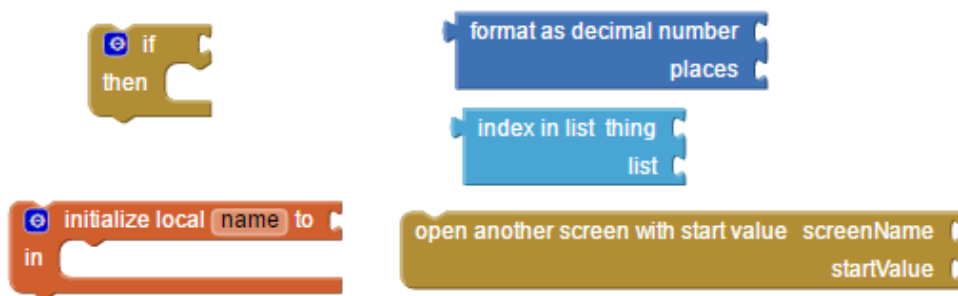


Ilustración 132: Bloques de App Inventor

En este entorno tenemos dos partes, la primera es la pantalla de diseño, en donde ingresaremos todos los componentes para hacer que nuestra aplicación luzca como nos interesa. En la segunda encontraremos el editor de bloques, que básicamente es la encargada de darle una función a cada una de las partes de la aplicación y hacerla funcional.

Como se observa en la Ilustración 133 podemos ver la interfaz de diseño, en ella se encuentran diferentes partes cada una con una función.

1. Paleta. En ella encontramos todas las funciones que puede tener nuestra aplicación, ya sean botones, deslizadores, archivos de texto, conectividad, etc.
2. Visor. En el encontramos una pantalla similar a la de un celular. Es en donde iremos ingresando los elementos para darle forma a la aplicación.
3. Componentes. En esta lista se detallan todos los elementos con los que la aplicación cuenta.
4. Media. Todos los archivos del tipo media (imágenes, audios, videos) que estén cargados en la aplicación aparecerán en esta lista.

5. Propiedades. Esta sección permite editar las características de los elementos utilizados con la finalidad de personalizar según las necesidades.

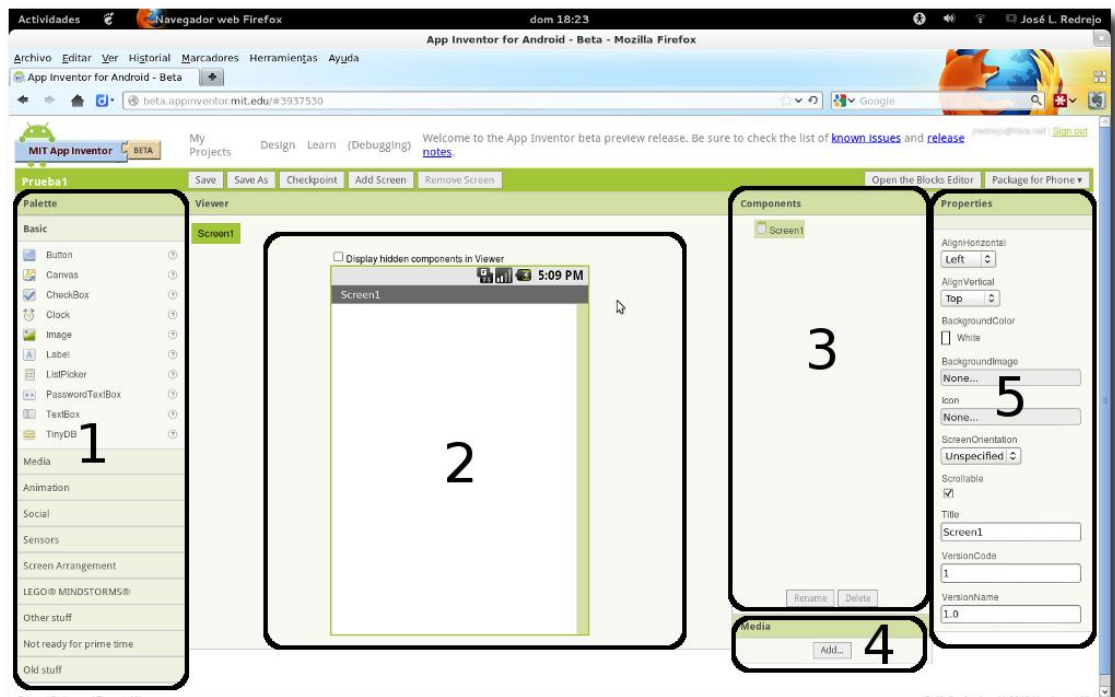


Ilustración 133: Interfaz de diseño, App Inventor

En la aplicación desarrollada para este proyecto integrador se diseñaron 3 pantallas y un icono.

1. Pantalla de inicio: se puede visualizar por unos segundos el logo del proyecto.
2. Pantalla principal: es la que se encarga de realizar la conexión con la plantilla y determinar el estado de la conexión. También es la encargada de enviar los datos medidos del paciente a la PC del médico.
3. Pantalla secundaria: esta pantalla está pensada como complemento del proyecto, con la idea de llevar un control más estricto por parte del paciente y del profesional de la salud. Podemos ingresar alarmas de recordatorios y preguntas semanales para detectar cualquier anomalía en el pie.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes



Ilustración 134: Pantalla de la aplicación móvil

Para el diseño del icono se utilizó CorelDraw® X7, y está basado en un estudio de baropodometría. Se seleccionó esta imagen como icono y no la de EBERS porque la aplicación tiene como función principal enviar datos sobre las presiones plantares, por lo que esta imagen sería más intuitiva a la hora de utilizar la app.

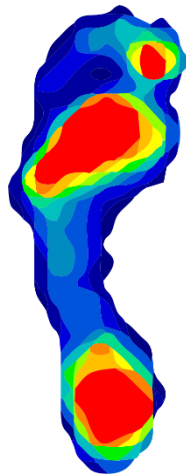


Ilustración 135: Icono de aplicación móvil

## Software para PC

La utilidad básica que tendrá este software, será la de ofrecerle al especialista a partir de los datos enviados desde el teléfono celular, una muestra de cómo se encuentra el estado de la planta del paciente en distintos momentos del día.

## *Diseño de software*

El lenguaje utilizado para el desarrollo del software fue Java®. Este entorno de programación evoluciona a partir de C y C++, pero elimina ciertos aspectos de estos dos últimos y se constituye en un lenguaje orientado a objetos.

Java® es un lenguaje útil para casi todo tipo de problemas, su descarga es gratuita. Entre sus funcionalidades encontramos:

- Aplicaciones “cliente”: son las que se ejecutan en un solo ordenador sin necesidad de conectarse a otra máquina. Pueden servir por ejemplo para realizar cálculos.
- Aplicaciones “cliente/servidor”: son programas que necesitan conectarse a otra máquina para pedirle algún servicio de forma más o menos continua, como podría ser el uso de una base de datos.
- Aplicaciones web: son programas Java que se ejecutan en un servidor de páginas web. Estas aplicaciones reciben solicitudes desde un ordenador y envían al navegador (Firefox, Google Chrome, etc.) que actúa como su cliente. (Rodríguez, 2016)

Esta plataforma informática fue seleccionada por sobre otros lenguajes, por tres razones:

- Es multiplataforma, es decir, con Java® se puede hacer una misma aplicación escrita una sola vez y que funcione en cualquier sistema operativo: Linux, Windows, Mac, entre otros.
- Es gratuita, no se necesita comprar licencia de ningún tipo.
- Flexibilidad, al momento de actualizar una aplicación no es necesario reescribirlo, Java permite utilizar el mismo código y agregar nuevas características sin alterar el inicial (Monillo007, 2016).

## *Interfaz*

El software realizado presenta una interfaz amigable, y una actualización de los datos recibidos de forma automática. Para el mismo es necesario tener instalada la aplicación de Google Drive®, que permitirá tener acceso a los archivos de los datos obtenidos en el celular del paciente desde la computadora del profesional de salud.



## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

La razón por la que se seleccionó que los datos sean subidos a la plataforma de Google Drive® radica en que el sistema operativo Android que posee el teléfono celular fue desarrollado por Google® también. Esto significa, que todos los celulares cuentan con la aplicación de Drive, que permite sincronizar los archivos del teléfono con las lecturas realizadas para que estos puedan ser cargados al dispositivo del profesional de salud.

