

Universidad Tecnológica Nacional

Proyecto Final

Medición de temperatura del Pie Diabético

Autores:

- Tello De Meneses, Ezequiel
- Romero, Edgardo Javier

Proyecto final presentado para cumplimentar los requisitos académicos para acceder al título de Ingeniero en Electrónica en la

Facultad Regional Paraná

Marzo de 2017

Declaración de autoría:

Nosotros declaramos que el Proyecto Final “Medición de temperatura del Pie Diabético” y el trabajo realizado son propios. Declaramos:

- Este trabajo fue realizado en su totalidad, o principalmente, para acceder al título de grado de Ingeniero Electrónico, en la Universidad Tecnológica Nacional, Regional Paraná.
- Se establece claramente que el desarrollo realizado y el informe que lo acompaña no han sido previamente utilizados para acceder a otro título de grado o pre-grado.
- Siempre que se ha utilizado trabajo de otros autores, el mismo ha sido correctamente citado. El resto del trabajo es de autoría propia.
- Se ha indicado y agradecido correctamente a todos aquellos que han colaborado con el presente trabajo.
- Cuando el trabajo forma parte de un trabajo de mayores dimensiones donde han participado otras personas, se ha indicado claramente el alcance del trabajo realizado.

Firmas:

-
-

Fecha:

Agradecimientos:

*A los docentes Ing. Sergio Pañoni, Ing. Lucas Maggiolini e
Ing. Hector Ramos.*

*A compañeros de facultad que de alguna manera brindaron
una idea o material para el desarrollo de este Proyecto Final.*

*Tello De Meneses, Ezequiel Alejandro
Romero, Edgardo Javier*

Universidad Tecnológica Nacional

Facultad Regional Paraná

Ingeniería Electrónica

Medición de Temperatura del Pie Diabético

Tello De Meneses, Ezequiel Alejandro

Romero, Edgardo Javier

Abstract: In the latest years, medical studies have shown that monitoring the temperature of the feet in patients suffering Diabetic Foot can reduce from three to ten times the formation of ulcers in the plantar area. To achieve this, the temperature should be measured at one point of the foot and must be compared to the same site in the contralateral foot, looking for differences greater than 2.2 [° C]. The present work was focus on designing an artifact capable to realize this process automatically, sensing as many points as possible in the plantar area by means of an infrared optical sensor and executing comparison through of an electronic system. Able not only to provide quantitative information, but also qualitative, for which the design and development of a desktop software was added, that allows data processing and presentation by means of visual tools for a better study of possible critical areas in almost whole of the sole. In order to provide more convenience in use, a mobile application was also created, which is linked by Bluetooth to the prototype, it serves to the command and provides the possibility of a quick analysis in a more illustrative way for the user.

It was possible to design a prototype, of affordable cost, able of sensing temperature in more than three hundred points of the foot, in just 3 minutes and give it a first analysis thanks to a mobile system that moves an infrared temperature sensor through a platform that makes sustenance for the feet. Then with the use of the software a more complex study is realized, obtaining promising results for the prevention of ulcers in people with Diabetic Foot. The equipment is focused on the home use of patients, but also provides a study tool for health professionals in clinics and hospitals

Keywords: Bluetooth, Diabetic foot, mobile system, infrared optical sensor, software, ulcer.

Resumen:

En los últimos años estudios médicos han demostrado que monitorear la temperatura de los pies a pacientes que sufren Pie Diabético puede reducir de tres a diez veces la formación de úlceras en la zona plantar. Para lograr este cometido se debe medir la temperatura en un punto del pie y compararlo con el mismo sitio en el miembro contralateral, buscando diferencias mayores a 2,2 [°C]. El presente trabajo se enfocó en diseñar un equipo capaz de conseguir este proceso de forma automática, sensando la mayor cantidad de puntos posibles en la zona plantar por medio de un sensor óptico infrarrojo y lograr la comparación a través de un sistema electrónico; capaz no solo de dar una información cuantitativa, sino también cualitativa, por lo que se adicionó el diseño y desarrollo de un software de escritorio que permita procesar los datos y presentarlos por medio de herramientas visuales para un mejor estudio de posibles zonas críticas en casi la totalidad de la planta del pie.

Para brindar una mayor comodidad, también se creó una aplicación para dispositivos móviles, que se vincula mediante Bluetooth con el equipo y cumple la finalidad de comandarlo, además aporta la posibilidad de un rápido análisis de forma más ilustrativa para el usuario.

Se logró diseñar un prototipo, de costo accesible, capaz de sensar temperatura en más de trescientos puntos del pie, en tan solo 3 minutos y dar un primer análisis gracias a un sistema móvil que desplaza un sensor de temperatura infrarrojo, recorriendo una plataforma que hace de sustento para los pies. Luego con la utilización del software se realiza un estudio más complejo obteniendo resultados prometedores para la prevención de úlceras en personas con Pie Diabético. El equipo está enfocado para el uso hogareño de los pacientes, pero brinda también una herramienta de estudio para profesionales de la salud en consultorios, clínicas y hospitales

Palabras Clave: Bluetooth, Pie Diabético, sistema móvil, sensor óptico infrarrojo, software, úlcera

Reconocimientos:

*A la Universidad Tecnológica Nacional – Facultad Regional Paraná por
brindarnos la posibilidad de desarrollar capacidades, competencias y
aprender durante todos estos años.*

Índice

Capítulo 1: Introducción	1
Capítulo 2: Investigación	2
2.1 Pie Diabético	2
2.1.1 Etiología y patogenia del pie diabético.....	2
2.1.1.1 Neuropatía Periférica.....	3
2.1.1.1.2 Pruebas de diagnósticos	3
2.1.1.2 Enfermedad Arterial Periférica.....	3
2.1.1.2.2 Pruebas de diagnósticos	4
2.1.2 Factores de riesgo de ulceración.....	4
2.1.2.1 Ulcera o amputación previa	4
2.1.3 Seguimiento del paciente	5
2.1.3.1 Educación del paciente	5
2.1.3.2 Alternativas para la descarga de la presiones	5
2.1.4 Sistema de estratificación	6
2.2 Medición de temperatura del pie diabético.	7
2.2.1 Terapias estándar de prevención.	7
2.2.2 Limitaciones para la autoevaluación del pie.....	7
2.2.3 Medición de temperatura del Pie Diabético.....	8
2.2.4 Medición de temperatura como herramienta para la prevención de úlceras.....	9
2.3 Estudio del mercado.....	10
2.3.1 Innovación nacional.....	11
2.3.2 Exportación del producto.	11
Capítulo 3: Diseño e implementación	12
3.1 Desarrollo de la estructura	12
3.1.1 Sistema móvil.....	12
3.1.2 Plataforma.....	14
3.1.3 Carcasa.....	15
3.2 Investigación de sensores infrarrojos.....	15
3.3 Desarrollo del hardware	17
3.3.1 Modulo: Control de motores.	18
3.3.2 Modulo: Finales de carrera.....	18
3.3.3 Modulo: Joystick.....	19
3.3.4 Modulo: Pantalla LCD.	20
3.3.5 Modulo: Sensor infrarrojo	20
3.3.6 Modulo: Memoria EEPROM.....	21
3.3.7 Modulo: RTC.....	22
3.3.8 Modulo: Conectividad	22
3.3.8.1 Conectividad USB	22
3.3.8.2 Conectividad Bluetooth	22
3.3.9 Módulo: Microcontrolador	23
3.3.10 Modulo: Fuentes de alimentación	23
3.3.10.1 Fuente 12 [v]	23
3.3.10.2 Fuente 5 [v]	24
3.3.11 Diseño final	25
3.4 Desarrollo del firmware.....	26

3.5 Desarrollo del software de escritorio	32
3.5.1 Información personal	33
3.5.2 Mediciones y alarmas	34
3.5.3 Imagen Principal	35
3.5.3.1 Interpolación IDW	36
3.5.4 Información pies	36
3.5.5 Herramientas	37
3.5.5.1 Comparación	38
3.5.6 Conectividad	39
3.6 Desarrollo de software para dispositivos móviles	40
3.7 Imágenes del hardware y softwares	43
Capítulo 4: Resultados	47
4.1 Pruebas de estructura	47
4.2 Pruebas del hardware	47
4.3 Pruebas de software de escritorio	47
Capítulo 5: Interfaz Humano-Maquina	48
5.1 Equipo	48
5.1.1 Pasos previos a la medición	48
5.1.2 Cursor y pantalla	49
5.1.3 Medición	50
5.1.4 Sincronización software escritorio	51
5.1.5 Conectividad	52
5.1.6 Configuración hora y fecha	52
5.2 Software de escritorio	53
Capítulo 6: Análisis de Costos	57
6.1 Lista de materiales y costos	57
6.1.1 Mano de obra	58
6.2 Precio de venta	58
Capítulo 7: Discusión y Conclusión.	59
7.1 Posibles mejoras	59
7.1.1 Estructural	59
7.1.2 Diseño de aplicación web.	59
7.1.3 Electrónica	60
7.1.4 Software de escritorio	60
7.1.5 Software dispositivos móviles	61
7.2 Análisis de FODA	61
7.3 Conclusión	62
Capítulo 8: Literatura Citada.	63

Índice de Imágenes

Imagen 1 - Diferentes alternativas de descarga.....	6
Imagen 2 - Puntos a medir.....	9
Imagen 3 - Paredes laterales.....	12
Imagen 4 - Sistema móvil completo.....	13
Imagen 5 - Plataforma	14
Imagen 6 - Carcasa	15
Imagen 7 - FOV sensor infrarrojo.....	16
Imagen 8 - FOV MLX90614xAA vs. MLX90614xHC	17
Imagen 9 - Diagrama de bloques	17
Imagen 10 - Circuito control de motores	18
Imagen 11 - Circuito finales de carrera	19
Imagen 12 - Circuito joystick.....	20
Imagen 13 - Circuito pantalla LCD.....	20
Imagen 14 - Circuito sensor infrarrojo	21
Imagen 15 - Circuito memoria EEPROM.....	21
Imagen 16 - Circuito RTC	22
Imagen 17 - Circuito conectividad USB-Bluetooth.....	22
Imagen 18 - Circuito microcontrolador	23
Imagen 19 - Circuito fuente 12 [v]	24
Imagen 20 - Circuitos fuentes 5 [v]	25
Imagen 21 - Diseño final.....	25
Imagen 22 - Diagrama de flujo del firmware.....	31
Imagen 23 - Diagrama de flujo del software de escritorio.....	32
Imagen 24 - Software de escritorio.....	33
Imagen 25 - Información Personal	33
Imagen 26 - Buscar - Nuevo – Editar	34
Imagen 27 - Mediciones y alarmas	34
Imagen 28 - Imagen principal	36
Imagen 29 - Información Pies	37
Imagen 30 - Herramientas	38
Imagen 31 - Comparación	39
Imagen 32 - Conectividad.....	40
Imagen 33 - Software para dispositivos móviles	40
Imagen 34 - Diagrama de flujo software dispositivos móviles.....	42
Imagen 35 - Placa Sensor Infrarrojo.....	43
Imagen 36 - Placa Microcontrolador y RTC	43
Imagen 37 - Placa Joystick	43
Imagen 38 - Placa Fuentes.....	43
Imagen 39 - Placa Finales de carrera	44
Imagen 40 - Placa Memoria EEPROM	44
Imagen 41 - PCB Placa Microcontrolador.....	44
Imagen 42 - PCB Placa Finales de carrera	45
Imagen 43 - PCB Placa Joystick	45
Imagen 44 - PCB Placa Fuente	45
Imagen 45 - PCB Placa Sensor Infrarrojo.....	46
Imagen 46 - PCB Placa Memoria EEPROM	46
Imagen 47 - Tapa desplegada	48
Imagen 48 - Usuario sentada.....	48

Imagen 49 - Posición de los pies	49
Imagen 50 - Cursor	49
Imagen 51 - Menú pantalla LCD.....	49
Imagen 52 - Pantalla principal	50
Imagen 53 - Pantalla sensado	50
Imagen 54 - Pantalla medir.....	51
Imagen 55 - Pantalla sincronizar	51
Imagen 56 - Pantalla conectividad	52
Imagen 57 - Pantalla configuración.....	53
Imagen 58 - Modo de trabajo.....	53
Imagen 59 - Agregar o Buscar paciente.....	54
Imagen 60 - Conexión USB/Bluetooth	54
Imagen 61 - Sensor/Descargar	54
Imagen 62 - Seleccionar medición	54
Imagen 63 - Centrar	55
Imagen 64 - Eliminar - Filtro Colores.....	55
Imagen 65 - Comparar	55
Imagen 66 - Imagen Principal	56

Índice de Tablas

Tabla 1 - Sistema de estratificación.....	7
Tabla 2 - Competencias	10
Tabla 3 - Costo Componentes	57
Tabla 4 - Costos materiales.....	58

Lista de Abreviaciones

D.M.	Diabetes Mellitus
E.A.P.	Enfermedad Arterial Periférica (EAP)
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
F.E.M.	Fuerza contra electromotriz
F.O.V.	Field of view
F.R.	Factor de riesgo
H.M.	Honorario Mínimo
I.W.G.D.F.	International Working Group on Diabetic Foot
IR.	Infrarrojo
O.M.S.	Organización mundial de la salud
P.W.M.	Pulse width modulation
PC	Computadora personal
R.T.C	Real time clock
U.S.B	Universal Serial Bus

Dedicado a:

Nuestra familia y amigos.

Capítulo 1: Introducción

El objetivo del proyecto es principalmente brindar una mejor calidad de vida y una importante solución a graves complicaciones crónicas de pacientes con Diabetes Mellitus (DM) que según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el mundo hay más de 347 millones de personas afectados con esta enfermedad.

Las úlceras del pie son uno de los problemas más frecuentes de la población diabética; se estima que el riesgo acumulado de desarrollar una úlcera del pie a lo largo de la vida es de un 15% al menos. Lo más interesante de estos datos es que el 80% de las úlceras y amputaciones del pie se pueden prevenir. La prevención estándar que consiste en: evaluación regular del profesional médico, calzado y plantillas terapéuticas, educación del paciente y la participación de sus familiares, demuestran ser eficaces para reducir las complicaciones. Sin embargo, incluso en los centros de diabetes especializados con personal dedicado y recursos de primera línea, a menudo no es suficiente, la tasa de reulceración sigue siendo muy alta. En los últimos años, los métodos para curar las heridas en el pie evitando la amputación consiguieron grandes avances, pero no se han desarrollado procedimientos novedosos en la prevención de úlceras. Estudios indican que utilizando un dispositivo de medición de temperatura del pie, sumado a los métodos estándar, puede reducir la ulceración en tres a diez veces más. Para lo cual debe compararse la temperatura de un punto del pie con el mismo sitio en el miembro contralateral, de esta forma se busca encontrar diferencias de temperaturas significativas. Las misma comienza a ser importante a partir de los 2,2 [°C], pudiendo llegar hasta los 14 [°C] una semana antes de la aparición de una úlcera.

El presente trabajo se enfocó en diseñar un prototipo capaz de conseguir el proceso antes mencionado de forma automática, registrando la mayor cantidad de puntos posibles en la zona plantar por medio de un sensor óptico infrarrojo y lograr la comparación por medio de un sistema electrónico, obteniendo así un equipo apuntado tanto a pacientes con pie en riesgo para uso hogareño como una herramienta útil para profesionales de la salud. Enfocado en no solo en dar una información cuantitativa de la temperatura, sino que también pueda brindar un diagnóstico de forma precoz de la situación plantar con un método no invasivo.

Junto al prototipo diseñado se desarrollara un software de escritorio que permita procesar los datos y presentarlos por medio de herramientas visuales para un mejor estudio de posibles zonas críticas Además para brindar una mayor comodidad se creará una aplicación para dispositivos móviles, cumpliendo la finalidad de comandarlo a distancia y aporte la posibilidad de un rápido análisis de forma más ilustrativa para el usuario.

En el mercado existen productos tales como cámaras infrarrojas, termómetros infrarrojos y de contacto destinados al pie diabético. Estos productos presentan ciertas desventajas como ser medición de temperatura media, registro manual de datos, análisis subjetivo de la información, no tienen alarmas, ninguno posee un software específico y en el caso de las cámaras infrarrojas, un elevado costo. Utilizar un sensor infrarrojo, agregando el desplazamiento automático a través de la plataforma y un software de escritorio y móvil, permite contrarrestar las desventajas que presentan otros dispositivos que tienen el mismo objetivo.

El sistema contará con conectividad USB y/o Bluetooth, para lograr la vinculación del equipo con distintos periféricos tales como: computadoras de escritorio, notebook, tablets, celulares con sistema operativo Android, etc. Tanto el software de escritorio como el de dispositivos móviles serán simples y totalmente intuitivos para cada tipo de usuario.

Capítulo 2: Investigación

Antes de comenzar a desarrollar el proyecto se realizó una exhaustiva investigación sobre la medición de temperatura del pie diabético. Se estudiaron papers, documentos, publicaciones, revistas, páginas web, etc. Se debe destacar que los países que más investigan el tema son Estados Unidos, España, Méjico y Cuba. En Argentina no se encontraron investigaciones referida a la medición de temperatura plantar.

La Diabetes Mellitus (DM) es una enfermedad metabólica crónica, caracterizada por hiperglucemia, alteración en el metabolismo lipídico y proteico, consecuencia de defectos en la secreción y/o acción de la insulina. La hiperglucemia crónica se asocia a largo plazo a daño, disfunción e insuficiencia de diferentes órganos, ojos, riñones, nervios, corazón y vasos sanguíneos. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el mundo **hay más de 347 millones de personas con diabetes**, se estima que para el año 2030 ascenderá a 552 millones

Definiciones

Pie diabético: aquel pie que presenta una alteración anatómica o funcional, determinada por anomalías neurológicas y/o diversos grados de enfermedad vascular periférica en un paciente diabético, que le confiere a éste una mayor susceptibilidad de presentar infección, ulceración y/o destrucción de tejidos profundos. Ocasionando una importante morbilidad que puede devenir en amputaciones.

Úlcera: una solución de continuidad que abarca todo el espesor de la piel. Según su profundidad y tejidos subyacentes afectados puede clasificarse en distintos grados (Clasificación de Wagner).

2.1 Pie Diabético

Las úlceras del pie son una de las complicaciones crónicas más frecuentes de la población diabética; se estima que el riesgo acumulado de desarrollar una úlcera del pie a lo largo de la vida en ellos es de un 15% al menos. Esta entidad clínica afecta mayormente a la población diabética entre 45 y 65 años. Lo más interesante de estos datos es que el **80% de las úlceras y amputaciones del pie se podrían prevenir** con educación y un examen clínico frecuente. La prevalencia de pie diabético oscila según edad, género y lugar de origen desde el 2,4% hasta el 5,6% de la población general, la incidencia de ulceraciones en estos pacientes puede alcanzar el 15%. Hasta el 85% de personas con amputaciones que han padecido previamente de una úlcera diabética en pie, reinciden en la ulceración en otras zonas del pie.