Como se puede apreciar en la Ilustración 136: Interfaz software PC Ilustración 136, a la izquierda se encuentra una tabla donde la primera columna indica la fecha y hora de la medición realizada, mientras que el resto son para los valores de las lecturas realizadas en cada uno de los 21 sensores que posee la plantilla.

A la derecha de la imagen, hay un dibujo con la geometría de la plantilla y dentro de ella, círculos que se corresponden con la ubicación de cada uno de los sensores.

Sobre el margen inferior izquierdo, está indicado desde que carpeta se adquiere el archivo con las lecturas obtenidas y a su derecha hay dos botones, uno para actualizar los archivos de la carpeta de origen y otro para iniciar el monitoreo.

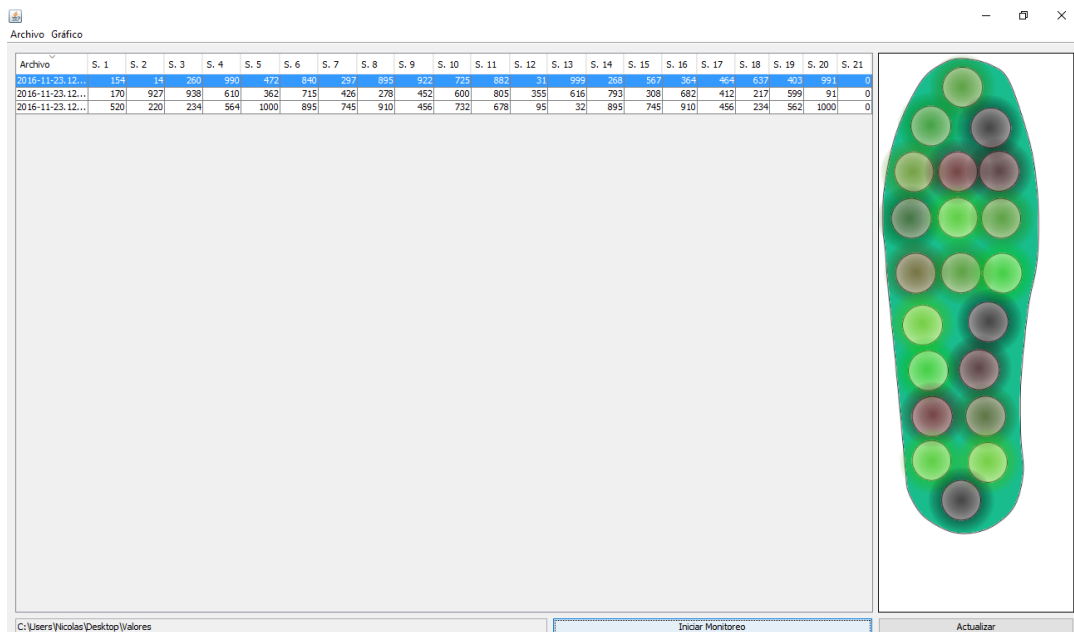


Ilustración 136: Interfaz software PC

Este software está programado, para que solo lea archivos con la extensión “.txt”, ya que requieren pocos bytes para su almacenamiento.

Una prestación importante que ofrece el programa, es la capacidad de poder generar archivos “.gif”, para que a partir de estas animaciones se pueda observar la variación de la presión en los diferentes puntos del pie.

A partir de las lecturas obtenidas, en el dibujo con la geometría de la plantilla se genera en su interior un mapa de colores con el que se puede determinar en qué zonas del pie hay una presión excesiva, que pueda ser punto de formación de úlceras. Para poder recetar así, plantillas terapéuticas o de descarga que ayuden al paciente a prevenir este tipo de lesiones.

## Sistema completo

Hasta ahora hemos desarrollado las partes que componen la herramienta, pero es preciso tener una visión conjunta del sistema completo, a modo de síntesis. A tales efectos, se presenta a continuación la Ilustración 137.

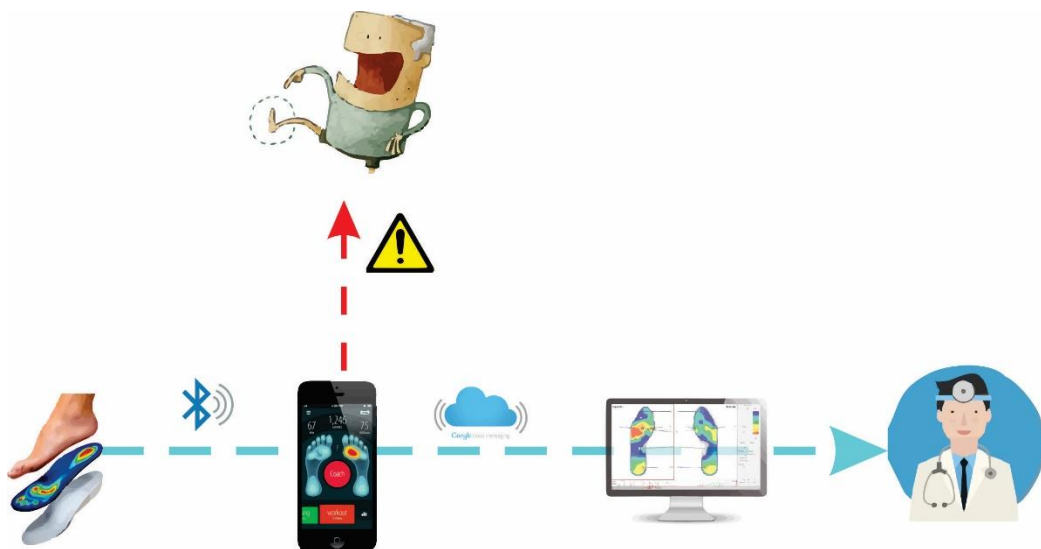


Ilustración 137: Diagrama en bloques del sistema completo

## Capítulo 11: Normativas

Una norma o estándar es un documento que proporciona requisitos, especificaciones, directrices o características que se pueden utilizar de manera consistente para asegurar que los materiales, productos, procesos y servicios son adecuados para su propósito. (Standardization, 2016)

### Importancia de la normativa

Las normas forman los bloques fundamentales para el desarrollo de productos estableciendo protocolos consistentes que pueden ser universalmente comprendidos y adoptados. Esto ayuda a la compatibilidad, la interoperabilidad y simplifica el desarrollo del producto, acelerando el tiempo de lanzamiento al mercado. Las normas también facilitan la comprensión y la comparación de productos competidores. A medida que los estándares son adoptados y aplicados globalmente en muchos mercados, también alimentan el comercio internacional.

Sólo mediante el uso de normativas se pueden asegurar los requisitos de interconectividad e interoperabilidad. Sólo a través de la aplicación de estándares se puede verificar la credibilidad de nuevos productos y nuevos mercados. En resumen, las normas alimentan el desarrollo y la implementación de tecnologías que influyen y transforman la forma en que vivimos, trabajamos y comunicamos. (IEEE, 2016)

### *Características:*

- Son útiles para el diseño y funcionamiento de los establecimientos, y para el desarrollo de procesos y productos relacionados con la alimentación.
- Contribuyen al aseguramiento de una producción de alimentos seguros, saludables e inocuos para el consumo humano.
- Son indispensable para la aplicación del Sistema HACCP (Análisis de Peligros y Puntos Críticos de Control), de un programa de Gestión de Calidad Total (TQM) o de un Sistema de Calidad como ISO 9000.
- Se asocian con el Control a través de inspecciones del establecimiento. ((C.A.A), 2016)

A continuación se establecen las normativas que se consideraron apropiadas para el desarrollo de este proyecto integrador.

## ISO 13485:2003. Dispositivos médicos — Sistema de gestión de la calidad — Requisitos para propósitos regulatorios.

Esta norma internacional especifica los requerimientos para un sistema de gestión de la calidad que puede ser usado por una organización para diseño y desarrollo, producción, instalación y mantenimiento de dispositivos médicos, y el diseño, desarrollo, y provisión de servicios relacionados.

Así pues pueden certificarse organizaciones tales como:

- Fabricantes de productos sanitarios
- Distribuidores de productos sanitarios
- Servicios de asistencia técnica productos sanitarios
- Servicios de Electromedicina - Ingeniería Clínica del Hospital
- Centrales de Esterilización del Hospital

Se centra en los requerimientos para un sistema de gestión de la calidad donde una organización necesita demostrar la habilidad para proporcionar dispositivos médicos y servicios relacionados que consistentemente satisfagan las necesidades del cliente y los requisitos regulatorios aplicables a dispositivos médicos y servicios relacionados.