2.1.1 Etiología y patogenia del pie diabético

Los factores que pueden favorecer la aparición del pie diabético son múltiples. De todos ellos, la **Neuropatía Periférica** es lejos la principal causa de pie diabético del 70 a 100%; la pérdida de sensibilidad de la extremidad reduce la percepción de dolor y de la presión, asocia desbalance muscular, con pérdida de la protección del pie, lo que lleva a deformidades anatómicas, riesgo mayor de fisuras o grietas y alteración de la microcirculación. La **Enfermedad Arterial Periférica (EAP)** está presente en el 15 a 30% de las personas diabéticas con úlceras de los pies. El 50% de ellos no tendrá ningún síntoma, probablemente por asociar neuropatía, lo que determina que muchas veces se pesquise recién cuando el paciente presenta una isquemia aguda crítica. A continuación se detalla brevemente el rol que cumplen en este proceso ambas condiciones.

2.1.1.1 Neuropatía Periférica

El 60% de los pacientes diabéticos presentaran en algún momento neuropatía en las extremidades inferiores. Un 8% tendrá neuropatía objetiva ya al momento del diagnóstico. Es la principal causa de dolor de pies en diabéticos, y es más prevalente a mayor edad y duración de la diabetes. Puede presentarse con compromiso sensitivo, motor y/o autonómico. *La neuropatía sensitiva* es generalmente quien precipita los síntomas de dolor, pero el 50% puede ser asintomático. Compromete fibras cortas y largas. Clínicamente se puede encontrar: dolor, ardor, sensación de quemazón en las plantas de los pies, cambios de temperatura, alteración en la vibración, en el tacto, aparición de lesiones plantares espontáneas. *La neuropatía motora*, por su parte, podrá manifestarse con atrofia muscular y debilidad, que puede llevar a alteración en la estabilidad de la marcha. Producirá traumatismo interno, responsable de la hiperpresión plantar que se manifiesta por la hiperqueratosis (callos). *La neuropatía autonómica* implica pérdida de la función de las glándulas sudoríparas, lo que lleva a piel seca, predisponiendo al agrietamiento de la piel e infecciones. También se puede manifestar con un pie falsamente caliente por pérdida de tono vascular simpático periférico, que aumenta el flujo arterial distal y puede conducir a edema, osteopenia y en un grado mayor, a neuroartropatía de Charcot. A medida que pasa el tiempo, pese a los tratamientos que son más bien sintomáticos, el paciente presentará una pérdida notable y progresiva de la sensación de protección distal. Este problema es irreversible y puede elevar significativamente el riesgo de pérdida de la extremidad. Los pacientes llegan a ser incapaces de detectar un traumatismo en el pie y, por lo tanto, no hay respuesta al dolor. Esto hace que incluso una pequeña ampolla puede progresar a úlcera crónica y amputación en corto tiempo si no es pesquisada a tiempo.

El "gold" estándar para el diagnóstico de neuropatía periférica es un estudio de conducción nerviosa, lo que permite hacer el diagnóstico de manera temprana; sin embargo, no es un examen que este indicado en la práctica clínica habitual. Lo que se recomienda es utilizar pruebas neurológicas simples, con el fin de realizar un tamizaje de la pérdida de sensibilidad protectora, que es un grado de neuropatía más avanzado y clínicamente significativo, que pone al paciente en mayor riesgo de ulceración.

2.1.1.1.2 Pruebas de diagnósticos

- Uso del monofilamento de Semmes-Weinstein (5.07-10g).
- Diapasón 128 Hz de Rydel-Seiffert.
- Biotensiometro
- Reflejo Aquiliano
- Alfiler
- Sensibilidad a la temperatura.

2.1.1.2 Enfermedad Arterial Periférica

Está presente en 15 a 30% de las personas diabéticas con úlceras de los pies. Si bien existe controversia en torno a su rol causal, es claro que una vez instaurada la lesión, la EAP contribuye al mal pronóstico de esta, asociándose a mayor riesgo de úlceras crónicas, úlceras recurrentes y hasta 4 veces más riesgo de sufrir una amputación.

Esta patología se origina por una obstrucción de etiología aterosclerótica que afecta principalmente a los grandes vasos de las extremidades inferiores, reduciendo el flujo sanguíneo hacia distal.

Se estima que su prevalencia en población general es de 10%; sin embargo, esta cifra aumenta alcanzando una prevalencia entre 20-29% en personas con factores de riesgo como edad, diabetes y tabaco.

Se caracteriza por síntomas de claudicación intermitente o dolor en reposo, sin embargo, la presentación más común es la ausencia de síntomas, lo que ocurre en un 50% de los casos de EAP, cifra que aumenta en aquellos en que coexisten EAP y diabetes, probablemente por la neuropatía sensitiva concomitante que lleva a una percepción disminuida del dolor isquémico.

2.1.1.2.2 Pruebas de diagnósticos

- Examen físico - Ausencia de pulsos periféricos
- Índice Tobillo Brazo (ITB)
- Ecografía Doppler.

2.1.2 Factores de riesgo de ulceración

Distintos estudios han identificado factores que contribuyen al desarrollo de las úlceras en pacientes diabéticos. Los principales factores de riesgo, en orden decreciente según grado de asociación, son los siguientes:

Factores de riesgo principales:

- Úlcera o amputación previa.
- Neuropatía periférica
- Enfermedad Arterial Periférica.
- Deformidad del pie.

2.1.2.1 Úlcera o amputación previa

El antecedente de úlcera o amputación de extremidad inferior se identifica mediante la anamnesis. Un hallazgo positivo implica que el paciente tiene un **riesgo máximo** para el desarrollo de una nueva úlcera, pues se asume que tiene presente la mayor parte de los componentes causales de un determinado mecanismo fisiopatológico que lleva a la ulceración. La recurrencia de la ulceración en estas personas puede alcanzar el 80%.

Otros factores de riesgo con un rol predictivo, pero de menor efecto son:

- Larga data de enfermedad (> 10 años se asocia a mayor incidencia de úlcera).
- Mal control metabólico (hemoglobina glicosilada >9%).
- Presión plantar elevada.
- Callosidades.
- Tabaquismo.
- Movilidad articular disminuida.
- Calzado no adecuado.
- Higiene deficiente de pies.
- Nivel socioeconómico bajo.
- Alcoholismo, aislamiento social.

2.1.3 Seguimiento del paciente

La condición de la persona diabética es dinámica y puede cambiar, por lo que una vez evaluado y establecido el riesgo de ulceración se debe programar un próximo control según las necesidades de cada paciente. Se recomienda que todo paciente diabético debe ser evaluado de los pies al menos 1 vez al año. Cuando el paciente ya presenta algún factor de riesgo (neuropatía, enfermedad vascular, amputaciones etcétera) debe ser evaluado al menos cada 3 meses. Es importante tener presente que la ausencia de síntomas no significa tener los pies sanos. La estratificación de riesgo nos permite orientar la frecuencia del control que requiere un paciente en particular (Tabla 1).

2.1.3.1 Educación del paciente

Independiente de la categoría de riesgo en la que se encuentre la persona, hay consejos básicos que se deben otorgar a todo paciente diabético para el cuidado de sus pies. Pueden realizar una serie de cuidados para minimizar las complicaciones. Existen múltiples documentos, en diferentes formatos, que incluyen el siguiente decálogo:

- Inspeccionar a diario el pie, planta y talón (con espejo) para detectar lesiones.
- Examinar los zapatos antes de ponértelos.
- Cambiar los calcetines y zapatos diariamente.
- No caminar nunca descalzo.
- No utilizar agua o almohadillas eléctricas para calentar los pies.
- Dejar que un podólogo te quite los callos.
- Cortar las uñas de forma recta y limar suavemente los bordes y aristas.
- Lavar los pies con agua y jabón y secarlos muy bien entre los dedos.
- No usar agua demasiado caliente para ducharte.
- Aplicar crema hidratante en los pies después de bañarte.

2.1.3.2 Alternativas para la descarga de la presiones

Existen múltiples estrategias diferentes para la reducción de la presión plantar, muchas de las cuales no son excluyentes entre sí, sino que deben aplicarse de manera protocolizada para poder conseguir unos resultados favorables en la cicatrización de las úlceras.

Entre estas estrategias encontramos las siguientes:

- Corte laminar de las queratopatías.
- Ortesis de silicona.
- Descargas temporales.
- Ortesis plantares personalizadas.
- Zapato temporal posquirúrgico.
- Yeso de contacto total.
- Férulas para la marcha prefabricadas.
- Cirugía preventiva.



Imagen 1 - Diferentes alternativas de descarga

2.1.4 Sistema de estratificación

Se utiliza el sistema de clasificación International Working Group on Diabetic Foot (IWGDF), para determinar el nivel de riesgo ante la aparición de úlceras y cómo actuar frente a cada nivel.

Grupos IWGDF	Nivel de riesgo	Descripción de categoría	Frecuencia de evaluación recomendada	Dispositivo terapéutico
0	Riesgo Bajo	Sin pérdida de la sensibilidad protectora y sin EAP	1 año	Calzado deportivo de buena calidad o zapato comercial para diabéticos; plantillas ortopédicas (no moldeadas) con cubierta blanda.
1	Riesgo Moderado	Perdida de la sensibilidad protectora sin otro FR	6 meses	Calzado deportivo de buena calidad o zapato comercial para diabéticos; plantillas ortopédicas con cubierta blanda.
2	Riesgo Alto	<ul style="list-style-type: none"> - Perdida de la sensibilidad protectora + otro FR (EAP, DEF o ambos) - EAP como único hallazgo - EAP + otro FR (Perdida de sensibilidad protectora, DEF o ambos) 	3 a 6 meses	Zapato comercial para diabéticos, según el grado de deformidad se tratara con plantillas ortopédicas con corrección de deformidades o con plantillas moldeadas y calzado hecho a la medida si fuese necesario.

3	Riesgo Máximo	Antecedentes de ulcera o amputación	1 a 3 meses	Zapato comercial para diabéticos o calzado hecho a medida si fuese necesario; plantillas correctoras con relleno u ortesis tobillo pie con relleno.
----------	------------------	--	-------------	--

Tabla 1 - Sistema de estratificación

2.2 Medición de temperatura del pie diabético.

La prevención estándar que consiste en: evaluación regular del profesional médico, calzado y plantillas terapéuticas, educación del paciente y la participación de sus familiares, demuestran ser eficaces para reducir las complicaciones. Sin embargo, incluso en los centros de diabetes especializados con personal dedicado y recursos de primera línea, a menudo no es suficiente, la tasa de reulceración sigue siendo muy alta.

En los últimos años, los métodos para curar las heridas en el pie evitando la amputación consiguieron grandes avances, pero no se han desarrollado procedimientos novedosos en la prevención de úlceras.

Estudios indican que utilizando un dispositivo de medición de temperatura del pie, sumado a los métodos estándar, puede reducir la ulceración en tres a diez veces más.

2.2.1 Terapias estándar de prevención.

Varios estudios apoyan la eficacia de las terapias estándar para reducir la incidencia de ulceración y amputación. Sin embargo, la mayoría de los pacientes no reciben el tipo de evaluación clínica y los métodos prevención recomendadas por IWGDF. Por ejemplo, menos del 3% de los pacientes diabéticos reciben calzado terapéutico y plantillas en los Estados Unidos. La reulceración se relaciona en la mayoría de los casos por el no uso de los zapatos y las plantillas terapéuticas. Los pacientes afirman que los zapatos son calientes, pesados y poco atractivos.

Además no los utilizan en sus hogares porque piensan que sus pies están protegidos por alfombras acolchadas o simplemente no entienden el mecanismo de lesión.

Desafortunadamente, hay muy poca información en la literatura médica que ayude a entender si los zapatos y plantillas son eficaces en pacientes de alto riesgo sin antecedentes de úlcera de pie. La mayoría de los estudios han evaluado personas con antecedentes de ulceración o lesión plantares.

2.2.2 Limitaciones para la autoevaluación del pie.

Hay una serie de limitaciones para el autocuidado y la auto-inspección en los pacientes con pie diabético, en muchos de los casos tienen múltiples complicaciones relacionadas con la diabetes. La mayoría tienen educación formal sobre los factores de riesgo o mecanismos de lesión que conducen a úlceras y amputaciones. Las prácticas de auto-tratamiento se basan frecuentemente en la mitología y la desinformación.

La educación se centra en la auto-inspección, el autocuidado y los problemas de higiene del pie. Sin embargo, muchos pacientes no pueden realizar adecuadamente estas tareas debido a que son obesos, tienen una movilidad articular limitada o una visión alterada. Por ejemplo, en un estudio de los factores de riesgo de úlcera, una gran proporción de pacientes con y sin úlceras en los pies no tenía la agudeza visual, la destreza manual o la flexibilidad articular para realizar

simples controles de auto-examen de sus pies. Entre los pacientes con úlcera, el 49% no pudo doblar la cadera, la rodilla y el tobillo adecuadamente para ver la parte inferior del pie o carecían de la agudeza visual para ver un punto de 1 [cm²] en el pie. Además, el 15% con úlcera eran completamente ciegos en al menos un ojo. Incluso cuando los pacientes eran educados y equipados con espejos especiales para ver la parte inferior del pie, en la gran mayoría la úlcera ya estaba presente en el momento en que observaron signos visuales de lesión. Además si un miembro de la familia está disponible para inspeccionar visualmente el pie, sin un criterio objetiva de lesión, la mayoría de las personas sólo serán capaces de identificar úlceras una vez que se han desarrollado en gran nivel.

2.2.3 Medición de temperatura del Pie Diabético

La razón para evaluar la temperatura de la piel en los pies implica la búsqueda de una medición cuantificable y reproducible de la inflamación que pueda utilizarse para identificar procesos patológicos antes de que resulten en úlceras. La inflamación es una de las primeras señales de ulceración de pie. Cinco signos cardinales caracterizan la inflamación: enrojecimiento, dolor, edema, pérdida de función y calor, muchos de estos son difíciles de evaluar objetivamente. Debido a la neuropatía periférica, el dolor y la alteración de la función pueden estar ausentes y, por tanto, son indicadores deficientes de la inflamación. Además, un edema y el enrojecimiento son difíciles de clasificar objetivamente entre un observador y otro. La mayoría de los profesionales de la salud, los pacientes y los miembros de su familia no serán capaces de evaluar con precisión estos sutiles parámetros. Sin embargo, las mediciones de temperatura pueden ser utilizadas como una herramienta objetiva para detectar signos de inflamación. Las áreas locales de inflamación probablemente no serían reconocidas como "sintomáticas" cuando se usan métodos "tradicionales" de inspección visual y examen físico.

Durante las últimas cuatro décadas, varios autores han sugerido que el monitoreo de la temperatura de la piel puede ser una valiosa herramienta para detectar sitios en riesgo de ulceración en pacientes con neuropatía. Ya en 1971, Goller H. informó de una asociación entre el aumento de las temperaturas locales y la presión localizada que conduce a lesión tisular. Posteriormente, Sandrow R. utilizó la termometría para diagnosticar fracturas neuropáticas ocultas en pacientes con diabetes. En los años 80, Stess R. y Clark R. encontraron que las úlceras neuropáticas del pie frecuentemente tenían temperaturas de piel aumentadas alrededor de un área necrótica central y sugirieron que la termometría infrarroja puede ser una técnica útil para identificar a pacientes en riesgo de ulceración. En 1994, Benbow S. llevó este trabajo un paso más allá y evaluó la temperatura de los pies como una herramienta para identificar complicaciones en una cohorte de pacientes diabéticos. Sugirió que los patrones termográficos podrían ser utilizados para la detección de pacientes de alto riesgo.

En los últimos años, Lawrence Lavery y David Armstrong, realizaron ensayos clínicos para determinar si los pacientes pueden utilizar eficazmente la medición de la temperatura como una herramienta para evitar las úlceras en los pies. **Los tres estudios demostraron una reducción de tres a diez veces en la formación de úlceras en pacientes con historia de úlcera de pie o con neuropatía periférica.** Para demostrarlo utilizaron una base similar a la terapia estándar de prevención según la IWGDF, se dividieron los pacientes en tres grupos: El primero recibió calzado y plantillas terapéuticas, educación y evaluaciones regulares del pie por un podólogo cada 10 a 12 semanas; el segundo grupo realizó una evaluación estructurada del pie para identificar signos locales de lesión tisular, enrojecimiento, decoloración, hinchazón y calor local dos veces al día y registró los datos en una planillas, además usaron un espejo de mano para visualizar la parte inferior de sus pies; el tercer grupo de terapia realizó los mismos pasos que el grupo uno pero

además medían las temperaturas en siete sitios en la planta (ver imagen 2) de cada pie una vez al día, si las temperaturas tenían una diferencia de más de 2,2 [°C] (4 [°F]) comparadas con el mismo sitio en el pie contralateral, debían concurrir al profesional de la salud y el mismo reducía actividad física hasta que las temperaturas se normalizaban.

Luego de 15 meses de evaluación, los resultados mostraron que los pacientes desarrollaron úlceras en porcentajes similares entre el grupo uno (29,3%) y grupo dos (30,4%). Sin embargo, en el grupo tres, donde debían medir la temperatura, desarrollaron una úlcera en un porcentaje cuatro veces menor (8,5%).



Imagen 2 - Puntos a medir

2.2.4 Medición de temperatura como herramienta para la prevención de úlceras.

El control de la temperatura es recomendado como una herramienta clínica para monitorear el cumplimiento de la descarga de la presión plantar, para identificar las fracturas de Charcot y para evaluar las respuestas terapéuticas a los antibióticos, bifosfonatos e inmovilización. Lavery y Armstrong utilizaron un termómetro infrarrojo para evaluar pacientes diabéticos, aquellos que tenían úlceras en el pie, la diferencia de temperatura en el sitio de las úlceras neuropáticas del pie, en comparación con el sitio contralateral correspondiente, disminuye a medida que la superficie de la herida cicatriza cuando los pacientes descargan presiones del pie con los moldes de contacto.

Desafortunadamente, esta relativamente nueva herramienta de monitoreo no se presta al tipo de patrón oro para las temperaturas normales a las que estamos acostumbrados cuando evaluamos las temperaturas orales o las temperaturas corporales. Debido a que la neuropatía autónoma y la enfermedad vascular periférica afectan las temperaturas de los pies, las mismas pueden variar mucho de persona a persona. Los tres ensayos clínicos aleatorios que se centraron en la prevención de la úlcera preguntaron a los pacientes que coincidieran con la temperatura en la extremidad contralateral.

Los estudios utilizaron una diferencia de 2.2 [°C] (4 [°F]) para identificar un área que fue inhibida y propensa a la ulceración. El monitoreo de la temperatura para evaluar el pie diabético no es un concepto nuevo. La tecnología ha estado disponible y muchos centros de excelencia la han incorporado a sus algoritmos de tratamiento. Existen varios productos que son económicos y fáciles de usar. El uso de un dispositivo de monitoreo en el hogar es novedoso y actualmente hay un gran número de ensayos que demuestran su efectividad.

Un programa enfocado para identificar a los pacientes que se ajustan a un perfil de alto riesgo para desarrollar complicaciones en los pies puede ser muy efectivo. La prevención estándar

que consiste en educación para el cuidado, zapatos y plantillas de protección y exámenes regulares de los pies pueden reducir la incidencia de úlceras en los pies en un 50%. La autoevaluación diaria utilizando un dispositivo de temperatura infrarroja puede reducir la ulceración en tres a diez veces más.