Esta normativa es uno de los estándares internacionales necesarios para poder comercializar un producto a nivel internacional y es la equivalente a la norma ISO 9001 simplemente que se aplica específicamente a producto médico.

Dentro del vocabulario podemos mencionar como se define producto médico según esta normativa la cual establece como producto médico a “*Cualquier instrumento, aparato, implemento, maquina, implante, reactivo in vitro o calibrador, software, material o artículo relacionado o similar, destinado por el fabricante a ser usado, solo o en combinación por seres humanos para una o más aplicaciones específicas*” de:

- Diagnóstico, prevención, monitoreo, tratamiento o alivio de enfermedades.
- Diagnóstico, monitoreo, tratamiento, alivio o compensación por una lesión.
- Investigación, reemplazo, modificación o soporte de la anatomía o de un proceso fisiológico.
- Soporte o apoyo de la vida.
- Control de concepción.

- Desinfección de dispositivos médicos.
- Proveer información para propósitos médicos mediante el examen in vitro de especímenes procedentes del cuerpo humano.

A su vez los productos médicos son clasificados según sus características. Este prototipo de plantilla está definido como un “*producto medico activo*” ya que para su funcionamiento depende de una fuente de electricidad o energía diferente de la generada directamente por el cuerpo humano o la gravedad.

Dentro de esta norma el apartado número 7 es el más importante para este proyecto, ya que hace referencia a la realización del producto.

Las principales menciones que se realizan dentro de este apartado hacen referencia a:

- Planeamiento y realización del producto.
- Procesos relacionados al consumidor.
- Diseño y desarrollo
- Verificación, validación, monitoreo e inspección del producto.
- Evidencia de que la realización del producto cumple con los requerimientos.
- Diseño y desarrollo
- Adquisición.
- Producción y servicio de provisión
- Control de dispositivos de monitoreo y medición. (ISO, 2003)

### *Comercialización Nacional*

Dentro del mercado nacional esta norma no es obligatoria para comercializar un producto médico, según ANMAT “*Las empresas fabricantes de productos médicos que elaboren sus productos con destino al tránsito interprovincial deberán contar con habilitación por Disposición ANMAT 2319/02 (TO 2004) y registro de sus productos por Disposición ANMAT 2318/02 (TO 2004)*. Basta con cumplir las “buenas prácticas de manufactura” para realizar la venta dentro de las fronteras del país. Las BPM son una herramienta básica para la obtención de productos seguros para el consumo humanos, que se centralizan en la higiene y forma de manipulación.” (ANMAT, 2016)

### *Comercialización local*

Si la comercialización se desea realizar dentro de una provincia determinada es necesario recibir la aprobación del ministerio de salud de dicha provincia. ANMAT establece que “*Aquellas empresas fabricantes de productos medios*

*que cuenten únicamente con habilitación provincial, no podrán comercializar sus productos fuera del territorio de la provincia autorizante.” (ANMAT, 2016)*

## IEC 6236:2007. Dispositivos médicos- Aplicación de la ingeniería de la usabilidad en dispositivos médicos.

Esta norma internacional especifica un proceso para analizar, especificar, diseñar, verificar y validar la usabilidad, como su relación a la seguridad de un dispositivo médico. Este proceso de ingeniería de la usabilidad evalúa y mitiga los riesgos causados por la *usabilidad* problemas asociados con el *uso correcto*, los *errores de uso* y el *uso normal*. También puede ser usada para identificar pero no para evaluar ni mitigar los riesgos asociados con el *uso anormal*.

Respecto a la usabilidad del producto se tienen que tener las siguientes precauciones.

- Funciones de operación primaria.
- Peligros y situaciones peligrosas asociadas a la usabilidad
- Conocimiento de los errores de uso asociados con los dispositivos médicos.
- Tener en cuenta los escenarios posibles donde se utilizaran teniendo en cuenta las peores situaciones.

Esta normativa es específica para reducir los riesgos del uso que cualquier producto presenta, la misma no es obligatoria pero si es recomendable y va de la mano con la norma ISO 14971. (IEC, 2007)

## ISO 14971:2007. Dispositivos médicos- Aplicación del análisis de riesgo en dispositivos médicos.

Esta norma debe aplicarse a los productos sanitarios pues así está establecido en la ISO 13485 en el apartado 7.1 de planificación

Para un análisis de gestión de riesgo en los productos sanitarios, se debe recurrir a la ISO 14971. La misma establece que los peligros existen durante todo el ciclo de vida del producto. Esta norma tiene una gran cantidad de partes interesadas, entre las que se incluyen los profesionales sanitarios, las organizaciones que prestan estos servicios, fabricantes, pacientes y la sociedad.

La función de la ISO 14971 es instruir a los fabricantes a aplicar los principios de gestión de riesgos a un producto sanitario desde su concepción inicial hasta su ulterior final puesta en servicio y desecho.

Aquí el fabricante deberá tomar decisiones respecto a la seguridad de un producto sanitario:

- Aceptación de riesgos.
- Probable adecuación del producto sanitario que se va a poner en el mercado para su uso/fin previsto.
- Identificar los peligros asociados al producto y a sus accesorios.
- Controlar dichos riesgos.
- Vigilar la eficacia de ese control.

El prototipo de plantilla es un producto sanitario, porque es un dispositivo destinado a ser utilizado en seres humanos con fines de diagnóstico, prevención y alivio de una deficiencia/enfermedad.

Para este producto sanitario se deben realizar los análisis de riesgos, para ello se evalúan los efectos adversos o potenciales sobre la salud que resultan de la exposición humana. En este dispositivo se pueden encontrar:

- Sobrecalentamiento de circuitos integrados y fuente de alimentación.
- Explosión de componentes (electrónica y/o batería).
- Filtración de materiales corrosivos provenientes de la batería.
- Reacciones alérgicas al material y elementos utilizados.
- Trauma mecánico por partes externas al producto.
- Mediciones incorrectas por parte de los sensores.
- Mal funcionamiento de alertas de la aplicación de teléfono celular.
- Interferencia por parte de otros dispositivos.

Cuando se analiza el riesgo de un dispositivo, se debe tener en cuenta dos factores: el primero es la probabilidad de que ocurra el daño, es decir la frecuencia con la que puede generarse y el segundo, es la consecuencia de ese daño, es decir cuan severo será. (ISO, ISO 14971:2007. Dispositivos médicos- Aplicación del análisis de riesgo en dispositivos médicos., 2007)

## IEC 60086-4:2003 – Seguridad de baterías primarias

Existe una norma específica para el uso seguro de las baterías de litio, y esta es la IEC 60086.

En la misma se realizan pruebas de niveles de explosión, donde se determina que la misma explota dentro de una cámara, sus partes sólidas no deben traspasar esta última.

Se deben realizar, ensayos del comportamiento de la batería frente a vibraciones que se generan, un caso que ocurrirá de forma periódica en este dispositivo, ya que el mismo es utilizado durante la marcha. Se la debe analizar también en distintas condiciones ambientales, a altas temperaturas y además se le deben realizar estudios de altitud (a baja presión atmosférica).

Por otra parte, a excepción de las baterías designadas como pequeñas, estas fuentes de energía deben tener información como fecha de fabricación (con su código correspondiente), voltaje nominal, polaridad de terminales, entre otros.

Un punto importante que se destaca en esta norma, es que la batería debe estar en un área limpia, fresca, seca, ventilada y protegida de líquidos que puedan dañar su funcionamiento. (IEC, IEC 60086-4:2003 – Seguridad de baterías primarias, 2003)

## Normativas específicas de plantillas.

### *ISO 22651:2002*

Calzado—Métodos de pruebas para plantillas — Estabilidad dimensional.

- **1 Alcance.**

Este estándar especifica los métodos para determinar la estabilidad dimensional de plantillas, indistinto del material, luego de inmersión en agua.

- **3 Definición.**

- 3.1 Hinchazón.

- Ganancia en espesor expresada como un porcentaje, luego de dejar una pieza del material de la plantilla sumergida en agua por 6hs.

- 3.2 Aumento del tamaño.