2.3 Estudio del mercado

Es menester de la tecnología avocada al campo de la medicina brindar una mayor calidad de vida a personas con enfermedades crónicas, mejorando el control sobre pacientes y sus historias clínicas. Es por esto que la evolución de los productos tiende a que la persona afectada dependa cada vez menos de la implicancia del profesional, pudiendo hacer ciertos diagnósticos y cuidados simples en la comodidad de su hogar.

Se encontró gran importancia en un producto que pueda contribuir con unos simples pasos a la prevención y cuidado de ulceraciones en la zona plantar de pacientes con diabetes, enfermedad que sufren alrededor de 347 millones de personas en el mundo según arrojan los últimos censos.

En Argentina no existe un producto destinado a la medición de la temperatura del pie diabético. Si bien se pueden encontrar, en el mercado local, competidores potenciales tales como cámaras y/o termómetros infrarrojos, estos no cumplen la misma finalidad.

En la siguiente tabla se mencionan productos de similares características, con sus respectivos costos y desventajas.

Productos	Forma de trabajo	Costo	Origen	Desventajas
TempTouch	Medición por contacto de un solo punto.	\$3.000	Canadá	Registro manual de datos. No tiene alarmas. Carece de software.
TempStat	Químico. Cambia el color de la superficie de apoyo según la temperatura.	\$1.000	Canadá	Análisis subjetivo de los datos. Registro manual según color. No tiene alarmas. Carece de software.
FORA IR19	Medición por infrarrojo de un solo punto.	\$1.000	Estados Unidos	Registro manual de datos. Carece de software.
ThermoScale	Medición por contacto, indicando temperatura media.	\$1.000	España	Medición media del pie. Registro manual de datos. No tiene alarmas. Carece de software.
Cámara Infrarroja	A través de fotografías plantares y un software para detectar zonas calientes.	> \$20.000	Estados Unidos	Producto de elevado costo, por lo que aún no puede ingresar al mercado para pacientes. Solo uso profesional.

Tabla 2 - Competencias

Es importante destacar que de todos los productos mencionados, la Cámara Infrarroja, de la cuales existen gran variedad, es la mejor elección en la actualidad para la medición de temperatura del pie. Sin embargo su costo elevado es la principal desventaja, además que no cuenta con softwares especiales para el monitoreo (autodidacta) de los pies.

Utilizar sensor infrarrojo, agregando el desplazamiento automático a través de la

plataforma; un software de escritorio y uno móvil, permite contrarrestar las desventajas que presentan otros dispositivos. Obteniendo así un equipo destinado tanto para uso hogareño, como una herramienta útil para profesionales de la salud, enfocado no solo en dar una información cuantitativa de la temperatura, sino que también poder brindar un pre-diagnóstico de la situación de los pies con un método no invasivo y confiable. Al mismo tiempo que se logró un producto de costo accesible comparado con las cámaras infrarrojas.

Para lograr lo antes mencionado, y marcando gran diferencia con los competidores potenciales, el sistema cuenta con:

- ✓ Sensado de temperatura en al menos doscientos puntos en cada pie. Superando así ampliamente la cantidad de lugares que indican los estudios medicos hasta el momento.
- ✓ Un menor margen de error a comparación de otros instrumentos de medición que no son de uso clínico.
- ✓ Base de datos, capaz de guardar las mediciones realizadas diariamente con sus respectivas comparaciones entre pies, en horario y fecha correspondiente.
- ✓ Alarmas informativas y de presencia de anomalías en el propio equipo.
- ✓ Software de escritorio, pensados para la simplicidad de un usuario ordinario pero que también posee la capacidad de análisis y herramientas orientadas para profesionales médicos, con base de datos de pacientes y múltiples herramientas más para el estudio del pie.
- ✓ Software para dispositivos móviles, que permite un control remoto del equipo para comodidad del usuario y cuenta con una muestra rápida y muy orientativa de alarmas.

2.3.1 Innovación nacional

Este producto al ser una innovación nacional podrá reemplazar la importación de equipos similares que tienen el mismo fin.

Hay dos aspectos importantes que pueden justificar la sustitución:

- En primer lugar se desarrolló un mejor sistema de medición, puntual, sin muestra promedio como muchos de los equipos que se ofrecen en el mercado, con un software incluido tanto para computadoras de escritorio y dispositivos móviles orientados a pacientes o profesionales de la salud.
- Segundo, se logró un costo accesible, mucho menor al de las camaras infrarrojas y logrando resultados similares

2.3.2 Exportación del producto.

En América Latina, los productos para el control del pie diabético son los mismos que se pueden encontrar en Argentina, esto quiere decir que llevar este equipo a estos países no sería una tarea difícil y su precio de venta no se elevaría significativamente en estos lugares.

Otro punto importante a tener en cuenta es que a nivel mundial hay tres países con el mayor promedio de personas con diabetes por habitantes, estos son India, China y Estados Unidos. Los dos últimos invierten un gran porcentaje del dinero total del Gasto Sanitario en esta enfermedad y Norteamérica además cuenta con importantes seguros médicos para el tratamiento de la diabetes. Si bien llegar a estos mercados parece lejano, debido a su alta tecnología, este equipo es en gran medida innovador y útil para sus pacientes lo que resulta sumamente atractivo al mercado. Otro punto importante a tener en cuenta es que en países como España y Méjico es notable como el estudio y tratamiento del pie diabético se lleva a cabo en mayor medida que en otros países del mundo. Esto brinda la posibilidad de ofrecer el producto a clínicas, hospitales y profesionales de la salud que estén trabajando en el tema.

Capítulo 3: Diseño e implementación

3.1 Desarrollo de la estructura

3.1.1 Sistema móvil

El sistema se basa en un sensor móvil que se desplaza en un plano horizontal formado por dos ejes, uno que atraviesa de forma perpendicular la planta del pie y otro de forma normal. Para lograr este cometido se estudió el funcionamiento de las impresoras 3D, cuya estructura consiste en dos ejes paralelos formados por varillas lisas, por donde se desplazan rodamientos lineales que trasladan un eje transversal, formado también por una o dos varillas lisas también provistas con un rodamiento lineales que posibilitan el desplazamiento de una base sobre ellas.

La estructura debe ser lo suficientemente firme para soportar el peso y las fuerzas que se le apliquen sin deformarse, por lo que se utilizó caño estructural de 4x4[cm]. Se comenzó por unir 4 recortes de 10[cm] de largo en su parte inferior con varillas roscadas de 8[mm], quedando estos como aristas formando un rectángulo de 28[cm] de ancho por 40[cm] de largo. Luego se agregaron paneles de aluminio, formando paredes laterales, estas cumplen la función de sujeción de la parte superior de las esquinas brindando rigidez a la estructura, así como también sostener las varillas lisas, las cuales deben quedar separadas de los laterales para libertad de movimiento del carro, se puede ver un boceto de lo obtenido imagen 3.

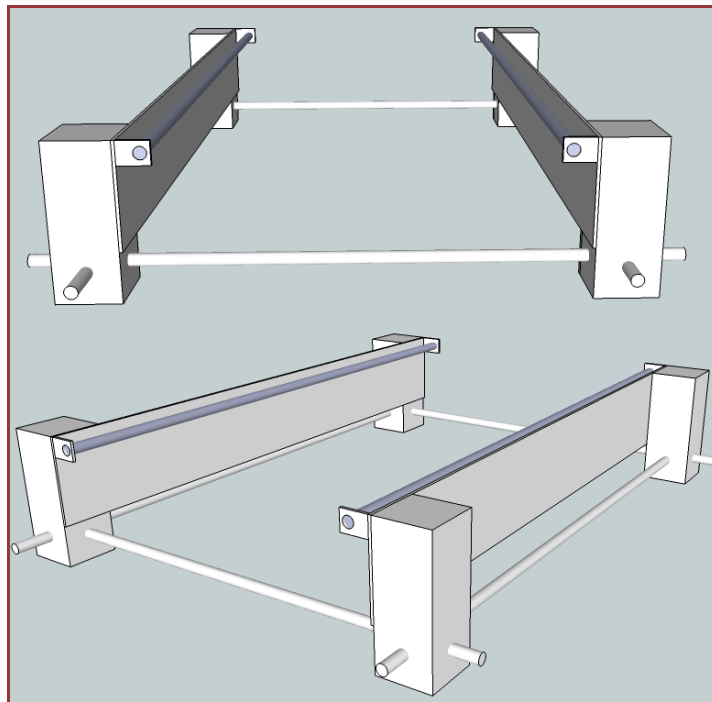


Imagen 3 - Paredes laterales

Se colocó una lámina de aluminio en el centro de la estructura, quedando esta paralela a los laterales, la misma cumple la función de soporte para el motor que realiza el traslado del eje superior. Si se coloca el motor en uno de los laterales una pequeña fricción en las barras lisas lograría generar un brazo de torsión lo suficientemente grande para frenar el movimiento, por lo tanto se ubicó el motor en el centro del eje, logrando en principio disminuir el brazo de palanca

hacia ambos lados y como segundo, distribuir la fuerza para ambos laterales de igual forma, ambas contribuyeron una solución para lograr el desplazamiento del eje transversal con el uso de un solo motor.

El eje transversal está construido de igual forma que los laterales, una lámina de aluminio que hace de soporte de la barra lisa y cumple la importante función de proveer superficie por donde se desliza el carro, como también hace de soporte para el motor, polea, correa y todo lo anexo al eje. Para lograr desplazarlo con facilidad, se colocó rodamientos lineales en cada extremo de la lámina de aluminio, logrando disminuir la fricción mientras que hace de guía en el desplazamiento sobre las barras lisas de los laterales. De igual forma se logra el desplazamiento del carro del eje transversal. Un croquis del sistema móvil terminado se puede observar en la imagen 4.

Para que sea inmune a las vibraciones que genere el accionar de los motores y/o el traslado del equipo, se ajustó todo con tuercas y arandelas de presión.

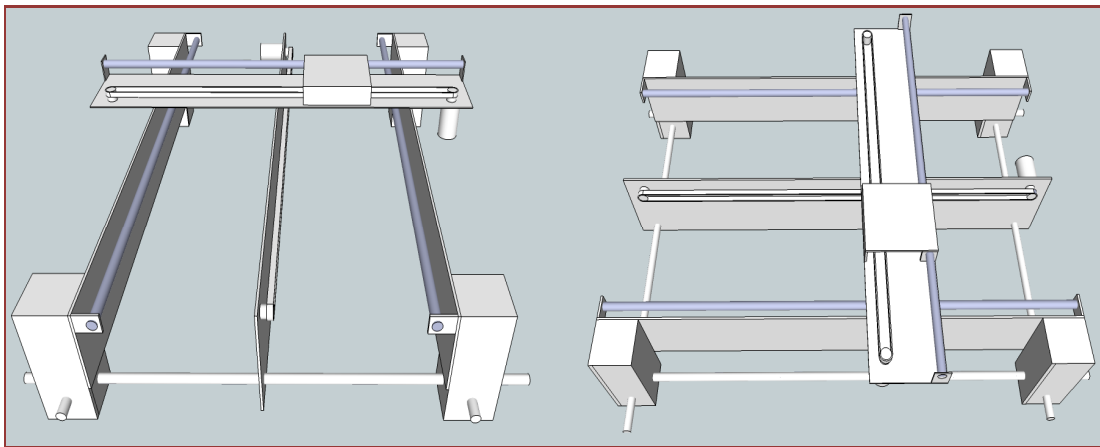


Imagen 4 - Sistema móvil completo

Una primera adaptación al sistema de impresoras 3D fue reemplazar los motores paso a paso por motores de corriente continua, a modo de reducir consumo eléctrico, ganar velocidad y abaratar costos tanto en el motor en si, como en su control, a costa de perder precisión en el posicionamiento. Esto se llevó a cabo teniendo en cuenta que la posición del sensor IR en el sistema puede tener un amplio margen de tolerancia (siempre del orden de los milímetros).

La fuerza rotacional de los motores son traducidos en movimientos lineales a través de correas dentadas, las cuales fijadas al mecanismo móvil logran el desplazamiento lineal necesario. En la sección 3.3.1 se detalla el control de los motores.

Mediante la utilización de cintas encoders se logra saber en todo momento la ubicación de los componentes móviles, tales como ser el desplazamiento del eje transversal y el carro que se desplaza sobre éste; ambas partes móviles dotados con opto-acopladores abiertos, en forma de herradura, también conocidos como finales de carrera, los cuales sensan las marcas en la cinta encoder que los atraviesa. Se pudo implementar esta sencilla tecnología ya que las postas en la cinta se encuentran lo suficientemente espaciadas unas de otras, permitiendo una correcta detección en todo momento. De esta manera se logra la independencia de percances de índole mecánico como ser: la falta de lubricación, suciedad en los rodamientos, o algún improbable deslizamiento de las correas dentadas, etc., que modifiquen la velocidad y por lo tanto el posicionamiento.

Para el inicio del sistema se fijó el punto cero de coordenadas del plano con dos finales de carrera, ambos deben acusar presencia para indicar que el carro móvil se encuentra calibrado en el punto inicial, lo cual es importante para evitar errores de posicionamiento. En la sección 3.3.2 se detalla el modulo electrónico de los finales de carrera.

3.1.2 Plataforma

La plataforma debía brindar sustento para los pies y al mismo tiempo permitir sensar en la mayor cantidad de puntos de la zona plantar para obtener una muestra significativa; además ser posible de higienizarse, cómoda y sin producir daño al usuario.

Luego de varios prototipos que se pusieron a prueba se llegó al diseño final: una plataforma en acero inoxidable de 4 [mm] de espesor capaz de soportar el peso necesario sin sufrir trabajo excesivo, con hendidjas abiertas en su superficie de 2 [cm] de ancho por 12 [cm] de largo, por donde el sensor puede desplazarse recaudando la temperatura. Estas medidas se adoptaron teniendo en cuenta que la apertura debe ser suficiente para que el sensor logre pasar la mayor cantidad de veces, pero siendo a la vez de tamaño acotado para que no resulte incomodo al usuario, además logrando barrer la totalidad del ancho de la zona plantar. Las hendidjas están espaciadas una de otra a 0,5 [cm] y se diseñó con 12 hendidjas por pie que logran tratar pies de hasta 29,5 [cm] de largo, es decir talles de calzado números 45. Se separaron las hendidjas de ambos pies 4 [cm] unas de otras, a modo de mantener la ergonomía y comodidad del paciente. La plataforma se puede observar en la imagen 5.

La plataforma recubre por completo el sistema móvil, por lo tanto para el control e interfaz humano-maquina se adaptó en su superficie una pantalla LCD y un comando joystick para poder operar el equipo. El modulo joystick se explica en la sección 3.3.3.

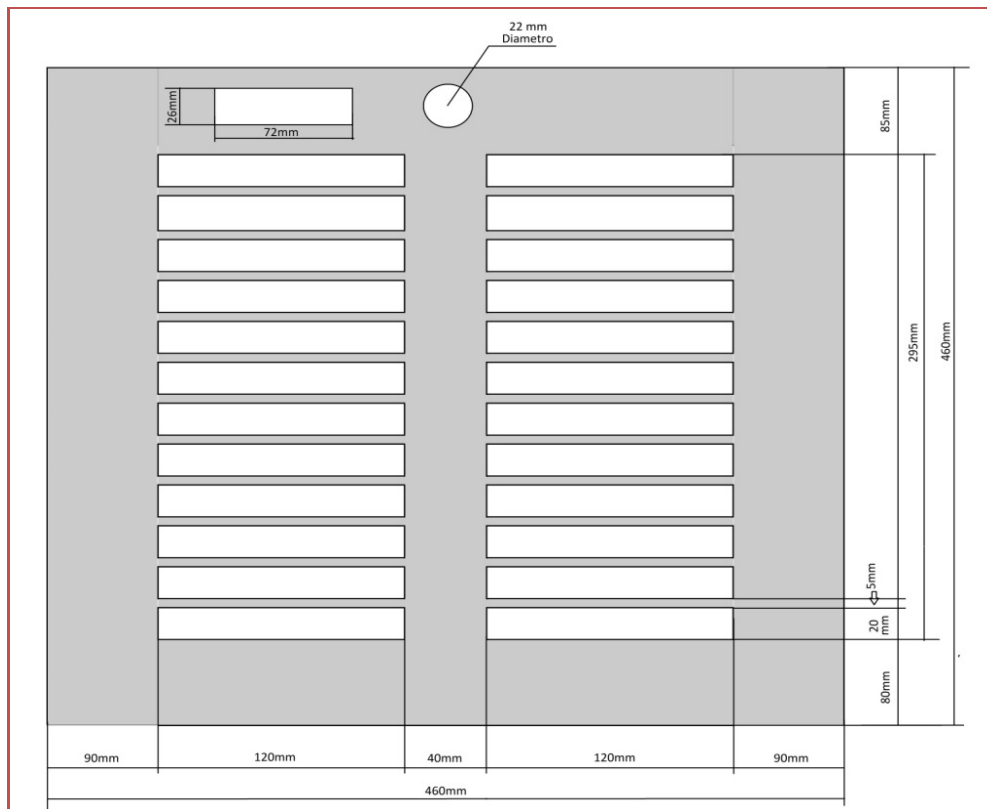


Imagen 5 - Plataforma

3.1.3 Carcasa

Para unificar el sistema móvil con la plataforma se utilizó una carcasa de plástico rígido, que brinda protección al equipo. Además no permite que el usuario tenga acceso a la electrónica asociada.

Sus dimensiones son: 25 [cm] de alto, 75 [cm] de ancho y 60 [cm] de profundidad. Además posee dos ruedas y manijas para su fácil transporte. En la imagen 6 puede verse el diseño de la misma.

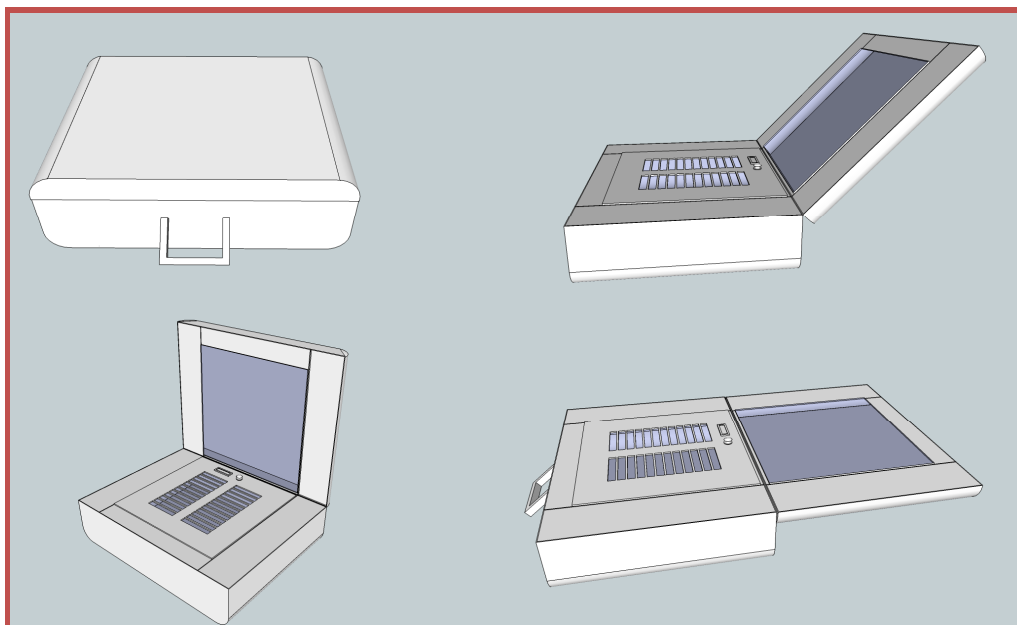


Imagen 6 – Carcasa

3.2 Investigación de sensores infrarrojos

El componente principal del sistema es el sensor infrarrojo IR, el cual es de la compañía MELEXIS, de la familia de los MLX90614, los cuales presentan el menor error en la medición de temperatura de toda la gama que propone la empresa, el estudio de este componente comenzó por su hoja de datos, la cual detalla las principales cualidades como ser, el protocolo de comunicación del transductor, sus tensiones de trabajo, consumo, rangos de temperaturas, margen de error, velocidad de lectura, tamaño, etc. El sensor que se logró conseguir en el mercado nacional fue el MLX90614AAA, con una tensión de trabajo de 5[V], protocolo de comunicación serie de tipo SMBus, un rango de temperatura de -40 [°C] hasta los 125 [°C], un error máximo de ± 0.5 [°C] y con la característica principal de una apertura de campo de visión (FOV, field of view) de 90°.

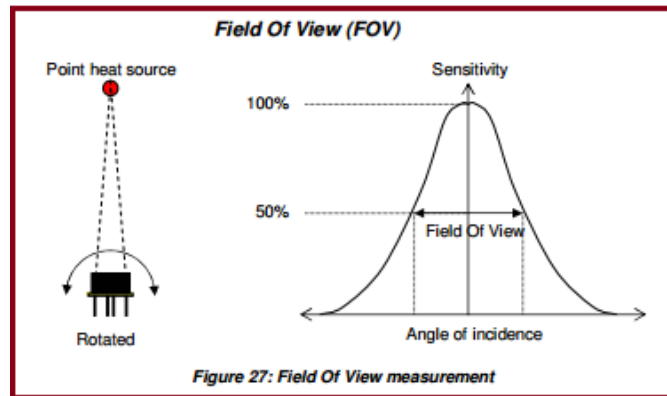


Imagen 7 - FOV sensor infrarrojo

El principal inconveniente con este sensor fue su amplia apertura de campo de visión, al tener 90° , el sensor deja de ser puntual y para una medida exacta en zonas de diferentes temperaturas, la distancia máxima propuesta para lograr percibir el cambio antes de que el sensor comience a promediar entre ambas, se encontró en el orden de los pocos milímetros, lo cual en primer lugar condice demasiado la toma de temperatura, ya que si el sensor no quedara totalmente en la cobertura de la temperatura que censa, éste comenzaría a promediar con temperaturas aledañas, fenómeno que no solo ocurriría en la zona plantar del pie, sino que se vería afectado con temperaturas de objetos externos, ya que el radio de medición a pocos centímetros del objeto estaría siendo de varias veces la distancia entre sensor-objeto. Anexo a esto la poca distancia acarrea consigo la posibilidad de problemas mecánicos, el carro con el sensor debería correr lo más cerca posible del pie, acotando el margen a posibles desplazamientos accidentales ya sea del paciente o del equipo, lo cual lograría en el peor de los casos el daño permanente del sensor.

Ampliados los conocimientos sobre la familia MLX90614 se encontró el diseño del MLX90614DCH cuyas prestaciones médicas lo hacen el indicado para el sistema, su tensión de trabajo es de 3[V], y por tratarse de un sensor de instrumentación médica está mejorado dentro del rango de los $22\text{ [}^\circ\text{C]}$ hasta los $40\text{ [}^\circ\text{C]}$ para adquirir temperaturas con un error máximo de $\pm 0.3\text{ [}^\circ\text{C]}$ y en el rango de los $36\text{ [}^\circ\text{C]}$ hasta los $38\text{ [}^\circ\text{C]}$ está compensado para obtener un error máximo de $0.2\text{ [}^\circ\text{C]}$.

El FOV del MLX90614DCH es de 12° mejorando de amplia forma los 90° del MLX90614AAA, lo cual hace posible a corta distancia una medición cuasi puntual de temperatura. Habiendo hecho los ensayos al nuevo sensor se obtuvo que a 1 [cm] del objeto, teniendo un margen seguro de errores, aún el radio de medición es cuasi puntual, aproximadamente de 2 [mm] . Contando con estos datos y luego de varios ensayos se arribó a la conclusión que un buen rango de medición se conseguiría a 1 [cm] de distancia del pie lo que permite un muestreo cada 5 milímetros de superficie, de esta forma se obtiene un margen seguro para distinguir con claridad el delta temperatura entre dos temperaturas diferentes cercanas una de otra, esto contribuyó a definir la distancia entre postas de la cinta encoder que rige el movimiento del carro que traslada el sensor.

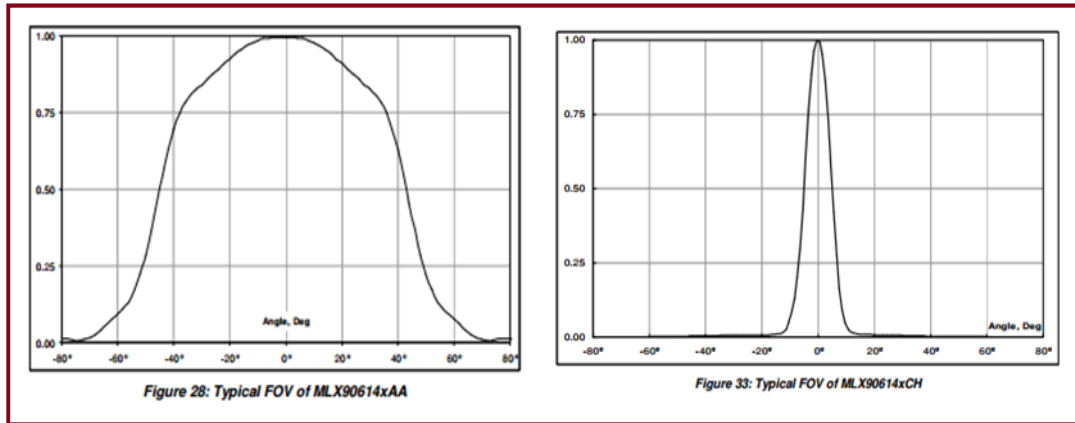


Imagen 8 - FOV MLX90614xAA vs. MLX90614xHC

Otra conclusión importante que arrojaron los ensayos es que el sensor debe encontrarse a la misma distancia del objeto en cada medida para asegurar el mismo radio de medición, razón por lo que se fijó la plataforma a una distancia de 1 [cm].

3.3 Desarrollo del hardware

Para el desarrollo del hardware se utilizó un microcontrolador PIC, encargado de nuclear la información de todos los periféricos y sensores, procesarla y tomar las decisiones para controlar el sistema. En la imagen 9 se puede observar el diagrama de bloques del sistema, en las secciones siguientes se explican los módulos correspondientes.

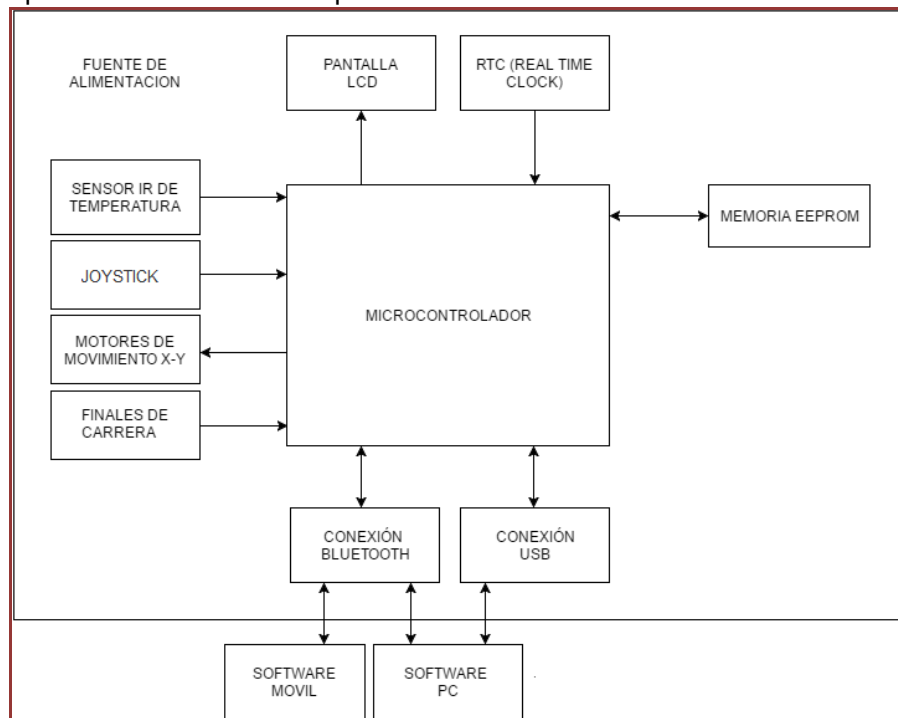


Imagen 9 - Diagrama de bloques

3.3.1 Modulo: Control de motores.

Los motores utilizados requieren de una tensión de 12[V], con un consumo nominal de 600[mA] y una corriente de pico de 1[A]. El control de dichos motores se logró mediante la implementación de un doble puente H integrado, el IC L298, al cual aplicando una señal de PWM se controla velocidad y sentido de giro. Soporta un máximo de 35[V] con una corriente de pico de hasta 3[A] y logra disipar 20[W] continuos, con una temperatura que no sobrepasa los 40[°C] , brindando un amplio margen de trabajo sobre los motores. En la imagen 10 se presenta un esquemático del circuito, los diodos cumple la función de “diodo de marcha libre”, los cuales brindan el camino a la corriente que se forma a causa de la fuerza contra electromotriz (FEM), que se genera cuando los motores siguen girando por la inercia adquirida, proporcionando un frenado más rápido conocido como frenado regenerativo, donde la energía, en este caso, la energía es disipada.

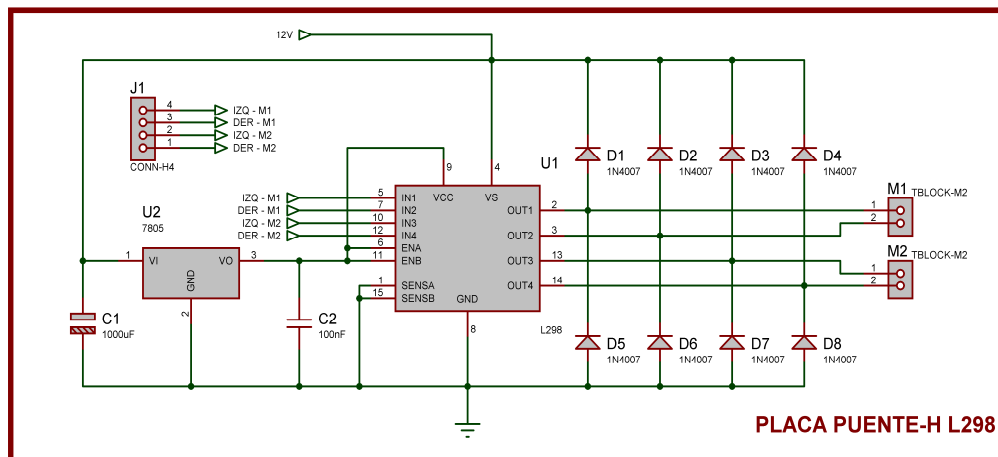


Imagen 10 - Circuito control de motores

3.3.2 Modulo: Finales de carrera

Para utilizar los cuatro finales de carrera que se necesitan en el sistema se diseñó un circuito de control con el integrando LM324, que cuenta con cuatro amplificadores operacionales, los cuales se configuraron en modo de comparador simple. Cuando el haz del opto-acoplador no está interrumpido, la salida del componente es de 0[V]. En el caso de la cinta encoder, al tratarse de un material transparente, a la salida se obtiene una tensión proporcional a la intensidad del haz que éste permita atravesar, el valor es ingresado al pin no inversor del comparador. En la compuerta inversora mediante un divisor resistivo se fija una tensión de umbral, siempre que la tensión en su pin no-inversor este por debajo de esta tensión la salida de la comparación entre ambas será de un cero lógico, es decir 0[V], cuando el haz del final de carrera es interrumpido la tensión se eleva superando a la de umbral, esto hace que la salida del operacional se ponga en alto, es decir, un 1 lógico (VCC). De este modo se obtiene una salida digital según se interrumpa o no el haz entre emisor y receptor del opto-acoplador acusando la presencia de un objeto o una posta en el caso de la cinta encoder. El circuito explicado se puede apreciar en la imagen 11.

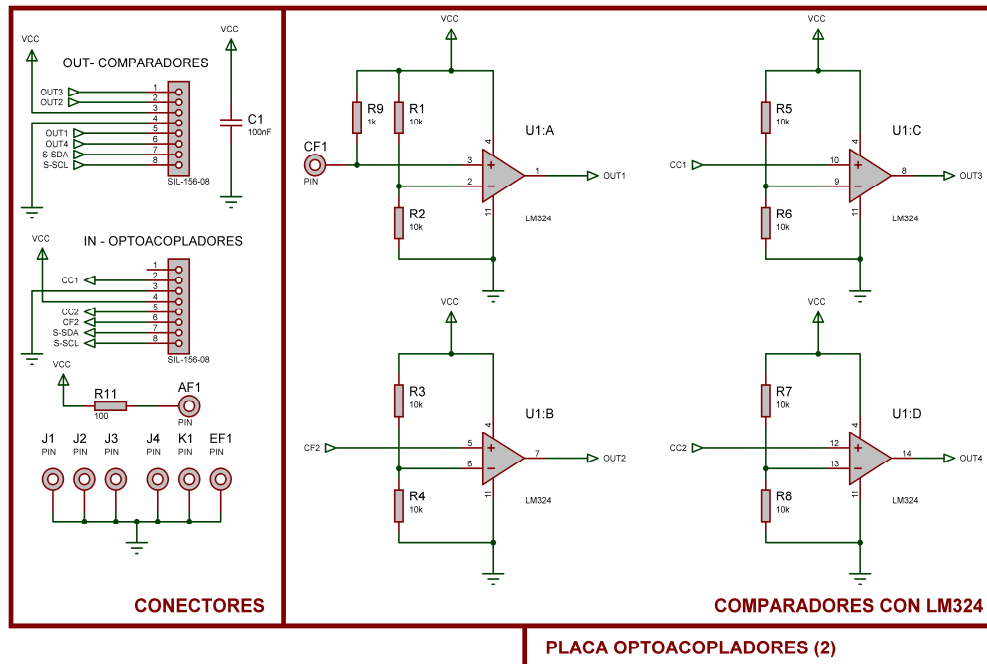


Imagen 11 - Circuito finales de carrera

3.3.3 Modulo: Joystick

El cursor cuenta con dos ejes, pudiéndose mover hacia los laterales en un eje y hacia arriba y abajo en el otro. Con este comando se puede desplazar dentro del menú del equipo aceptando y cancelando instrucciones con sus movimientos.

El joystick funciona desplazando dos resistencias variables según su movimiento, polarizando ambos potenciómetros en forma de divisor de tensión se obtiene a la salida un voltaje proporcional a la posición del joystick. Esta salida analógica se adaptó a digital por medio de comparadores, como en el uso de los opto-acopladores, el circuito es similar con simples diferencias, se utilizó también el antes mencionado LM324.

Los dos primeros comparadores transforman un voltaje por debajo del umbral de tensión en un 0 lógico y un valor por arriba en un 1 lógico, indicando que el potenciómetro del cursor se encuentra en la posición extrema del eje, por ejemplo, habrá un 1 lógico a la salida si el cursor está completo hacia la derecha o completo hacia abajo, mientras que los dos comparadores siguientes logran lo inverso, transforman un voltaje por debajo del umbral en un uno lógico y una tensión por arriba en un cero lógico, de esta forma la salida en alto de los comparadores será en contraparte con los anteriores, cuando el cursor este completo hacia la izquierda o por completo hacia arriba. El circuito propuesto se muestra en la imagen 12.

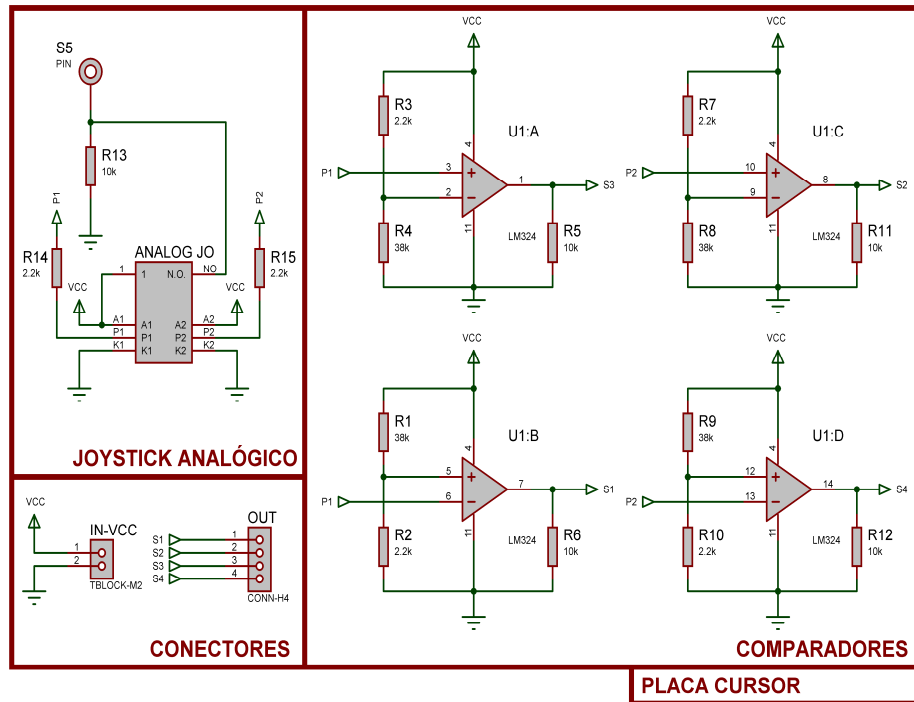


Imagen 12 - Circuito joystick

3.3.4 Modulo: Pantalla LCD.

La pantalla utilizada es una pantalla LCD de 2 líneas por 16 dígitos, cumple con la función necesaria de informar en qué lugar del menú se encuentra, y que proceso está realizando el equipo. Ésta junto con el cursor logra que el equipo sea totalmente independiente de periféricos anexos como pueden ser PC o dispositivos móviles.