- Aumento de la longitud y el espesor, expresado como porcentaje, luego de dejar una pieza del material de la plantilla sumergida en agua por 6 hs.

- 3.3 Contracción.



Reducción de la longitud y espesor, expresado en porcentaje, de una pieza de prueba del material de la plantilla, luego de dejar la pieza en un horno a 35°C por 25 hs.

### 3.4 Estabilidad dimensional

El cambio de distancia entre dos puntos de referencias de una pieza de prueba antes y después de especificar las condiciones de pruebas expresadas como porcentajes de la distancia inicial.

- **4 Aparatos y material.**

Los siguientes aparatos y materiales deberán ser utilizados.

4.1 Medidor micrométrico de esfera. Con punta circular y 10mm de diámetro. El medidor tiene que tener una escala de 0,01 mm.

4.2 Calibre vernier con una resolución de 0,1mm

4.3 Vidrio o superficie plana de dimensión adecuada para realizar las pruebas.

4.4 Horno. Para calentar la pieza a 35°C y térmicamente controlado con 1°C de error.

4.5 Agua destilada.

- **5 Muestreo y acondicionamiento.**

De la plantilla, o componente utilizado como material, cortar dos piezas de prueba cuadradas o rectangulares de (60mm +- 20mm) x (60mm +- 20), uno para la hinchazón y aumento del tamaño y el otro para determinar la contracción. De acuerdo con las dimensiones dadas cortar las piezas tan grandes como sean posibles.

- **6 Métodos de prueba.**

6.1 Hinchazón e incremento de tamaño

En una de las probetas acondicionadas se trazan líneas paralelas a 5 mm de cada lado. Etiquetar las esquinas del cuadrado o rectángulo formado A, B, C y D. Trace las diagonales AD y BC. Marca el centro E y los puntos de medio camino de las diagonales AE, BE, CE y ED y los etiquetan F, G, H e I.

Medir las distancias entre los puntos A-B, C-D, A-C y B-D con un dispositivo de medición.

Mida el grosor en los puntos E, F, G, H e I con el medidor micrométrico.

Sumerja la probeta en agua destilada durante 6 horas.

La probeta debe estar completamente sumergida en agua cargada con un peso pequeño

Saque la probeta del agua y elimine las gotas superficiales de agua.

Medir de nuevo las distancias AB, CD, AC y BD y el grosor en los puntos E, F, G, H e I.

6.2 Contracción En la otra pieza de prueba acondicionada, marque las líneas paralelas de la misma manera que en 6.1). Medida Distancias A-B, C-D, A-C y B-D. Deje la probeta en el horno de secado durante 24 h. A continuación, medir de nuevo las distancias A-B, C-D, A - C y B - D.

- **7. Expresión de resultados.**

7.1 Inflamación

Calcular el valor medio de los cinco espesores  $e_o$ .

Calcular el valor medio de los cinco espesores después de retirar la probeta del agua.

La hinchazón, H, se calcula como un porcentaje (%) de la ecuación:

$$H = \left( \frac{e_f - e_o}{e_o} \right) * 100$$

Dónde:

$e_f$  es el espesor de la probeta cuando está húmedo

$e_o$  es el espesor de la probeta cuando está seco

Expresar el resultado al 0,5% más cercano.

7.2 Aumento de tamaño

Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

Calcular el valor medio de las distancias iniciales A-B y C-D medidas de acuerdo con 6.1 y

Llámele a1. De la misma manera encontrar el promedio de las distancias iniciales A-C y B-D y llamarla b1.

De la misma manera se calculan los promedios de las mismas distancias medidas después de sacar las probetas del agua y la llaman a2 para las distancias A-B y C-D y b2 para las distancias A-C y B-D.

Calcular el aumento de tamaño, V, expresado como un porcentaje, de las ecuaciones:

(Aumento de tamaño en la dirección a)

$$Va = \frac{a2 - a1}{a1} * 100$$

(Aumento de tamaño en la dirección b)

$$Vb = \frac{b2 - b1}{b1} * 100$$

Expresar el resultado al 0,5% más cercano.

### 7.3 Contracción.

Calcular la media de las distancias A-B y C-D medidas de acuerdo con 6.2 y llamarla ao.

De la misma manera encontrar el promedio de las distancias A-C y B-D y llamarla bo.

Calcular los promedios de las mismas distancias medidas después de dejar la probeta durante 24 h en el horno

A 35 ° C y llamarlos a24 y b24.

Calcular la contracción S, como porcentaje, de las ecuaciones:

$$S_a = \frac{a_0 - a_{24}}{a_0} * 100$$

Y

$$S_b = \frac{b_0 - b_{24}}{b_0} * 100$$

Expresar el resultado al 0,5% más cercano.

El resultado será el promedio de los dos valores.

- **8. Informe de prueba**

El informe del ensayo incluirá la siguiente información:

A) los resultados de hinchazón, aumento de tamaño y contracción, expresados de acuerdo con 7.1, 7.2 y 7.3.

B) descripción completa de las muestras probadas incluyendo códigos de estilos comerciales, colores, naturaleza, etc.

C) descripción del procedimiento de muestreo, cuando proceda.

D) Referencia al método de prueba.

E) Detalles de cualquier desviación del procedimiento estándar de ensayo.

F) Cualquier desviación del método de ensayo.

G) Fecha de la prueba. (ISO, ISO 22651:2002 Footwear -- Test methods for insoles -- Dimensional stability, 2002)

*EN12222:1997*

*Calzados- Atmosferas estándares para acondicionamiento y prueba de calzados y componentes de calzados*

Define las condiciones generales y atmosferas de pruebas para evaluación de las propiedades de los calzados y los componentes de los calzados. Especifica dos atmosferas estándar para acondicionamiento y prueba. (EN, 1997).

## Capítulo 12: Evaluación económica del proyecto

En la Tabla 5 se aprecian los costos estimativos de los materiales y de la mano de obra. Existen costos que no fueron mencionados porque no formaron parte de los desembolsos realizados pero que implícitamente existen en cualquier proyecto, como electricidad, agua, alquiler, maquinaria y herramientas utilizadas. Muchas de ellas fueron brindadas por las instituciones en donde se realizó el proyecto integrador.

Cantidad	Detalles	Precio unitario	Importe
1	Plancha de carbón	1500	1500
1	Plancha de aluminio	400	400
4	Tinta conductiva a base de plata	180	720
1	Esmalte para uñas	25	25
4	Quita esmalte	25	100
20	Hojas de acetato	7	140
2	Corte laser	60	120
1	Arduino Nano	120	120
1	Arduino Pro Mini	60	60
1	Modulo Bluetooth HC-05	200	200
	Componentes electrónicos varios	100	100
1	Filamento flexible	210	210
2	Extrusores	500	1000
	Adhesivos	130	130
40	Jeringas	6	240
40	Agujas	1	40
1	Algodón	20	20
210	Horas de impresión	100	21000
800	Horas de trabajo	150	120000
TOTAL			146125

Tabla 5: Evaluación económica

Para definir el precio de la hora de trabajo fue necesario consultar la hora de gabinete de un ingeniero biomédico, la cual rondaba en 1200 \$ la jornada de 8hs. (Colegio de Ingenieros Especialistas, 2016)

La hora de impresión 3D ronda entre los 90\$ y 120\$ por lo que se decidió tomar un valor intermedio.

## Competencia

Distintas empresas como Tekscan®, Moticon® e imCustom® ofrecen al mercado actual, plantillas instrumentadas con la capacidad de medir presiones plantares. Sin embargo, entre las especificaciones de la misma no se menciona que sean para uso en personas con diabetes sino que se centran en el estudio de la marcha principalmente para el ámbito deportivo.

Los productos mencionados anteriormente presentan complicaciones para ser adquiridos en el mercado local, principalmente por su alto costo.

El dispositivo F-Scan (fabricado por TekScan®), según la descripción del producto en su página web indica que es un sistema de análisis y medición de presiones dentro del calzado, que utiliza sensores flexibles, delgados y que se pueden recortar para ser ubicados dentro de la zapatilla para tomar información y el tiempo de las funciones del pie. Se definen como una de las tecnologías que mayor resolución espacial presentan dentro de este tipo de tecnologías. Se recomienda su utilización para investigaciones y objetivos clínicos por su alta precisión en adquisición de datos.