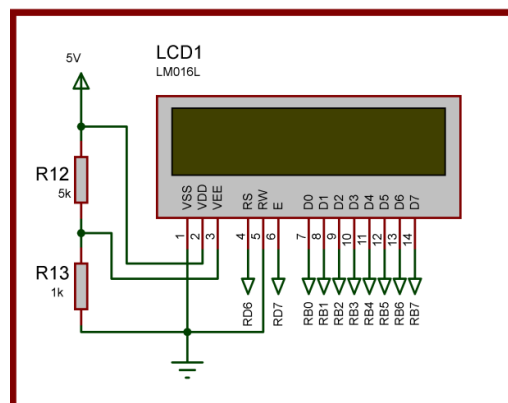


Imagen 13 - Circuito pantalla LCD

3.3.5 Modulo: Sensor infrarrojo

Debido a que el sensor trabaja a 3[V] se diseñó un circuito con la finalidad de reducir la tensión del sistema que es de 5[V], el error del sensor aumenta conforme aumenta su tensión de alimentación en una proporción de 0.6 [°C/V] con un máximo de 3,6[V] que es la tensión de ruptura del componente.

Para este cometido se utilizó un LDO, el CI NCP699SN30T1G, que es un regulador sumamente estable, con una tensión de entrada que va desde 2,1[V] a 6[V], y una salida regulada de 3[V] con una corriente máxima de 240[mA], brindando un amplio margen de trabajo. El circuito cuenta con capacitores de filtro para evitar cualquier ruido eléctrico y con las resistencias de PULL UP que son necesarias para el tipo de comunicación SMBus que es a drenador abierto. En la imagen 14 se muestra el circuito propuesto.

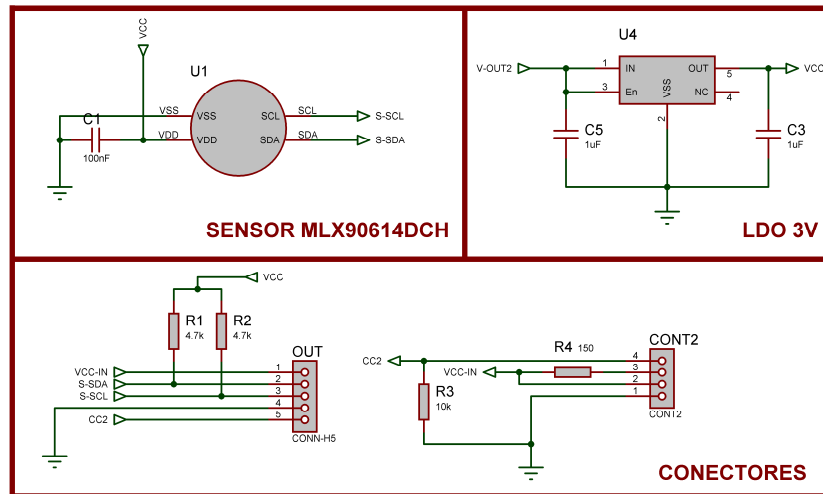


Imagen 14 - Circuito sensor infrarrojo

3.3.6 Modulo: Memoria EEPROM

EEPROM o E²PROM son las siglas de Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory (ROM programable y borrable eléctricamente). Es un tipo de memoria ROM que puede ser programada, borrada y reprogramada eléctricamente, en este caso es una memoria que cuenta con 512 [Kbits] (24LC512), es decir 64 [KBytes], separados en 500 [páginas] de 128 [Bytes] cada una. Su protocolo de comunicación es I²C, a una velocidad máxima de 400[MHz], un consumo de escritura de 5[mA] y una tensión de trabajo que va de 2,5[V] a 5,5[V].

Esta memoria cumple dos funciones importantes, brinda la capacidad de almacenamiento de 60.927 [Bytes] que pertenecen a los datos de las 28 mediciones que puede resguardar el equipo, y en los restantes 3.073 [Bytes] almacena datos propios del equipo, a los que tiene acceso el microcontrolador para realizar operaciones de los distintos procesos del sistema. En la imagen 15 puede verse el circuito propuesto para utilizar esta memoria.

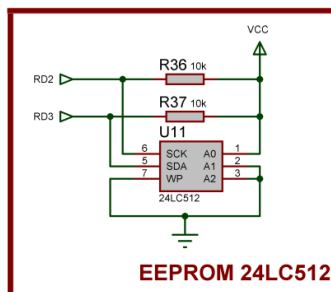


Imagen 15 - Circuito memoria EEPROM

3.3.7 Modulo: RTC

Un Reloj en tiempo real (en inglés, real-time clock, RTC) es un reloj de un ordenador, incluido en un circuito integrado, que mantiene la hora y fecha actual. Es muy preciso gracias a su cristal de 32.768 kHz y de bajo consumo, para el caso del circuito usado, el DS1307, el consumo con su batería de respaldo (CR2032) es solo de 500[nA], lo que extiende la vida útil de la pila hasta 10 años de uso continuo. Su comunicación con el microcontrolador es por protocolo I²C y los datos que provee son los siguientes: día/mes/año, hora: minuto: segundo, AM/PM y el día de la semana, con una cuenta en secuencia del 1 al 7. Este circuito provee la fecha y hora necesaria para que el sistema pueda llevar un control preciso de las mediciones. En la imagen 16 puede observarse el circuito diseñado para el uso del RTC.

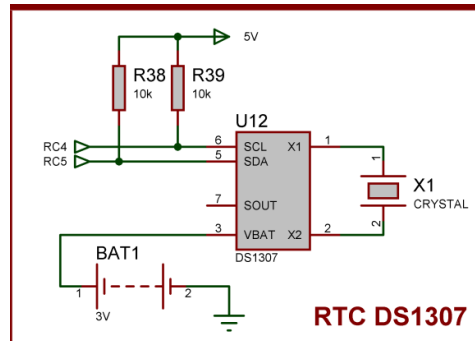


Imagen 16 - Circuito RTC

3.3.8 Modulo: Conectividad

3.3.8.1 Conectividad USB

Para esta comunicación se utilizó el módulo FT232RL, es un circuito integrado, segunda generación de su familia, con varias mejoras. Brinda la interfaz necesaria para la comunicación entre UART y USB. Trabaja con una tensión de 5[V] con un consumo mínimo y tiene compatibilidad con todos los sistemas operativos del mercado Windows, MAC, Linux y en todas sus versiones ofreciendo total versatilidad de conexión. En la imagen 17 se observa el circuito adaptado a este módulo.

3.3.8.2 Conectividad Bluetooth

Se utilizó el modulo Bluetooth HC-06 de Arduino, el cual establece un canal configurado para la comunicación serie base, que trata de un bit de inicio, 8 bits de datos terminados en un bit de parada, trabaja a una velocidad de 9600 [baud] y sin bit de paridad. Trabaja con una tensión de 5[V], consume un máximo de 40[mA] cuando se encuentra vinculando con un periférico y luego en comunicación normal su consumo cae a 8[mA]. Su alcance máximo es de 10[m] y es compatible con Bluetooth 2.0 y 3.0. En la imagen 17 se observa el circuito adaptado a este módulo.

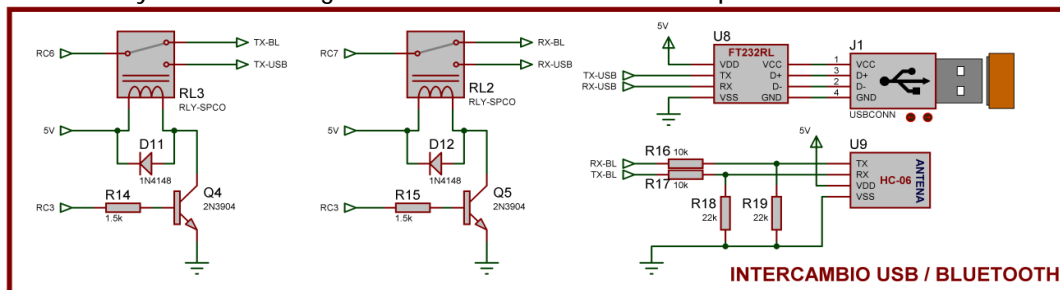


Imagen 17 - Circuito conectividad USB-Bluetooth

3.3.9 Módulo: Microcontrolador

Para comandar el sistema se utilizó el microcontrolador PIC16F1939. Es de la gama mejorada de la familia 16f de Microchip, cuyas virtudes más útiles para el sistema son: 40 pines, 36 entradas/salidas, 16[KB] de memoria flash, 1[KB] de memoria RAM, 256 [Bytes] de memoria EEPROM, 5 PWM independientes, 5 timers, comunicación EUSART, I²C, capacidad de trabajar hasta 32[MHz], entre otras. El circuito armado para este componente se puede observar en la imagen 18.

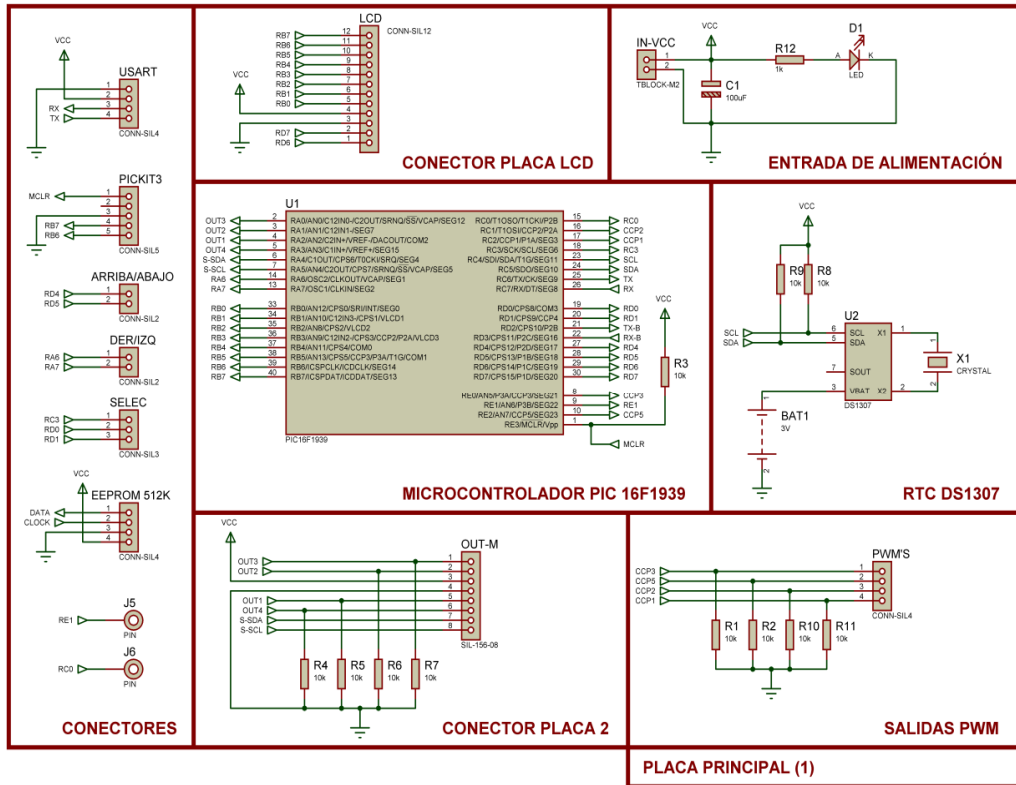


Imagen 18 - Circuito microcontrolador

3.3.10 Modulo: Fuentes de alimentación

3.3.10.1 Fuente 12 [v]

Una parte muy importante del sistema es la fuente de energía, la cual se divide en bloques por valores de tensión y de potencia. Se comienza con una fuente que entrega 18[V] por 3[A] de potencia total, esta tensión es reducida a 12[V] mediante un regulador LM7812, el cual regula tensión pero solo entrega un máximo de 100 [mA] al circuito, la mayor cantidad de corriente es drenada a través del transistor de potencia TIP2955 que trabaja de apoyo a la polarización.

La lógica del diseño es la siguiente: cuando se cierra el circuito la corriente pasa a través de la resistencia de 10[Ω] en su camino hacia el LM7812, esto genera una caída de tensión proporcional a la cantidad de corriente que circula, por ley de Ohm, cuando la tensión en la resistencia es superior a los 0,7[V] la base del transistor queda polarizada y la corriente que circule luego de esta polarización será drenada a través del transistor de potencia. Éste en paralelo a su colector ve la salida de 12[V] del regulador, por lo que la tensión no varía, de esta forma se logra obtener 12[V] con una corriente muy superior a la de ruptura del LM7812. Ambos componentes activos están montados sobre disipadores de calor, principalmente el transistor TIP2955 quien

está encargado de disipar la mayor cantidad de potencia. Este circuito es el encargado de alimentar los motores de continua, en la imagen 19 se puede observar el diseño:

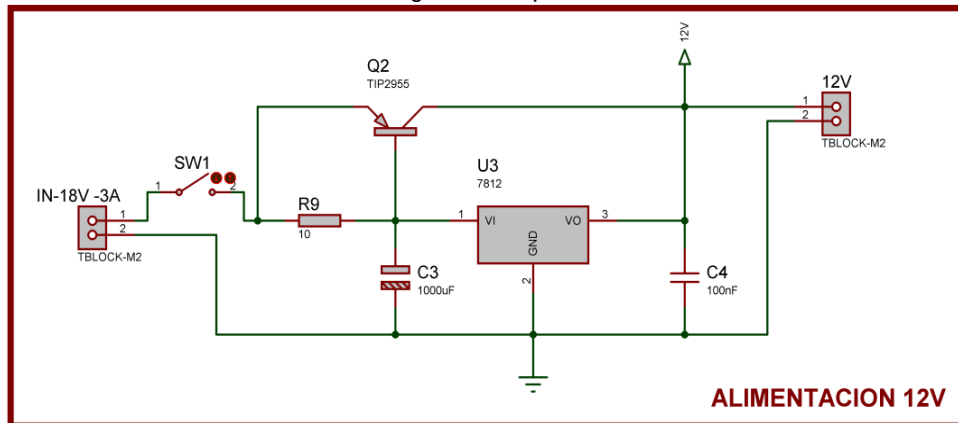


Imagen 19 - Circuito fuente 12 [v]

3.3.10.2 Fuente 5 [v]

Para alimentar el resto del sistema se debe aplicar una reducción a 5[V], la cual se dividió en dos etapas, una encargada de alimentar el microcontrolador y sus periféricos como ser el mando de cursor, la pantalla LCD y los periféricos de comunicación. El consumo de esta etapa en general es el más bajo y es el mismo al equipo en espera (Stand by). Una segunda etapa, la de potencia, encargada de suministrar corriente al sistema móvil, como ser opto acopladores, finales de carrera y sensor de temperatura. Consume un gran porcentaje de la energía total, por lo que entra en funcionamiento solo al momento de la medición y calibrado del equipo, luego es desconectado del circuito por medio de un relé. De esta manera se logra administrar la energía de forma necesaria.

El primer módulo de 5[V] está formado por un LM7805 y sus capacitores de filtro para evitar el ripple y mantener la tensión en caso de ruido eléctrico, su consumo máximo es de 450[mA] por lo que se trabaja por debajo de su corriente de ruptura la cual es de 1[A]. Este módulo está siempre conectado una vez que el equipo es encendido.

El segundo módulo de 5[V] es el módulo de potencia, encargado de alimentar los sensores que intervienen en el proceso de medición. Al igual que el circuito que reduce de 18[V] a 12[V], el circuito consta de un regulador apoyado por un transistor NPN de potencia, se drena corriente a través de un TIP2955 que se encuentra en paralelo a la salida de un LM7805, esta salida antes de ser inyectada al circuito pasa por una protección por sobre tensión formada por un fusible, un diodo zener y un tiristor TIC106. El funcionamiento de la protección es la siguiente: se aplica tensión al circuito, la cual pasa en paralelo al diodo Zener de 5.1[V], el cual se encuentra polarizado en inversa, mientras la tensión sea menor a la de umbral del zener el tiristor permanece abierto, y la corriente se inyecta al circuito. Cuando un sobre pico de tensión ingresa, el zener se polariza, circulando corriente a través de él, alimentando la compuerta del tiristor, el cual se dispara y queda en estado de conducción hasta que se interrumpa la corriente entre ánodo y cátodo, lo cual ocurre cuando el fusible de 1,5[A] se funde, impidiendo el paso de corriente al circuito. En la imagen 20 puede observarse los módulos de 5[v].

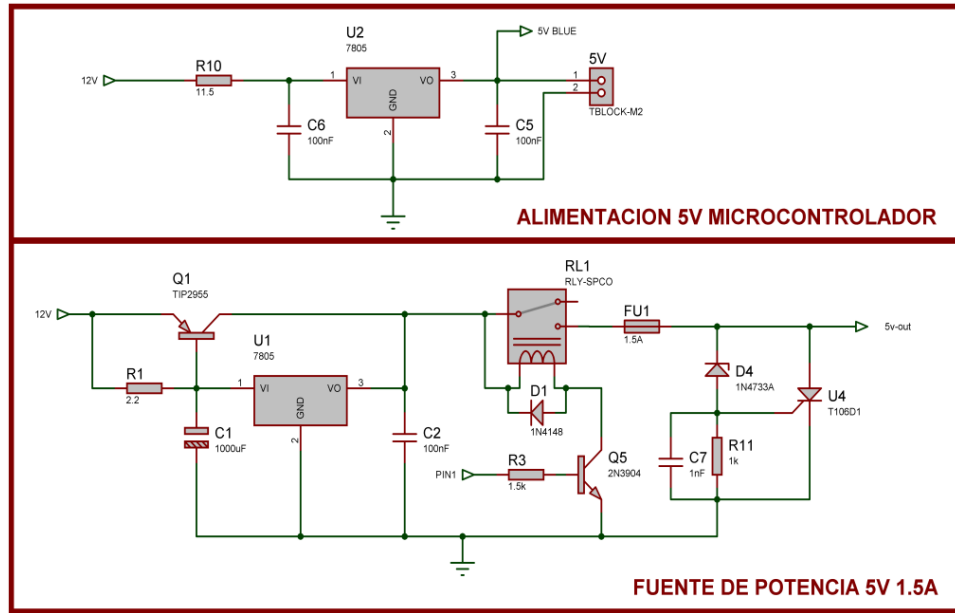


Imagen 20 - Circuitos fuentes 5 [v]

3.3.11 Diseño final

En la imagen 21 se puede observar el circuito final con todos los módulos correspondientes.