Como cuestiones negativas podemos mencionar la forma de transmisión de datos. La plantilla presenta un flex que es necesario posicionar fuera de los zapatos de volumen considerado lo que hace impráctico su utilización a lo largo del día. Los datos son transmitidos vía alámbrica hasta un dispositivo ubicado en la cadera lo que entorpece el andar diario. Junto con su alto costo, el cual ronda en los US\$ 10.000 hace que este producto no sea ideal para el monitoreo en pacientes con diabetes. (ENGN1000, 2016).



Ilustración 138: F-Scan de TekScan®:<sup>110</sup>

---

<sup>110</sup> Imagen obtenida de: <http://engin1000.pbworks.com/f/1363890939/Tekscan%20Fscan.png>. Última visita a la página: 23/11/2016.



Ilustración 139: Conexión F-Scan y dispositivo de lectura de datos:<sup>111</sup>

Por otra parte, Moticon® es la primera plantilla completamente integrada recomendando su utilización para ciencia e investigación de la marcha, fisioterapia, deporte. También es utilizada por astronautas para estudiar el comportamiento del cuerpo en situaciones fuera de la tierra. Presenta solo 13 sensores capacitivos de presión y un acelerómetro 3D para medir el movimiento. Su principal fuerte es la simplicidad la precisión y la flexibilidad que presenta la plantilla además cuenta con de envío de datos vía Wi Fi, alertas y recordatorios pero su precio es muy elevado (aproximadamente € 1.700) (Moticon, 2016).



Ilustración 140: Vista superior Moticon OpenGo<sup>112</sup>

<sup>111</sup> Imagen obtenida de: [https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product\\_image/public/f-scan-system\\_0.jpg?itok=0dLJ4vZV](https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product_image/public/f-scan-system_0.jpg?itok=0dLJ4vZV). Última visita a la página: 23/11/2016

<sup>112</sup> Imagen obtenida de: [https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product\\_image/public/f-scan-system\\_0.jpg?itok=0dLJ4vZV](https://www.tekscan.com/sites/default/files/styles/product_image/public/f-scan-system_0.jpg?itok=0dLJ4vZV). Última visita a la página: 23/11/2016

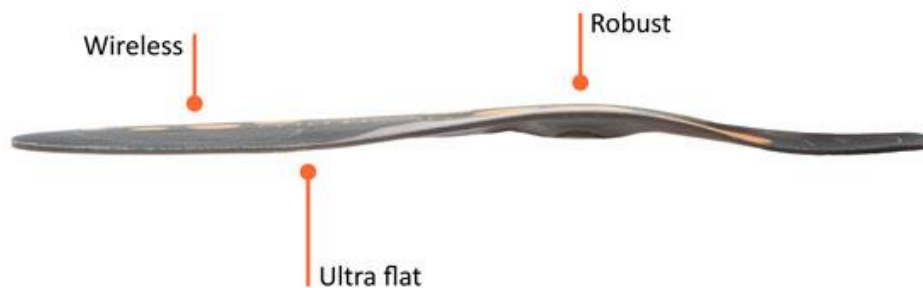


Ilustración 141: Vista lateral de Moticon OpenGo.<sup>113</sup>

Biofoot/IBV® es un sistema de plantillas instrumentadas diseñadas para medir y analizar las presiones en la planta del pie en las condiciones en que éste se desenvuelve habitualmente, es decir, con calzado y en movimiento, utilizado en las siguientes áreas de aplicación:

- Diseño y evaluación de calzado y sus complementos.
- Biomecánica: análisis de la marcha, caracterización de la marcha.
- Deporte: estudio, selección y adaptación del calzado deportivo. Análisis de los gestos deportivos (salto, carrera, marcha, ciclismo).

La vida media de una plantilla se estima, aproximadamente, en 3.000 pasos, variando de forma significativa en función de las sollicitaciones mecánicas a las que se vea sometida; por ello, las plantillas son utilizables durante un alto número de mediciones.

Como se observa en la Ilustración 142 el sistema de recolección de datos es voluminoso, utiliza conexión mediante cables hasta un emisor ubicado en la cintura. El costo de la misma ronda en 5500€ el par, lo que representa un costo relativamente elevado.

<sup>113</sup> Imagen obtenida de: <http://www.moticon.de/products/science-research#science-research-system> . Última visita a la página: 23/11/2016.





Ilustración 142: Biofoot/IBV®<sup>114</sup>

## Conclusiones parciales

La mayoría de las tecnologías actuales para medición de presiones plantares “in-situ” tiene como principal aplicación el estudio de pacientes relacionados al deporte o la marcha.

Cada una de ellas presentan ventajas y desventajas particulares pero podemos sintetizar en cuales consideramos son principales.

Como ventajas podemos mencionar su amplia trayectoria y experiencia en el tema, siendo líderes en el mercado de baropodometría dinámica, teniendo relación con empresas dedicadas al cuidado del pie mundialmente conocidas. Presentan también una precisión y resolución muy elevada lo que mejora la calidad de las mediciones.

Por otro lado destacamos dentro de las desventajas su elevado precio, la utilización de cables y conectores que vuelven imprácticas, incómodas y poco utilizables. Como se mencionó anteriormente ninguna de las empresas mencionadas recomiendan su utilización para monitoreo de pacientes diabéticos, esto puede deberse a la necesidad de adaptar toda su tecnología a un mercado poco conocido, que busca prestaciones diferentes.

---

<sup>114</sup> Imagen obtenida de: <http://www.ibv.org/productos-y-servicios/productos/aplicaciones-biomecnicas/biofootibv-sistema-de-plantillas-instrumentadas-para-el-analisis-de-las-presiones-plantares>. Última visita a la página: 23/11/2016.

Una plantilla que se utilizara diariamente tiene que ser simple, practica y no representar un problema a la hora de calzarse ya que el paciente puede rechazarla si considera que son mayores los problemas que las soluciones.

## Capítulo 13: Ebers

Esta investigación dio como resultado un prototipo de plantilla capaz de medir las presiones plantares en distintos puntos, la cual recibió el nombre de EBERS. El nombre surge del papiro Ebers, en honor a Georg Ebers. Este es uno de los tratados médicos más antiguos del que se tiene registro. En él, por primera vez se hace referencia a la diabetes, entre otras patologías.



Ilustración 143: Logotipo y eslogan de Ebers

La plantilla está compuesta por 5 capas, las 3 internas son las encargadas del sensado de presiones, en un arreglo de 21 sensores resistivos. Las dos externas tienen como función protección, aislamiento y confort.