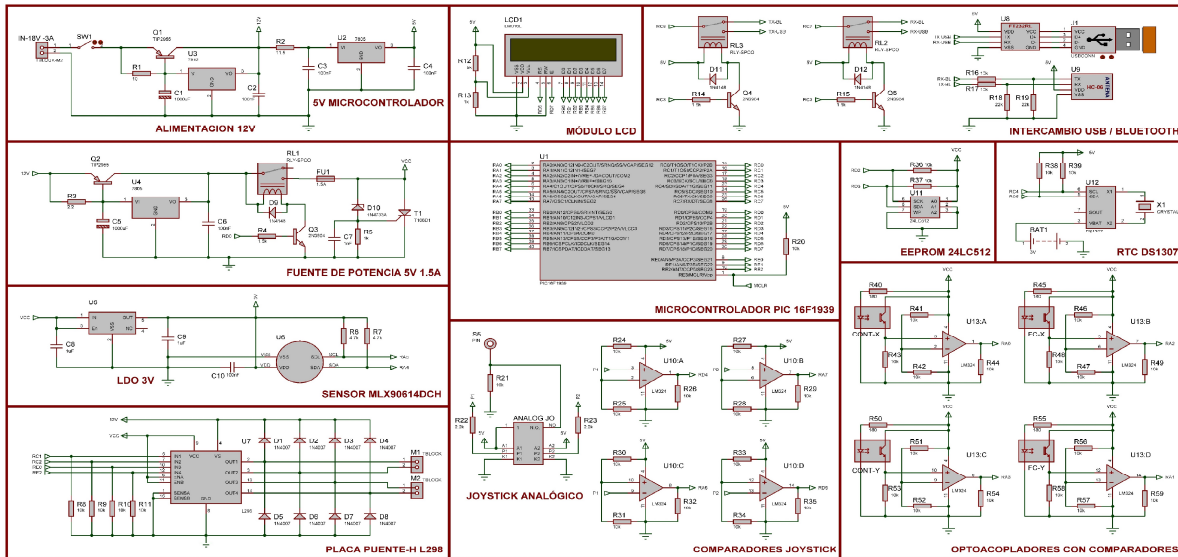


Imagen 21 - Diseño final

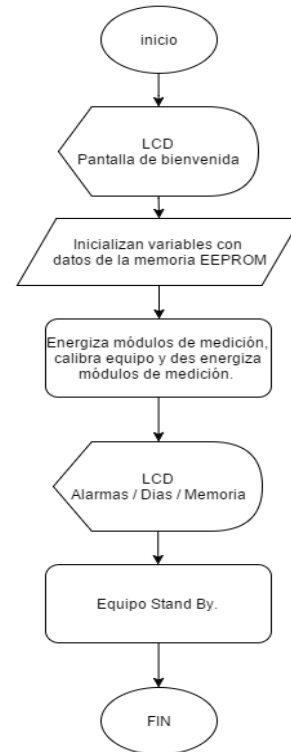
3.4 Desarrollo del firmware

Los procesos que se llevan a cabo en el microcontrolador se pueden dividir por etapas para un mejor entendimiento de su funcionamiento.

➤ Etapa 1: Encendido del equipo.

El equipo se energiza a través de su encendido principal, el microcontrolador comienza su proceso cargando las variables con los datos almacenados en su memoria EEPROM, los que luego serán presentados en forma de resumen en la pantalla inicial del menú.

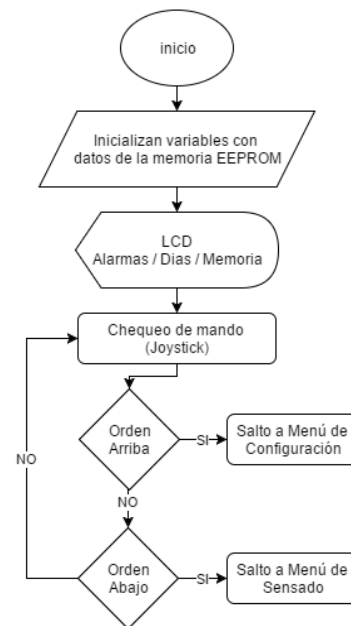
Previo a la pantalla principal por medio de un relé el PIC energiza los finales de carrera necesarios para la calibración y procede a realizar la misma, la cual consiste en situar el carro en el punto 0,0 del plano, para esto los motores harán desplazar el carro hasta que los finales de carrera indiquen que se encuentra en dicha posición. Luego de esto se desconecta la fuente de potencia y el equipo queda en espera de orden en su menú principal.



➤ Etapa 2: Menú Principal y desplazamiento de cursores.

En la LCD se puede apreciar como pantalla principal un resumen del estado del equipo y de las anteriores mediciones de la siguiente manera; si se produjo alguna alarma de diferencia de temperatura en las mediciones anteriores, segundo, la cantidad de días de la última sincronización con la PC, esto es importante para el usuario ya que el software de escritorio brinda la posibilidad de observar con mayor poder de proceso los datos obtenidos, y en último cuantas mediciones puede realizar el usuario antes de que la memoria del equipo se llene, una vez completa se comenzaran a sobrescribir los datos.

Todos los procesos una vez terminados llegan a este sitio del algoritmo, por ser el menú principal, aquí es en donde las variables almacenadas como nuevos datos en la EEPROM actualizan los datos en pantalla y brindan un inicio para todos los procesos en adelante. Los menús son secuenciales, el mando del cursor es chequeado constantemente de manera de permitir el desplazamiento hacia el menú siguiente o el posterior a este según se accione el mando hacia arriba o abajo, apareciendo en pantalla en la línea superior el nombre del menú en el que se encuentra y en la línea de abajo las opciones para el cursor a la derecha o izquierda según el menú



en el que se encuentre, de esta manera se puede brindar la información necesaria al usuario para que pueda recorrer los menús y siempre este en conocimiento de que puede realizarse con cada movimiento del mando.

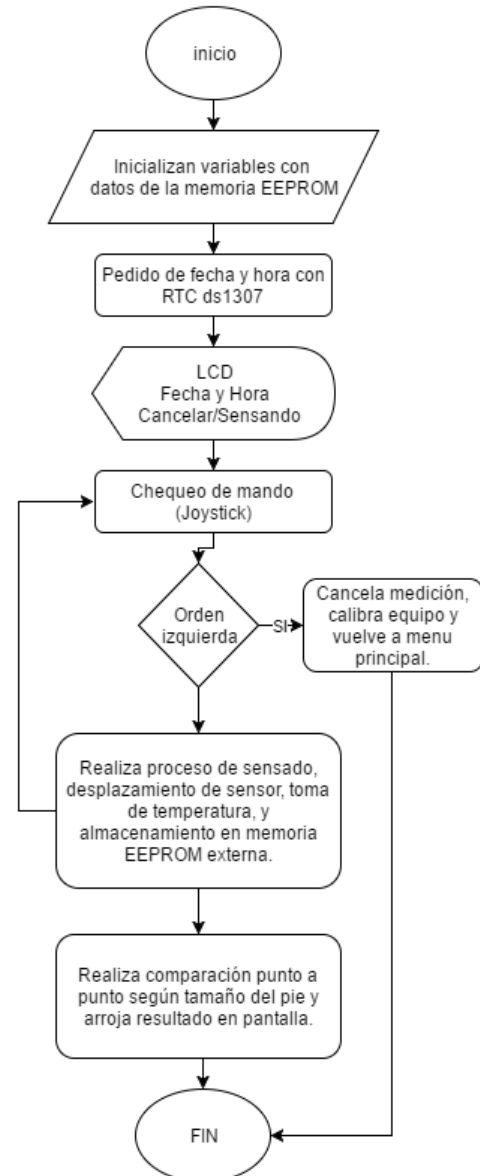
➤ Etapa 3: Proceso de medición

El microcontrolador comienza por actualizar las variables de la memoria RAM con datos almacenados en su memoria EEPROM, datos claves como ser el tamaño del pie y datos almacenados en la memoria EEPROM externa, como ser la tabla que se creó luego de muchos ensayos para cada medida de pie. El proceso continua comunicándose con el reloj de tiempo real, RTC ds1307, la misma se realiza por I²C y toma datos tales como ser Hora, Minutos, y fecha completa con el formato HH:MM, dd/mm/YYYY, este dispositivo cuenta con una batería externa con la que se energiza una vez apagado el equipo. Los datos de fecha y hora son introducidos por el usuario al momento de la configuración inicial y luego almacenados en la RTC quien se encarga de llevar el conteo a partir de la sincronización.

Se puede obtener fecha y hora de los dispositivos móviles o PC sincronizándose con estos, así como también pueden introducirse al sistema por medio del cursor y la pantalla LCD en el menú de configuración, de forma totalmente independiente. Esta información obtenida del RTC es almacenada al principio de cada toma en la memoria EEPROM externa previo a los datos propios de temperaturas y alarmas.

La memoria EEPROM externa tiene capacidad para almacenar 28 mediciones, cada una introduce 2176 Bytes a la memoria, en donde se ingresan primero número de medición, luego hora y fecha y por último el valor de temperatura que arroja cada punto. Esta memoria se encuentra seccionada en dos partes, la primera y de mayor tamaño cuenta con la capacidad de resguardar las 28 mediciones, y en la parte restante se guardan las tablas que rigen los talles de calzado, sin estas tablas sería imposible para el equipo lograr una comparación adecuada entre plantas de ambos pies.

Continuando con el proceso, ya guardados los datos de número de medición, fecha y hora, el microcontrolador por medio de sus salidas de PWM acciona el motor del eje Y, desplazando el eje X transversal hacia el final del equipo, lugar en donde estaría posicionado el talón del pie, mientras que se acciona el motor las marcas en la cinta encoder son censadas dando acuse del lugar exacto por donde se encuentra el desplazamiento. Luego de contar 23 posiciones se frena el motor del eje Y y se acciona el motor del eje X, el cual desplaza el carro que tiene en su parte superior la placa con el sensor de temperatura, cuando se encuentra con la primer marca el motor es detenido por el microcontrolador y se acciona un timer que hace reposar el sensor frente a su objetivo a medir por 100[ms], tiempo que es necesario para que el sensor tome una adecuada



muestra de temperatura, la comunicación entre el PIC y el sensor es SMBus, y en respuesta al pedido del PIC el sensor devuelve 3 palabras de 8[bits], la primera es la parte alta de la temperatura, la segunda es la parte baja y el tercer dato es el CRC, esto es almacenado en la memoria EEPROM de forma secuencial a medida que llegan al microcontrolador, quien logra el nexo entre ambos, luego de aumentar los contadores necesarios para registrar el proceso de muestreo se inicia nuevamente el movimiento del motor del eje X, hasta alcanzar la próxima posición en donde el proceso anterior es repetido, 22 puntos después, al final del recorrido, con el motor X apagado se acciona el motor del eje Y, para desplazar todo el sistema de eje transversal una posición en sentido del punto cero del plano, con la nueva posición del eje el carro se desplaza en sentido contrario realizando el proceso de muestreo en cada punto de regreso a su inicio.

Luego de 23 posiciones del eje Y y de las últimas 46 paradas, cuando el último punto es sensado, el sistema se calibra a cero desplazando el carro a su punto inicial y da comienzo al proceso de análisis de la muestra, el cual consiste en recorrer la muestra almacenada en la memoria EEPROM por cada línea recorrida en dirección del eje X. Se combinan parte alta y parte baja de cada temperatura por medio de la fórmula: $T = ((256 * \text{DataAlto}) + \text{DataBajo}) * 0.02 - 273.15$, y se comparan uno a uno los puntos desde afuera hacia el centro de la muestra, por ejemplo el punto 23 se compara con el punto 1, el 22 con el 2, y así de forma sucesiva. En cada comparación que arroje un valor mayor a los $2,2[^\circ\text{C}]$ se analiza si ocurrió dentro del área del pie o fuera, para esto se utilizan las tablas de márgenes por talla, las cuales cuentan con los valores límites del ancho del pie por cada fila, en otras palabras, las tablas indican el inicio y el fin del ancho del pie en cada fila del eje X. Cada valor mayor a $2,2[^\circ\text{C}]$ que ocurra dentro de los límites del pie son interpretadas como una anomalía, por lo que se cuentan y se muestra en pantalla al final del proceso advirtiendo al usuario que las muestras arrojan alarma. Del mismo modo si ninguna comparación sucede en el área de importancia el equipo informará en su pantalla y periféricos que no se registraron anomalías.

En todo momento el proceso puede ser interrumpido por el usuario accionando el mando hacia la izquierda, esto produce en principio el frenado de los motores, en la pantalla o periféricos se dará alerta de que la medición fue cancelada, luego se finalizan todas las comunicaciones que intervienen en la toma, se inicializan los punteros que hayan sido movidos, se calibra el equipo a cero, se desenergizan los módulos que sean innecesarios y por último se vuelve al menú inicial.

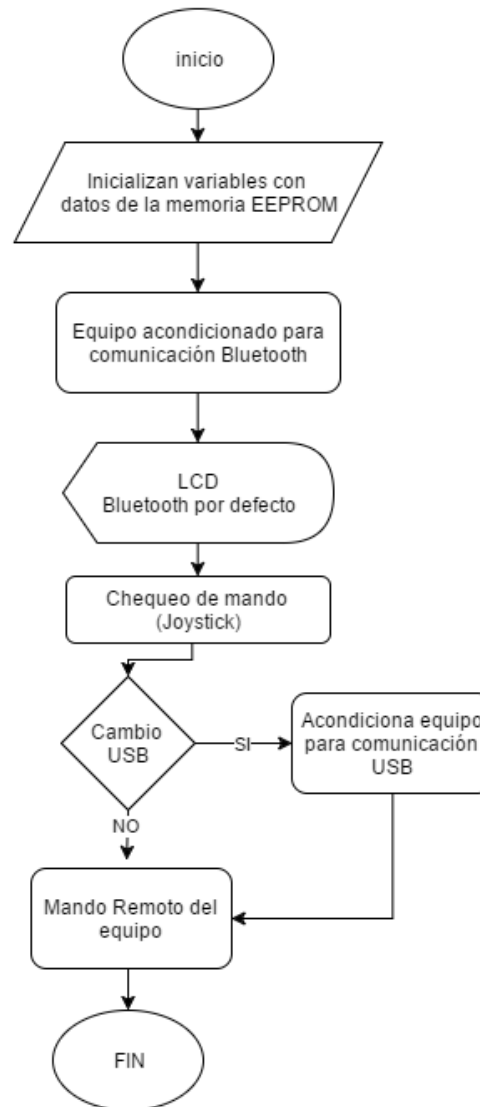
➤ Etapa 4: Comunicación con periféricos.

El equipo puede conectarse tanto con los dispositivos móviles como ser, celulares, tablets, etc. como con una computadora es escritorio o notebook, a través de una comunicación Bluetooth o USB.

El sistema inicia seteado para trabajar con comunicación Bluetooth por defecto, para esto, se utiliza un circuito que sea capaz de vincular y establecer la comunicación por este medio, es el Bluetooth HC-06 de Arduino, el cual establece un canal configurado para la comunicación serie base, que trata de un bit de inicio, 8 bits de datos terminados en un bit de parada, trabaja a una velocidad de 9600 [baud] y sin bit de paridad. El microcontrolador utiliza su módulo serie, USART, y por trabajar en forma de interrupciones puede recibir órdenes externas en cualquier momento del proceso, con excepción de momentos cruciales en donde no puede ser interrumpido, como ser entre la comunicación con el sensor, para evitar que se generen posibles errores.

El microcontrolador setea su configuración en Bluetooth inicializando variables necesarias para el proceso de traspaso de información por este medio, estas variables permiten definir acciones que puede o no realizar el microcontrolador con el periférico vinculado, y el tipo de acciones que realizará para cada orden del dispositivo. Así mismo al estar seteado para Bluetooth, el PIC conecta mediante relés las vías de comunicación entre ellos, los pines TX y RX, necesarios para el traspaso de información entre el HC – 06 y el módulo USART.

De igual forma setear el sistema para trabajar en USB indica al PIC que debe cargar la información necesaria para este modo de operación, así como también realiza el cambio de los relés que ahora unen los pines de TX y RX con el módulo necesario para comunicación USB. Para el apareamiento entre el equipo y el periférico de mando se estableció un protocolo, el cual regula el intercambio de palabras de configuración que indican al sistema de qué tipo de periférico se trata.

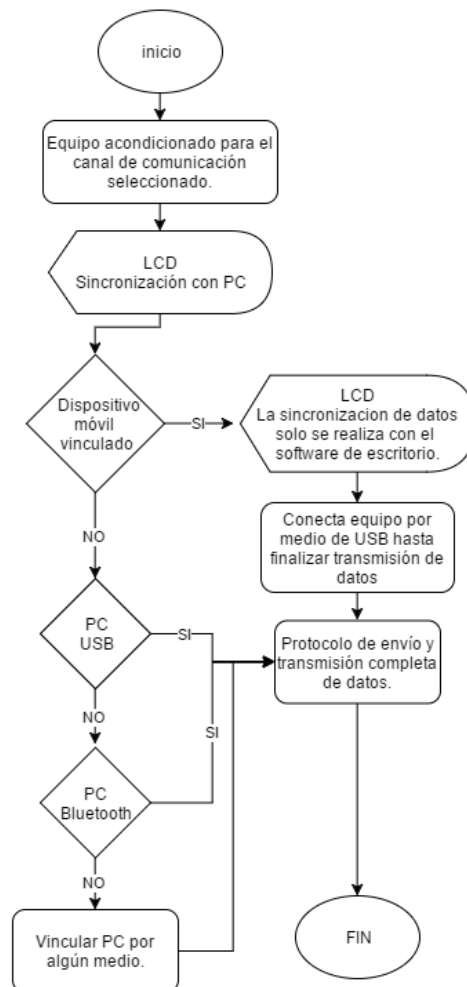


➤ Etapa 5: Sincronización software de escritorio.

La sincronización con la PC es el punto más importante que tiene la comunicación y el software de escritorio, y su lógica de transmisión de datos se puede describir de la siguiente manera:

Si el equipo se encuentra vinculado con un dispositivo móvil este se encuentra seteado en Bluetooth y para dar inicio a la sincronización con la PC se configurará para la utilización del puerto USB, ya que el módulo Bluetooth se encuentra emparejado con el dispositivo móvil y la PC solo tiene en este caso la opción de conectarse con el equipo por medio de USB. Se accionan los relés que vinculan el módulo USB con el equipo y el software comienza el protocolo con una palabra de iniciación, el sistema continúa respondiendo ok, seguido de informar cuantas mediciones se van a descargar, así el software de escritorio se puede preparar para la magnitud del traspaso. Seguido de esto se comienza con la descarga, 2176 datos son transmitidos por cada muestra. Una vez que la última medición fue transmitida automáticamente el equipo resetea sus datos de punteros y luego setea su funcionamiento en conexión Bluetooth y devuelve el mando al dispositivo móvil con el que se encuentra vinculado.

De no haber un dispositivo móvil vinculado se puede optar por vincular la PC por medio de USB o Bluetooth según prefiera el usuario. Una vez hecha la vinculación, el equipo puede ser accionado de forma remota a través del software de PC, y los datos de Sincronización con el equipo son transmitidos siguiendo el mismo protocolo que se estableció para el caso.



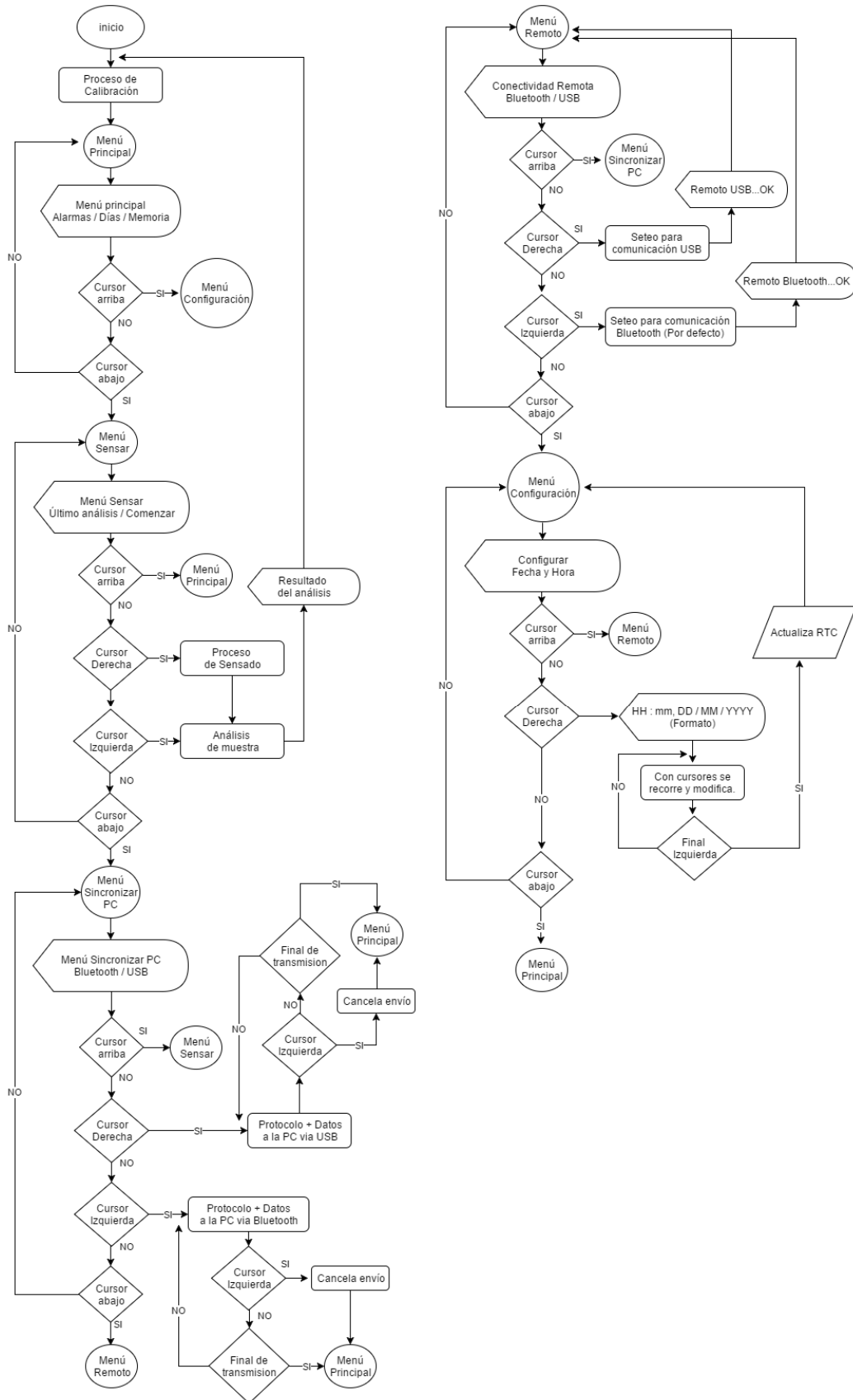


Imagen 22 - Diagrama de flujo del firmware

3.5 Desarrollo del software de escritorio

Para un análisis más profundo de la situación de los pies del usuario se desarrolló un software de escritorio para Windows 7, 8, o 10. El mismo se programó sobre la plataforma Qt Creator en su versión 5.4.1. En la imagen 23 puede observarse el diagrama de flujo y en la imagen 24 la pantalla principal del software, a continuación se explicara cada una de las partes que lo componen.

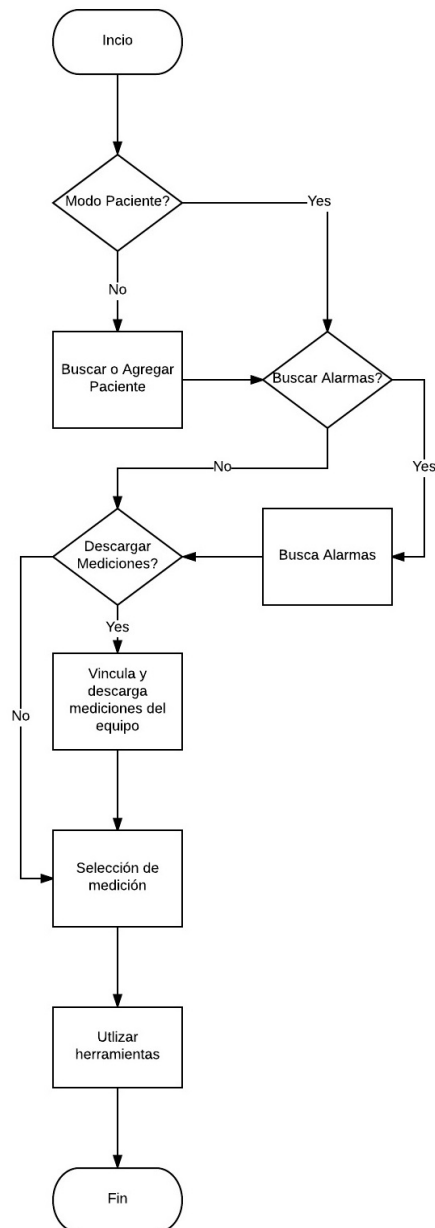


Imagen 23 - Diagrama de flujo del software de escritorio

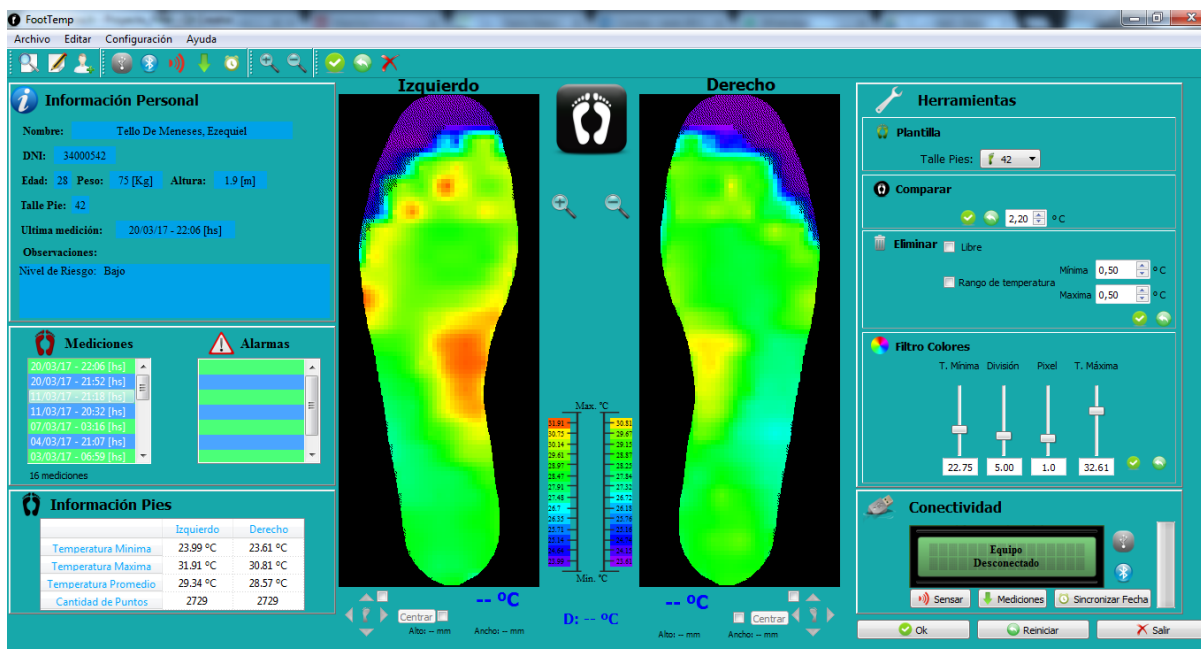


Imagen 24 - Software de escritorio

3.5.1 Información personal

El software permite dos modos de trabajo “Modo Paciente” o “Modo Profesional Médico”, de aquí en adelante se explicara solo el “Modo Profesional Médico”, debido a que ambos modos son similares con la diferencia que el profesional de la salud tiene acceso a una base de datos de sus pacientes.

En el panel “Información Personal” puede observarse los datos básicos del usuario o paciente, con su correspondiente talle de calzado y fecha de la última medición. Para agregar o modificar esta información, debe accederse desde la barra de herramientas a las opciones “Buscar, Nuevo o Editar” (ver imagen 59). Para lograr este cometido se utilizó la librería “QtSql” que permite trabajar sobre el sistema de gestión de datos SQLite.

Se genera una tabla que contiene la información de los distintos pacientes, con los datos que se muestran en la imagen 25.

Para la búsqueda de datos se utiliza el DNI, ya que siempre será distinto en cada persona.

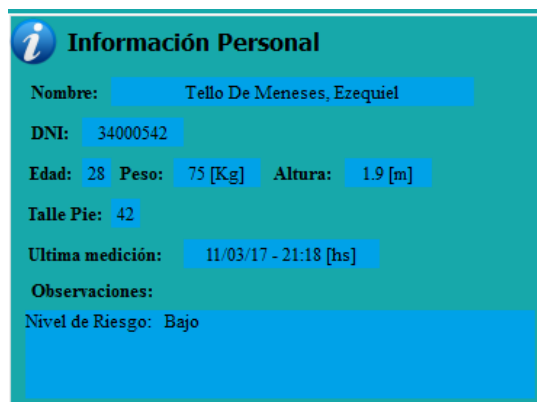


Imagen 25 - Información Personal

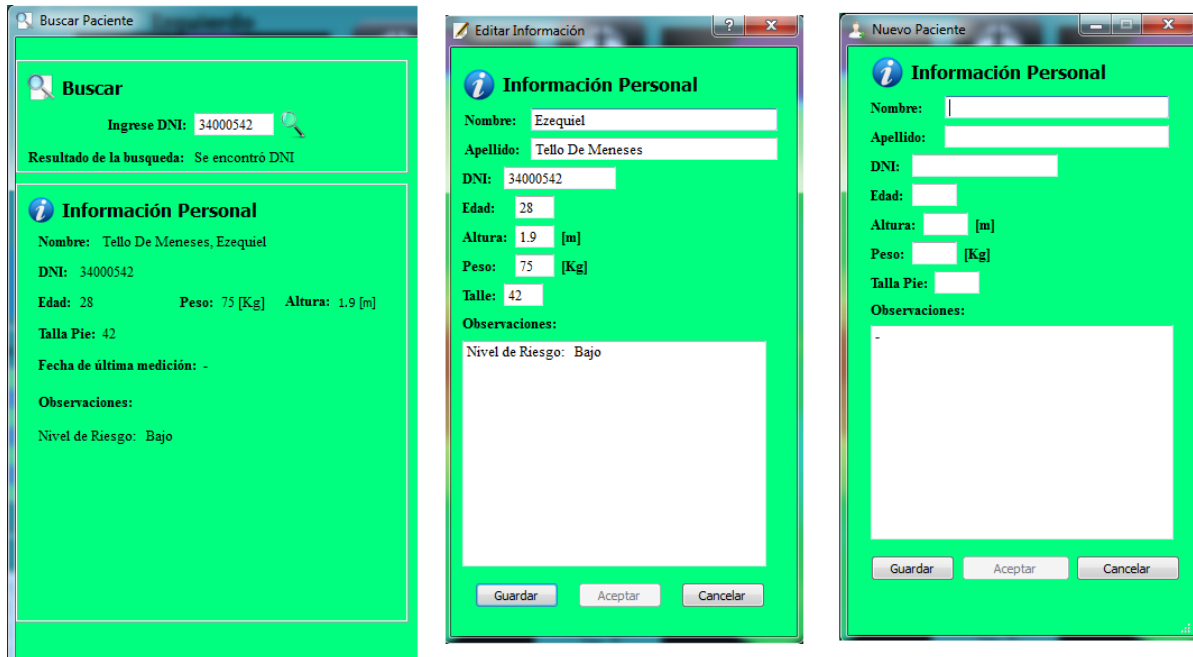


Imagen 26 - Buscar - Nuevo – Editar

3.5.2 Mediciones y alarmas

Una vez elegido el paciente a través de su DNI, el sistema busca en la misma base de datos las mediciones correspondientes a ese usuario, las carga en el “QListView” de mediciones con su fecha y hora correspondiente. Luego automáticamente, si se desea, busca posibles alarmas comparando la temperatura de los pies, tal cual indican los estudios médicos explicado en las primeras secciones. En caso de que en una o varias mediciones se detecten anomalías, se cargan en el “QListView” de alarmas.

Es importante mencionar que las mediciones con alarmas que se encuentran, están relacionadas directamente con las que el equipo encuentra automáticamente. Por lo tanto deben ser seleccionadas y estudiadas más en profundidad a través de este software.

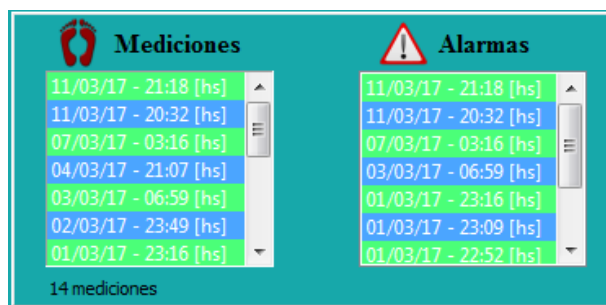


Imagen 27 - Mediciones y alarmas

3.5.3 Imagen Principal

Esta es la parte más importante del software ya que es donde se puede observar visualmente la planta de los pies que se están estudiando, ver imagen 28.

El equipo mide 1058 puntos en su totalidad, el software recibe esos datos y luego utilizando el método de interpolación IDW (se explica en la sección 3.5.3.1), se obtienen 20.424 puntos, que forman la imagen, despreciando la rejilla de la plataforma. Con esta interpolación se aproximan los valores de temperatura que el sensor no mide.

Para representar la imagen se utilizó “QTableWidgetItem”, “QStandardItemModel”, “QTableView”, entre otras propiedades de Qt Creator. En las tablas se cargan los valores de temperatura correspondiente en cada posición y luego se le aplica “setBackground” para colorear la temperatura según su valor. Comenzado desde el violeta para la mínima temperatura y terminando en rojo para la máxima

En la parte inferior de la imagen 28 puede observarse las temperaturas comparadas y su posición. Y además se muestra el lugar donde se presionó. En este caso tenemos temperatura del pie izquierdo 31,74 [°C] y del pie derecho 30,77 [°C], la diferencia da como resultado $D=0,97$ [°C], en color verde, indicando que la comparación es menor a 2,2 [°C], si fuese mayor se observaría de color rojo, informando de la anomalía. Véase la sección 3.5.5.1 donde se encuentra un ejemplo de diferencia mayores a 2,2 [°C].

La comparación se realiza en forma horizontal punto a punto, por lo tanto es importante que los pies se encuentren centrados, para así arrojar un resultado óptimo. Si bien la recomendación es colocar los pies como se indica en la sección 5.1, si el usuario no sigue esas instrucciones, el software posee herramientas para corregir la posición. En la parte inferior, seleccionando los “Checkbox” se habilitan las opciones para desplazar para la izquierda, derecha, arriba, abajo o centrar cada pie individualmente. Luego de realizar este paso, se prosigue a comparar. Además se ofrece una herramienta de Zoom+ y Zoom- para acercarse o alejarse en la zona que se desee.



Imagen 28 - Imagen principal

3.5.3.1 Interpolación IDW

El modelo de interpolación **IDW** (ponderada por el inverso de la distancia) estima los valores de una propiedad, que se asume depende de su localización, con base en la asignación de pesos a los datos del entorno en función inversa a la distancia que los separa del punto en cuestión. De esta forma se acepta que los puntos más próximos al centroide “T” intervienen de manera más relevante en la construcción del valor definitivo de la propiedad para ese punto. Por otra parte, si las distancias están a su vez afectadas por un exponente de ponderación, cuanto mayor es éste más contribuyen los puntos próximos.

La interpolación ponderada con base al inverso de la distancia se basa en esta ecuación:

$$T_j = \frac{\sum \frac{T_i}{d_{ij}^\beta}}{\sum \frac{1}{d_{ij}^\beta}}$$

Donde T_j es la temperatura buscada, T_i es una temperatura del entorno, β es el exponente de ponderación (generalmente $\beta = 2$) y d_{ij} es la distancia entre los puntos.

3.5.4 Información pies

En este panel, se puede observar a través de un “QTableView” las temperatura máxima, mínima y promedio de cada pie. La cantidad de puntos para establecer esta información, dependerá del talle seleccionado o si se utilizó las opciones de herramientas.



	Izquierdo	Derecho
Temperatura Minima	24.91 °C	24.4 °C
Temperatura Maxima	31.91 °C	30.81 °C
Temperatura Promedio	29.38 °C	28.62 °C
Cantidad de Puntos	2665	2665

Imagen 29 - Información Pies

3.5.5 Herramientas

La sección herramientas cuenta con varias opciones que se detallan a continuación:

- *Plantilla*: a través del "QComboBox" se puede seleccionar el número de talle del paciente, automáticamente se coloca la máscara en la imagen principal que simula ser una plantilla del tamaño del calzado seleccionado. Además se configura el sistema para que compare las temperaturas de acuerdo al pie del usuario y no considere medidas fuera del mismo.
- *Comparar*: Desde el "QDoubleSpinBox" se selecciona la temperatura que se quiere comparar, por defecto 2,2 [°C]. Dando clic en la opción "Comparar", el sistema muestra en la imagen principal las zonas donde la diferencia de temperatura es mayor a la seleccionada, ver imagen 31, en la sección 3.5.5.1
- *Eliminar*: Aquí se presentan dos opciones:
 - *Libre*: Seleccionando esta opción y luego haciendo clic en cualquier lugar de la imagen principal, se eliminara el pixel y luego no será tenido en cuenta para la comparación.
 - *Rango de temperatura*: en esta opción se debe primeramente definir el máximo y el mínimo en los "QDoubleSpinBox". Luego haciendo clic en la imagen principal se eliminaran las temperaturas mayor y menor según lo establecido.
- *Filtro Colores*: desde los "VerticalSlider" pueden modificarse los colores de la imagen principal. Esto permite ver con más claridad las zonas que no pertenecen al pie o resaltar los lugares con mayor o menor temperatura.

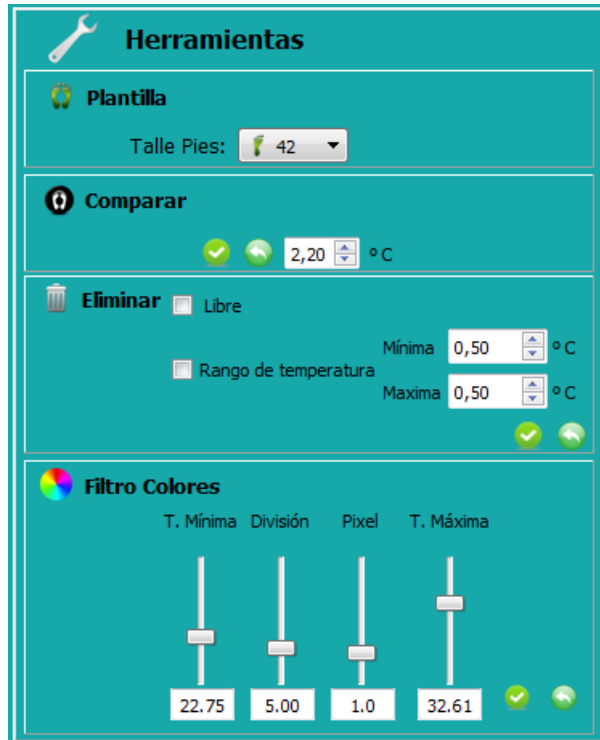


Imagen 30 - Herramientas

3.5.5.1 Comparación

Cuando se requiere realizar un comparación, en la Imagen Principal puede observarse los puntos que presentan una diferencia mayor a 2,2 [°C], tal como puede verse en la imagen 31. Las zonas críticas son representadas en color rojo y blanco.