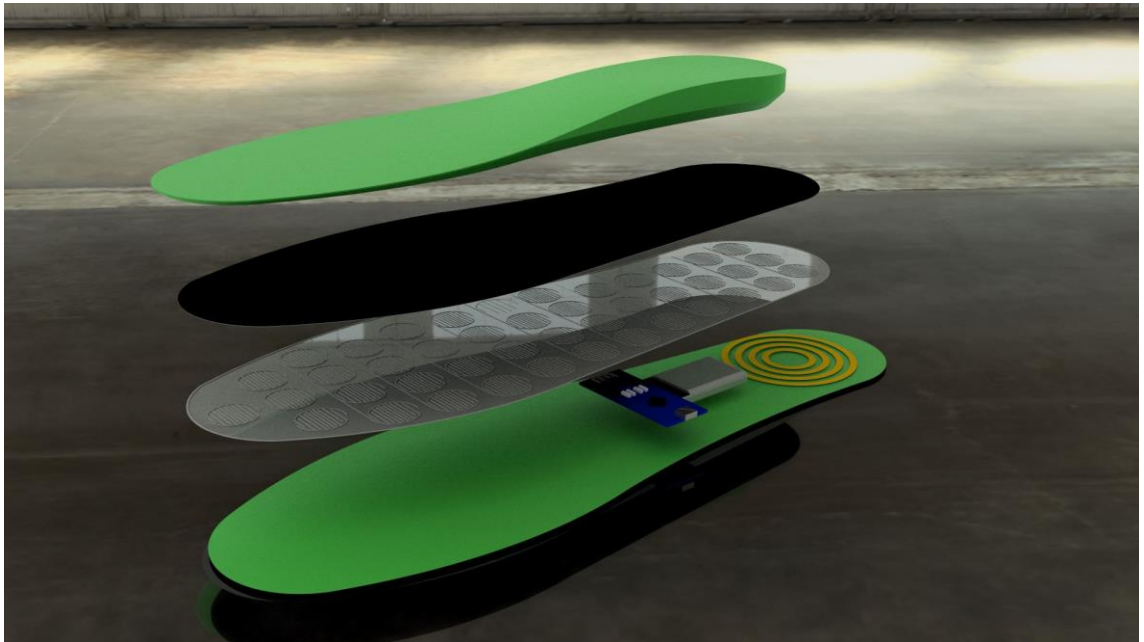


Ilustración 144: Modelado tridimensional del prototipo de la plantilla



Ilustración 145: Capas del prototipo de la plantilla

## Prestaciones

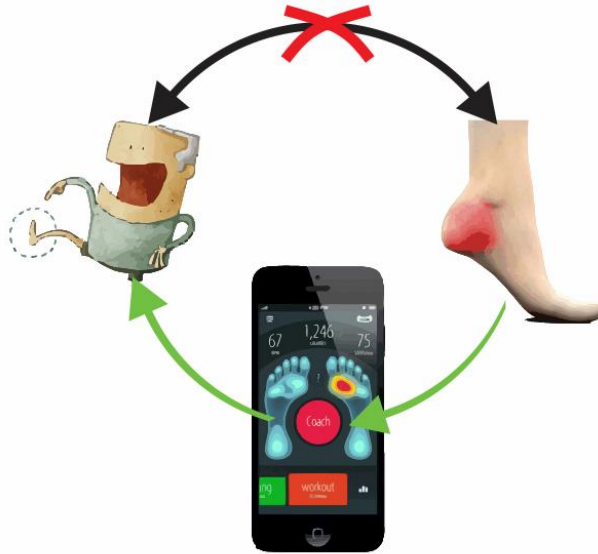
El siguiente texto podría formar parte del manual de usuario. A su vez las imágenes tanto del logotipo como las esquematizaciones del funcionamiento podrían formar parte de la campaña de marketing.

Ebers tiene dos grandes funciones. La primera es el análisis del estado de la planta del pie en situaciones cotidianas para el paciente, a diferencia de las tecnologías utilizadas actualmente que brindan un servicio en el momento del estudio. Estos datos son enviados a lo largo del día de forma inalámbrica al médico para llevar un control periódico del estado del pie y así tomar las medidas preventivas evitando las lesiones de dicha región.



**Ilustración 146: Esquematización de la primera función**

La segunda, le regresa al paciente el control sobre sus pies, fomentando el autocuidado, promoviendo la educación y la higiene mediante una alerta e indicándole potenciales riesgos de lesión.



**Ilustración 147: Esquemización de la segunda función**

Considerando que el proyecto abarca solo un prototipo y no un producto final las pruebas clínicas en pacientes no se llevaron a cabo. Quedando pendientes dentro de las mejoras a futuro.

Este proyecto fue presentado en el X Congreso Entrerriano de Enfermería, realizado el 6 y 7 de Octubre del 2016 en la Universidad Adventista del Plata, en la ciudad de Villa Libertador San Martín.

A su vez fue seleccionado para ser presentado en el evento organizado por la incubadora de empresas de la UNC, "UNCinnova", el día 7 de diciembre del 2016.

## Conclusiones

Luego de finalizar el proyecto integrador, se concluye que el desarrollo del mismo nos permitió adquirir la capacidad de aprender diferentes temas que en ocasiones aparentan no tener relación, pero que si se los integra pueden proporcionar una posible solución a un problema.

La investigación y desarrollo favoreció mucho no sólo en el aspecto profesional de aprender la teoría sino que también estimuló un desarrollo a nivel personal, ya que brindó la oportunidad relacionarse con personas de diferentes especialidades que colaboraron de una u otra forma al proyecto desde el punto de vista médico, ingenieril, tecnológico, social, entre otros.

Dentro de los objetivos alcanzados podemos mencionar:

- Construir un prototipo de plantilla capaz de medir presiones en distintos puntos del pie.
- Complementar tecnologías actuales de diagnóstico.
- Integrar lo visto y aprendido en distintas asignaturas del plan de estudio de la carrera Ingeniería Biomédica.
- Investigar principios de funcionamiento de sensores de presión.
- Desarrollar una interfaz amigable.
- Conocer la presión ejercida en distintos puntos del pie.

Los objetivos que deseamos alcanzar en un futuro están directamente relacionados al paciente, por lo tanto es necesario tener la opinión del usuario para determinar la mejor opción. Estos objetivos fueron:

- Lograr que la plantilla sea familiar para el usuario.
- Disminuir al mínimo la necesidad de educación del paciente.
- Reducir componentes externos y partes móviles.

## Complicaciones

- Determinar cuáles eran las necesidades reales a la hora de sensar presiones y cuáles serían las prestaciones brindadas por la plantilla. Era necesario establecer si utilizaría para diagnóstico, tratamiento o ambas. Fue imprescindible conocer estas variables antes de comenzar la realización del prototipo.
- Otra problemática fue la técnica para la realización de los sensores. Debido a la precisión que se necesitaba, calibrar los equipos llevo un tiempo apreciable y los resultados no fueron los óptimos. Este método es ideal para realizar gran variedad pruebas pero tiene poca repetitividad lo que dificulta obtener una cantidad considerable de plantillas, principalmente debido a la necesidad de constantes calibraciones.

- Al momento de realizar el sellado de la plantilla fue importante utilizar un adhesivo que sea lo suficientemente resistente y a su vez flexible. Se probaron con distintos tipos, desde metacrilato hasta adhesivos de contacto. Se llegó a la conclusión que el cemento de contacto era el ideal para esta tarea.
- La última dificultad que se nos presentó, fue determinar la manera de reducir la electrónica y la batería para obtener un tamaño óptimo.

## Mejoras a futuro

- Primero, en lo que respecta al diseño de sensores en este prototipo se puede concluir que los mismos no son los ideales para el estudio de las presiones plantares, ya que las mismas superan ampliamente el rango máximo que estos toleran. El primer adelanto sería utilizar tecnologías cuyo rango esté dentro de las presiones máximas observadas en los pacientes.
- En lo referido a la electrónica, el primer avance sería la realización de una única placa que cumpla la función de las tres que se están utilizando actualmente, es decir: microcontrolador, modulo Bluetooth e interfaz electrónica-sensores. Como siguiente etapa sería realizar dicha placa en un sustrato flexible, permitiendo de esta manera ubicarla dentro de la plantilla eliminando así cualquier componente móvil y externo a la misma. Con esto se obtendría un producto más amigable, seguro y resistente para el usuario.
- Con la idea de lograr aumentar la autonomía de la batería, se deberían disminuir los consumos innecesarios o buscar una batería con una mayor capacidad pero con un tamaño adecuado. Para ello se podría cambiar el modulo Bluetooth HC-05 de 2da generación por uno de cuarta, ya que estos presentan un consumo menor y un tamaño más compacto. También se debería descartar los circuitos integrados que no cumplan una función específica dentro de la placa final.
- Seguir avanzando en la mejora de la aplicación para el celular y el software para la PC, teniendo en cuenta la experiencia del usuario para obtener una interfaz más familiar e intuitiva que la actual.
- Obtener una plantilla completamente sellada, para poder obtener así, aprobaciones según la norma IEC 60529 referida al grado de protección IP.
- Realizar encriptación de los datos que se transmiten para cumplir con las normas referidas a la privacidad del usuario.
- Si se desea realizar una producción en masa, por una cuestión de reducción de costos y sobre todo de tiempo, sería necesario cambiar los



métodos de fabricación tanto de los sensores como de la plantillas, siendo los utilizados los ideales para prototipado pero no para diseño final.

- Realizar pruebas clínicas con pacientes, para cumplir con el objetivo de prevenir úlceras en la planta del pie, integrando el hardware y software.

## Bibliografía y Referencias

- (C.A.A), C. A. (24 de Noviembre de 2016). C.A.A. Obtenido de [http://www.alimentosargentinos.gob.ar/contenido/publicaciones/calidad/BPM/BPM\\_conceptos\\_2002.pdf](http://www.alimentosargentinos.gob.ar/contenido/publicaciones/calidad/BPM/BPM_conceptos_2002.pdf)
- 3D Printing. (21 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://3dprinting.com/3dprinters/fdm-extruder-hot-ends-with-inductive-heating/>
- 3D, 3. I. (21 de Noviembre de 2016). *3D Impresoras 3D*. Obtenido de <http://www.3dimpresoras3d.com/pros-y-contras-impresion-3d/>
- A. Camp Faulí, E. M. (2006). Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía. *Av. Diabetol*, 7.
- Adafruit. (18 de Noviembre de 2016). *Adafruit*. Obtenido de <https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/using-an-fsr>
- ANMAT. (23 de Noviembre de 2016). *Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica*. Obtenido de [http://www.anmat.gov.ar/webanmat/productos\\_medicos/recomendaciones\\_compra\\_prod.medicos.asp](http://www.anmat.gov.ar/webanmat/productos_medicos/recomendaciones_compra_prod.medicos.asp)
- Arduino. (21 de Noviembre de 2016). *Arduino*. Obtenido de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardProMini>
- Área Tecnología. (21 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>
- Barret, K., Barman, S., Boitano, S., & Brooks, H. (2012). *Ganong: Fisiología médica*. México D.F.: Mc Graw Hill.
- Bluetooth. (21 de Noviembre de 2016). *Bluetooth*. Obtenido de <https://www.bluetooth.com/>
- Bucki, M., Luboz, V., Perrier, A., Champion, E., Diot, B., Vullierme, N., & Payan, Y. (2016). Clinical workflow for personalized foot pressure ulcer prevention. *Medical Engineering and Physics*, 9.
- C. Wu, W. M. (2010). Wound care: The role of advanced wound healing technologies. *Journal of the American Pediatric Medical Association*.
- Canto, C. (21 de Noviembre de 2016). *Facultad de Ciencias, UASLP*. Obtenido de [http://galia.fc.uaslp.mx/~cantocar/automatas/PRESENTACIONES\\_PLC\\_PDF\\_S/24\\_SENSORES\\_INDUCTIVOS.PDF](http://galia.fc.uaslp.mx/~cantocar/automatas/PRESENTACIONES_PLC_PDF_S/24_SENSORES_INDUCTIVOS.PDF)
- Colegio de Ingenieros Especialistas*. (25 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://www.ciec.com.ar/sitio/index.php>
- DELTA, E. (18 de Noviembre de 2016). *Electroquímica DELTA*. Obtenido de <http://www.edelta.com.ar/archivos/Pintura%20de%20PLATA.pdf>
- DELTA, E. (17 de Noviembre de 2016). *Electroquímica DELTA*. Obtenido de <http://www.edelta.com.ar/archivos/Pintura%20de%20GRAFITO.pdf>

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

- EN. (1997). *EN12222:1997 Calzados- Atmosferas estándares para acondicionamiento y prueba de calzados y componentes de calzados.*
- ENGN1000. (23 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://engin1000.pbworks.com/w/page/63664037/Das%20Boot%20Report>
- epec. (21 de Noviembre de 2016). *epec: build to print electronics.* Obtenido de <http://www.epectec.com/flex/material-stackup.html>
- Experts, I. I. (21 de Noviembre de 2016). *Integral Innovation Experts.* Obtenido de [https://integralplmblog.wordpress.com/2015/10/29/impresion\\_3d\\_relleno/](https://integralplmblog.wordpress.com/2015/10/29/impresion_3d_relleno/)
- Geneser, F. (2000). *Histología* (3° ed.). Buenos Aires: Panamericana.
- GenSole. (22 de Noviembre de 2016). *GenSole.* Obtenido de <http://www.gensole.com/>
- Gómez Hoyos, E., Esther Levy, A., Díaz Pérez, A., Cuesta Hernández, M., Montañez Zorrilla, C., & Calle Pascual, A. (2012). Pie diabético. *Seminarios de la Fundación Española*, 119-129.
- Gomis, R., Rovira, A., Feliú, J. E., & Oyarzabal, M. (2007). *Tratado SED de Diabetes Mellitus.* Buenos Aires: Panamericana.
- IEC. (2003). *IEC 60086-4:2003 – Seguridad de baterías primarias.*
- IEC. (2007). *IEC 62366:2007 -Medical devices -- Application of usability engineering to medical devices.*
- IEEE. (25 de Noviembre de 2016). *IEEE Standards Association.* Obtenido de [http://standardsinsight.com/ieee\\_company\\_detail/what-are-standards-why-are-they-important](http://standardsinsight.com/ieee_company_detail/what-are-standards-why-are-they-important)
- Industrial, T. I. (21 de Noviembre de 2016). *Todo Ingeniería Industrial.* Obtenido de <https://todoingenieriaindustrial.wordpress.com/metrologia-y-normalizacion/comparadores-de-caratula/>
- ISO. (2002). *ISO 22651:2002 Footwear -- Test methods for insoles -- Dimensional stability.*
- ISO. (2003). *ISO 13485:2003 - Medical devices.*
- ISO. (2007). *ISO 14971:2007. Dispositivos médicos- Aplicación del análisis de riesgo en dispositivos médicos.*
- Kumar, V., Abbas, A., & Aster, J. (2013). *Robbins: Patología Humana.* Madrid: Elsevier.
- Lot, P. a. (21 de Noviembre de 2016). *Print a Lot.* Obtenido de <http://printalot.com.ar/>
- Make. (21 de Noviembre de 2016). *Make.* Obtenido de [http://cdn.makezine.com/uploads/2014/03/hc\\_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf](http://cdn.makezine.com/uploads/2014/03/hc_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf)
- Martínez, A., Sánchez, R., Cuevas, J., & Sánchez, E. (2006). Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*, 6.
- Medipoint, C. (21 de Noviembre de 2016). *Chennai Medipoint.* Obtenido de <http://www.chennai-medipoint.com/how-the-insoles-are-made.html>

- Monillo007. (25 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://monillo007.blogspot.com/2012/08/10-razones-para-elegir-java-como.html>
- Moticon. (23 de Noviembre de 2016). *Moticon*. Obtenido de <http://www.moticon.de/products/science-research#science-research-overview>
- Noor, S., Khan, R., & Ahmad, J. (2016). Understanding diabetic foot infection and its management. *Diabetes & Metabolic syndrome: Clinical research and review*, 8.
- Oldenburg, S. J. (19 de Noviembre de 2016). *Sigma- Aldrich*. Obtenido de <http://www.sigmaaldrich.com/materials-science/nanomaterials/silver-nanoparticles.html>
- Organización Mundial de la Salud. (11 de Noviembre de 2016). Obtenido de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/>
- Prometec. (20 de Noviembre de 2016). *Prometec*. Obtenido de <http://www.prometec.net/bt-hc06/>
- Repetier. (21 de Noviembre de 2016). *Repetier*. Obtenido de <https://www.repetier.com/documentation/repetier-firmware/z-probing/>
- RepRap. (21 de Noviembre de 2016). Obtenido de [http://www.reprap.org/wiki/List\\_of\\_Firmware](http://www.reprap.org/wiki/List_of_Firmware).
- RepRap. (21 de Noviembre de 2016). *RepRap*. Obtenido de [http://reprap.org/wiki/Prusa\\_i3/es](http://reprap.org/wiki/Prusa_i3/es).
- RichiRap. (21 de Noviembre de 2016). *Thingiverse*. Obtenido de <http://www.thingiverse.com/thing:20733>
- Rodríguez, A. (25 de Noviembre de 2016). *apr*. Obtenido de [http://www.aprenderaprogramar.com/index.php?option=com\\_content&view=article&id=368:ique-es-java-concepto-de-programacion-orientada-a-objetos-vs-programacion-estructurada-cu00603b&catid=68:curso-aprender-programacion-java-desde-cero&Itemid=188](http://www.aprenderaprogramar.com/index.php?option=com_content&view=article&id=368:ique-es-java-concepto-de-programacion-orientada-a-objetos-vs-programacion-estructurada-cu00603b&catid=68:curso-aprender-programacion-java-desde-cero&Itemid=188)
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana: Descriptiva, Topográfica y Funcional*. (11° ed., Vol. 3). Barcelona: Masson.
- Sensitronics. (21 de Noviembre de 2016). *Sensitronics*. Obtenido de <http://www.sensitronics.com/products-shunt-mode-matrix-array.php>
- Sensitronics. (21 de Noviembre de 2016). *Sensitronics*. Obtenido de <http://www.sensitronics.com/products-thru-mode-matrix-array.php>
- SensorWiki. (20 de Noviembre de 2016). *SensorWiki*. Obtenido de [http://sensorwiki.org/doku.php/sensors/force-sensitive\\_resistor](http://sensorwiki.org/doku.php/sensors/force-sensitive_resistor)
- Senstronics. (20 de Noviembre de 2016). *Sensitronics*. Obtenido de <http://www.sensitronics.com/products-xactfsr-family.php>
- Serway, R., & Jewett, J. (2009). *Física para ciencias e ingeniería* (7° ed., Vol. 1). México D.F.: Cengage Learning.

## Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

- Serway, R., & Jewett, J. (2009). *Física para ciencias e ingeniería* (7° ed., Vol. 2). México D.F.: Cengage Learning.
- Simplify3D. (22 de Noviembre de 2016). *Simplify3D*. Obtenido de <https://www.simplify3d.com/>
- SparkFun. (22 de Noviembre de 2016). *SparkFun*. Obtenido de <https://learn.sparkfun.com/tutorials/reducing-arduino-power-consumption>
- Standardization, I. O. (23 de Noviembre de 2016). *International Organization for Standardization*. Obtenido de <http://www.iso.org/iso/home/standards.htm>
- thinkyhead. (19 de Noviembre de 2016). *GitHub*. Obtenido de <https://github.com/MarlinFirmware/Marlin>
- Tutoriales, M. O. (21 de Noviembre de 2016). *Módulo 0 Tutoriales*. Obtenido de <http://www.modulo0tutoriales.com/10-razones-para-usar-arduino>
- Universidad de Tarapacá. (19 de Noviembre de 2016). Obtenido de [http://www.eudim.uta.cl/files/5813/2069/8949/fm\\_Ch03\\_mfuentesm.pdf](http://www.eudim.uta.cl/files/5813/2069/8949/fm_Ch03_mfuentesm.pdf)
- VasterLabs. (21 de Noviembre de 2016). *Thingiverse*. Obtenido de <http://www.thingiverse.com/thing:536373>
- Viadé, J., & Royo, J. (2013). *Pie diabético: Guía para la práctica clínica*. Buenos Aires: Panamericana.
- Wikipedia. (21 de Noviembre de 2016). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Firmware>
- Wikipedia. (21 de Noviembre de 2016). Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Electr%C3%B3nica\\_flexible](https://es.wikipedia.org/wiki/Electr%C3%B3nica_flexible)
- Wikipedia. (18 de Noviembre de 2016). Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Tinta\\_conductiva](https://es.wikipedia.org/wiki/Tinta_conductiva)
- Wikipedia. (12 de Noviembre de 2016). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Sensor>
- Wikipedia. (25 de Noviembre de 2016). Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Android#Usos\\_y\\_dispositivos](https://es.wikipedia.org/wiki/Android#Usos_y_dispositivos)
- Wikipedia. (25 de Noviembre de 2016). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/IOS>
- Wikipedia. (21 de Noviembre de 2016). *Wikipedia*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n\\_3D](https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D)
- Wikipedia. (20 de Noviembre de 2016). *Wikipedia*. Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/G-code>
- Wikipedia. (20 de Noviembre de 2016). *Wikipedia*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Poliuretano\\_termopl%C3%A1stico#Polioles\\_de\\_base\\_poli.C3.A9ster](https://es.wikipedia.org/wiki/Poliuretano_termopl%C3%A1stico#Polioles_de_base_poli.C3.A9ster)

# Anexos

## Anexo N° 1: Lectura sensores según morfología

Sensor 1:

R\gr.	200	500	720	850	1270	1500	2190
10K	40	87	102	112	135	170	200
10K (Doble)	0	57	125	126	155	160	190

Sensor 2:

R\gr.	200	500	720	850	1270	1500	2190
10K	38	68	80	98	110	119	130
10K(Doble)	0	19	38	57	101	109	138

Sensor 3:

R\gr.	200	350	720	850	1270	1500	2190
10K	157	250	340	350	390	396	396
10K(Doble)	52	150	270	315	375	400	418

Sensor 4:

R\gr.	200	500	720	850	1270	1500	2190
10K	170	274	310	333	377	385	405
10K(Doble)	40	180	220	297	347	370	400

Sensor 5:

R\gr.	200	500	720	850	1270	1500	2190
10K	190	350	448	465	550	570	595
10K(Doble)	25	189	362	390	450	485	565

Sensor 6:

R\gr.	200	350	720	850	1270	1500	2190
10K	220	310	365	468	537	550	612
10K(Doble)	182	207	245	322	427	505	615

Sensor 7:

R\gr.	200	350	720	850	1270	1500	2190
10K	180	300	480	527	639	660	690
10K(Doble)	110	256	388	419	575	597	676



## Anexo N°2: Lectura de sensores según distancia

Sensor 1:

N\Peso	200	750	1050	1450	1700	2390
1	220	475	550	640	730	772
2	390	540	610	680	730	775
3	410	610	640	705	745	782
4	355	570	625	680	710	770
Promedio	385	573,333333	625	688,333333	728,75	774,75

Sensor 2:

N\Peso	200	750	1050	1450	1700	2390
1	453	645	667	690	720	750
2	425	585	644	690	700	715
3	410	625	660	700	720	745
4	390	620	652	695	718	740
Promedio	429,333333	630	655,75	693,75	714,5	737,5

Sensor 3:

N\Peso	200	750	1050	1450	1700	2390
1	336	535	575	640	645	725
2	365	550	585	620	676	730
3	353	570	600	686	711	740
4	436	635	665	746	765	770
Promedio	351,333333	551,666667	586,666667	648,666667	677,333333	731,666667

Sensor 4:

N\Peso	200	750	1050	1450	1700	2390
1	270	520	565	625	675	730
2	365	515	565	660	675	745
3	342	572	595	680	700	745
4	400	673	590	655	687	725
Promedio	369	535,666667	578,75	665	684,25	736,25

Sensor 5:

N\Peso	200	750	1050	1450	1700	2390
1	230	475	565	609	660	720
2	305	530	540	645	690	720
3	258	480	520	605	675	745
4	273	513	550	634	658	730
Promedio	253,666667	489,333333	543,75	623,25	670,75	728,75

## Anexo N°3: Lectura sensor según divisor resistivo

R\gr.	200	500	720	850	1270	1500	2190
10K	40	87	102	112	135	170	200
10K (Doble)	0	57	125	126	155	160	190
50K	275	349	405	490	495	496	496
100K	400	489	532	610	620	621	621

## Anexo N°4: Lectura sensores plantilla instrumentada

Sensor 1:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	0	113	30	190	330	346	560
2	0	118	195	295	425	512	698
3	35	126	170	285	440	538	688
4	58	125	260	296	422	560	680
Promedio	31	120,5	208,333333	292	429	536,666667	688,666667

Sensor 3:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	159	425	569	607	690	736	795
2	272	428	530	603	730	737	800
3	220	437	535	585	690	730	782
4	257	433	565	590	709	760	810
Promedio	249,666667	430,75	549,75	596,25	704,75	740,75	796,75

Sensor 6:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	267	420	538	573	643	673	749

Sensor 8:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	128	338	299	349	470	548	623
2	219	347	415	450	556	607	665
3	182	357	432	466	565	592	666
4	230	357	409	477	575	605	680
Promedio	210,333333	349,75	423,5	464,333333	565,333333	601,333333	658,5

Sensor 10:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	110	410	560	620	730	757	795
2	190	415	570	650	710	750	786
3	216	424	585	629	726	755	810
4	195	428	619	645	736	769	815

Prototipo de plantilla para prevención de úlceras plantares en personas con Diabetes

Promedio	200,333333	419,25	583,5	636	725,5	757,75	801,5
----------	------------	--------	-------	-----	-------	--------	-------

Sensor 16:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	100	316	315	358	440	560	616
2	138	313	375	409	525	578	619
3	183	328	420	454	573	585	675
4	145	327	413	438	536	588	645
Promedio	155,333333	321	402,666667	433,666667	544,666667	577,75	626,666667

Sensor 18:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	212	300	352	404	487	595	635

Sensor 19:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	316	470	559	596	701	730	801

Sensor 21:

N\Peso	200	500	920	1050	1450	1700	2390
1	175	235	319	390	468	498	650
2	160	230	295	350	495	580	620
3	160	228	319	386	488	550	625
4	160	223	345	369	482	555	630
Promedio	160	229	311	381,666667	488,333333	561,666667	631,25