Imagen 31 - Comparación

3.5.6 Conectividad

En este panel se logra la comunicación con el equipo, la cual puede ser mediante conexión USB, a través del adaptador Serie-USB FT232 o conectividad Bluetooth a través del adaptador HC-06. En este último caso, la PC debe ser previamente emparejada con el HC-06.

Para ambas conexiones, se utiliza la comunicación serie a través de un protocolo diseñado entre el equipo y el software. La librería "QSerialPort" es configurada de la siguiente manera:

- `setBaudRate(QSerialPort::Baud9600)`
- `setDataBits(QSerialPort::Data8)`
- `setStopBits(QSerialPort::OneStop)`
- `setParity(QSerialPort::NoParity)`
- `setFlowControl(QSerialPort::NoFlowControl)`

Una vez seleccionado USB o Bluetooth, el sistema consulta a cada puerto serie "COM" habilitado en la computadora y espera una respuesta del equipo. Se realiza la vinculación entre ambos y luego puede utilizarse la botonera del panel. La misma cuenta con las siguientes opciones:

- *Sensar*: Permite realizar o cancelar una medición.

- *Mediciones*: Desde aquí se descargan todas las mediciones (28 máximo) que el equipo tiene almacenadas en su memoria EEPROM, al mismo se guardan en la base de datos y se vinculan con el paciente que se esté analizando en ese momento.
- *Sincronizar Fecha*: esta opción permite enviar al equipo la fecha y hora de la PC, y el mismo actualiza sus datos.



Imagen 32 - Conectividad

3.6 Desarrollo de software para dispositivos móviles

Para los dispositivos móviles se diseñó un software para trabajar en plataforma Android con el creador de aplicaciones online App Inventors. La finalidad principal es brindar una facilidad más al momento de operar el equipo, por lo que se pensó en la menor cantidad de opciones a modo de un mando a distancia simple y fácil de entender por cualquier usuario. El software permite comandar a distancia por medio de la vinculación bluetooth, permitiendo al usuario la posibilidad de dar comienzo a una medición, cancelar, sincronizar la fecha y hora del equipo con la de su dispositivo móvil y poder cambiar el número de talla del pie. En todo momento de vinculación, la máquina puede ser accionada por su mando principal de cursores, y se puede observar y hacer seguimiento de la situación del sistema en su celular y/o tablet, siendo el periférico móvil un anexo para facilidad del usuario pero a la vez brindando independencia total al equipo. En la imagen 33 se pueden observar capturas del software:

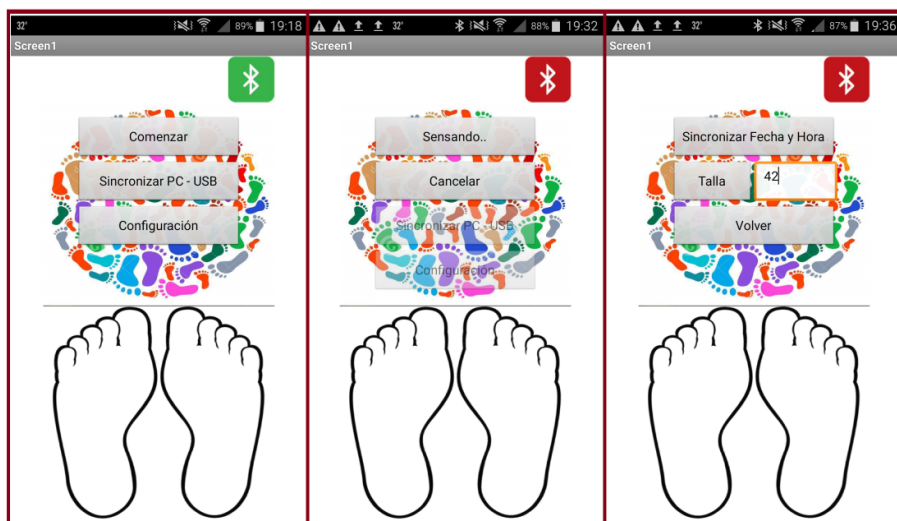


Imagen 33 - Software para dispositivos móviles

Al accionar el botón verde de Bluetooth se despliega la lista de dispositivos, en donde se debe vincular con el nombre del HC-06, una vez vinculado el botón se torna de color rojo avisando al usuario que se puede finalizar la comunicación al presionar dicho indicador, de igual forma, el dispositivo indica al sistema que se desvincula enviando un protocolo de finalización, permitiendo así que otro dispositivo se pueda comunicar con la máquina. Vinculado el dispositivo se habilitan todas las opciones, el primer botón da comienzo a la medición, y despliega un segundo botón para poder cancelar la toma. Si la máquina se encuentra en proceso de sensado todas las demás opciones quedan deshabilitadas, pudiendo acceder a ellas recién luego de terminado o cancelado el proceso.

El botón de sincronizar PC permite que los datos almacenados en la memoria del equipo sean transmitidos hacia la PC por medio de una conexión USB, quedando descartada la posibilidad de una transmisión por Bluetooth. Este proceso se explicará más adelante para un mejor entendimiento.

El tercer botón es de configuración, y despliega una pantalla en donde las opciones de configuración son: sincronizar la fecha y hora del equipo con la del dispositivo y realizar el cambio en la talla del pie. Una vez realizada alguna de las opciones se vuelve a la pantalla principal donde se observan los botones de Comenzar, Sincronizar PC y Configuración.

Una virtud del software es la posibilidad de observar a modo ilustrativo donde se produjeron las alarmas que el equipo haya encontrado, para esto luego de cada toma, en el proceso de análisis de la muestra, las alarmas son transmitidas al dispositivo con su coordenada X, Y del plano, de esta forma sobre la imagen inferior que simbolizan los pies del paciente, se puede marcar con un punto la zona en donde se detectó la anomalía. Esto es solo de carácter ilustrativo, y tiene la finalidad de advertir de una forma más visual una posible alarma de ulceración. El análisis más exhaustivo se lleva a cabo por medio del software de escritorio, que cuenta con las herramientas necesarias de procesamiento de imagen para realizar un examen más acertado a la realidad.

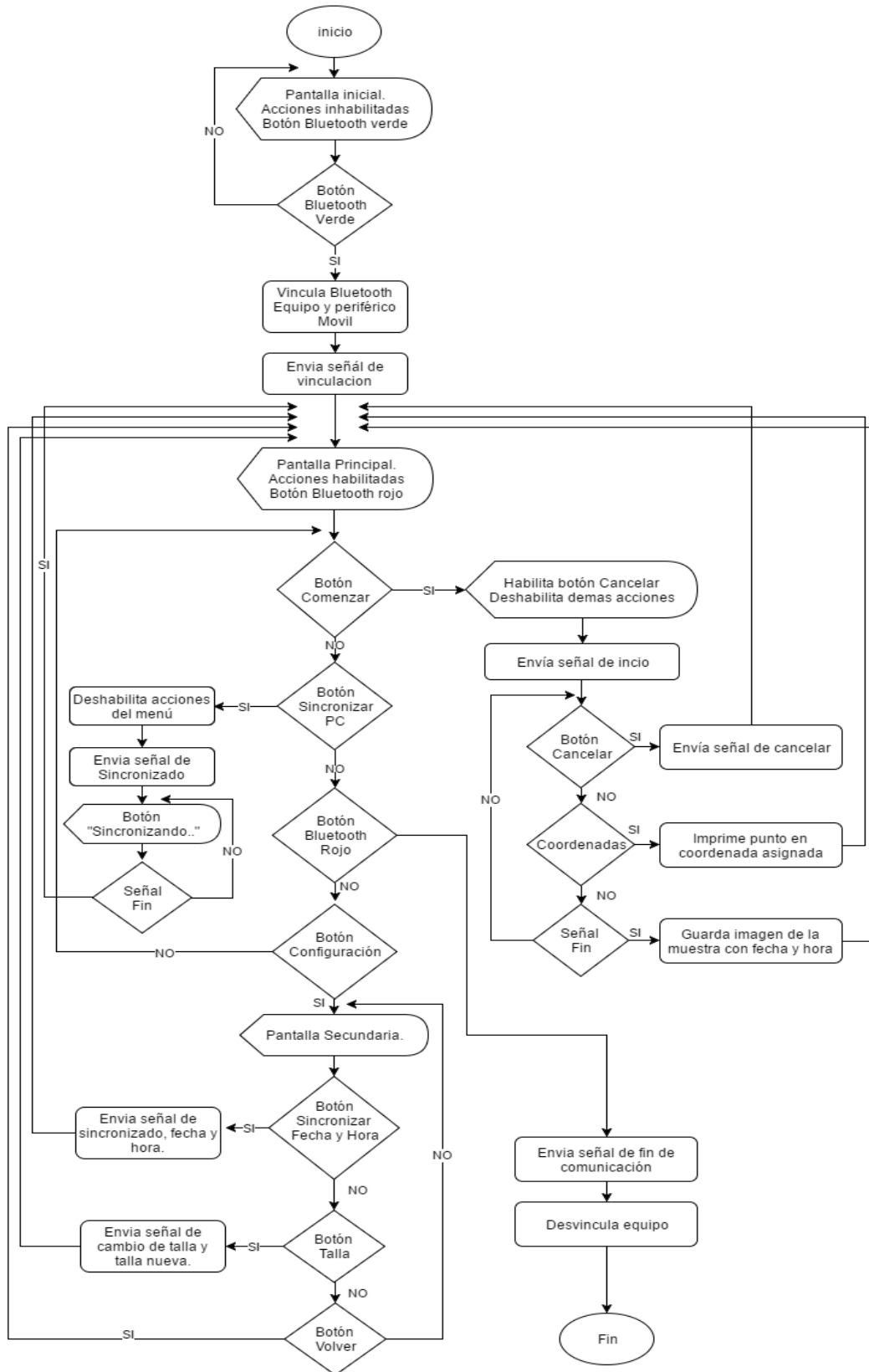


Imagen 34 - Diagrama de flujo software dispositivos móviles

3.7 Imágenes del hardware.

A continuación se presenta algunas imágenes del hardware: circuitos, pcb, etc.

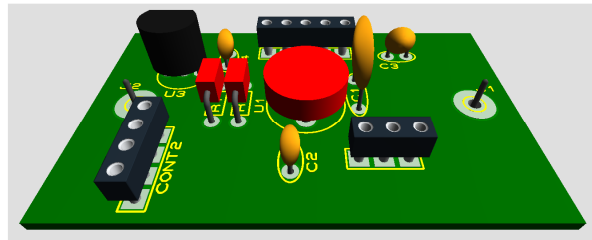
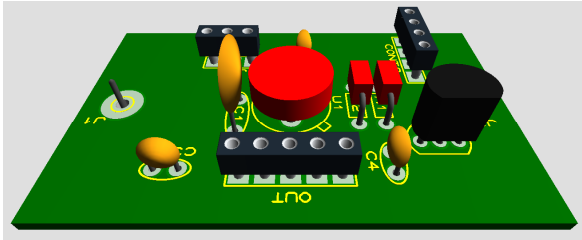


Imagen 35 - Placa Sensor Infrarrojo

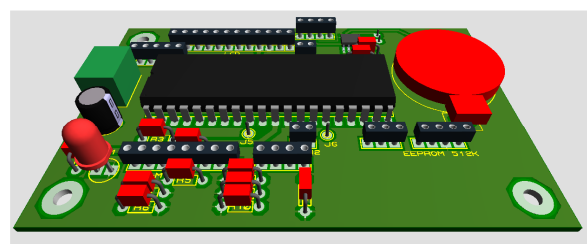
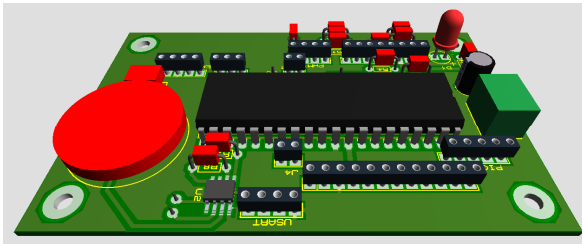


Imagen 36 - Placa Microcontrolador y RTC

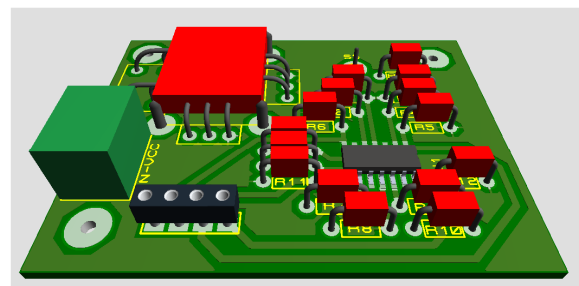
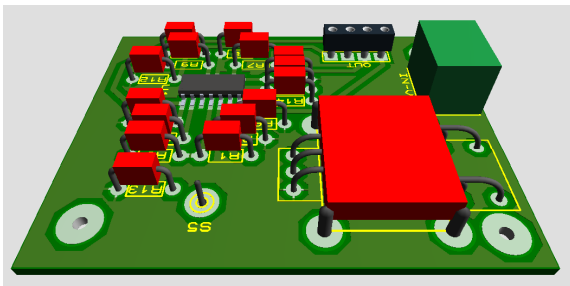


Imagen 37 - Placa Joystick

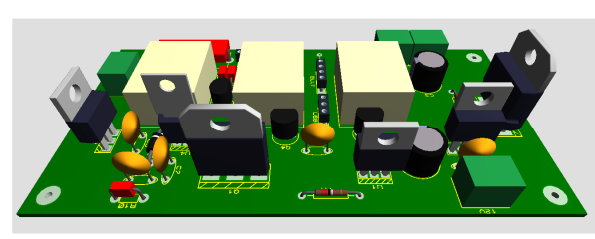
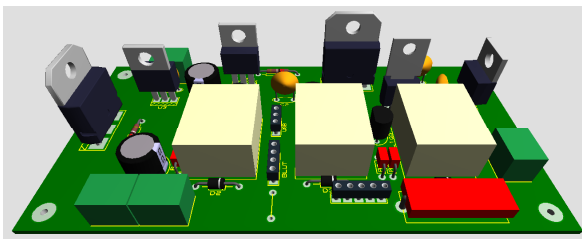


Imagen 38 - Placa Fuentes

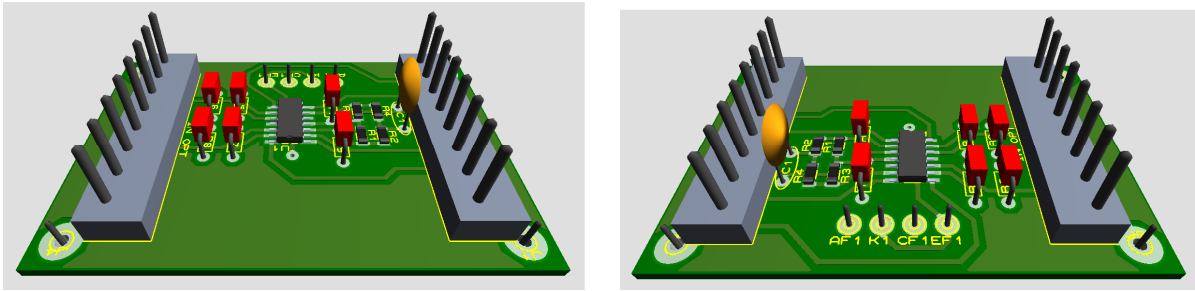


Imagen 39 - Placa Finales de carrera

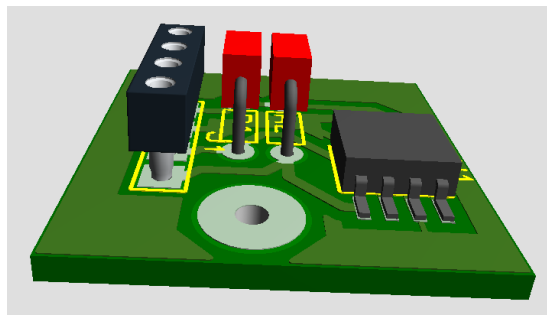


Imagen 40 - Placa Memoria EEPROM

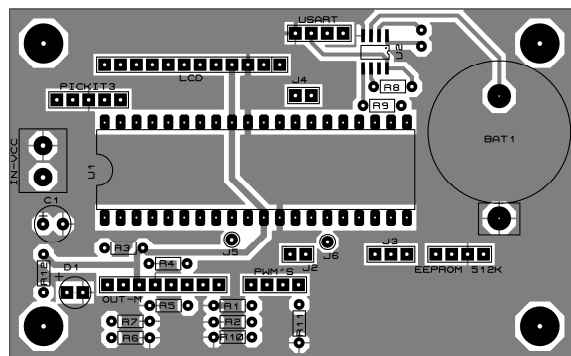
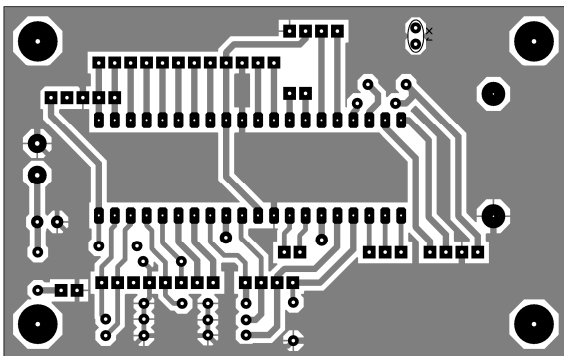


Imagen 41 - PCB Placa Microcontrolador

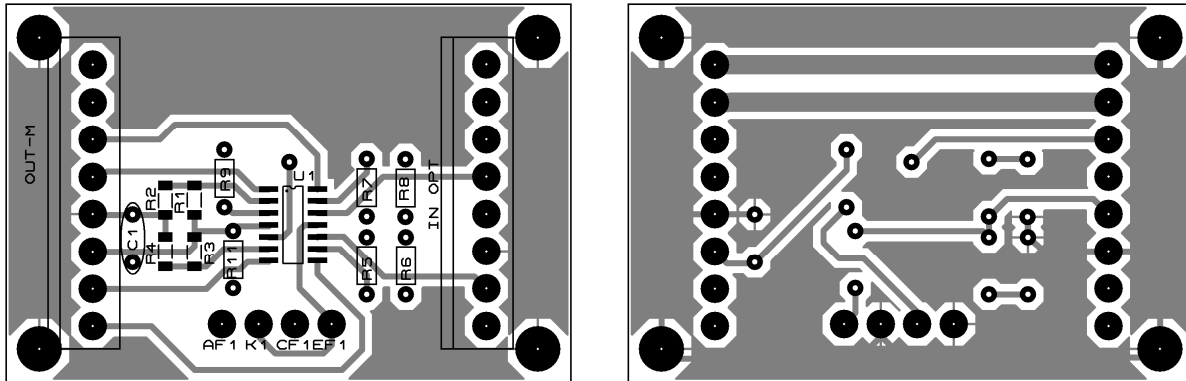


Imagen 42 - PCB Placa Finales de carrera

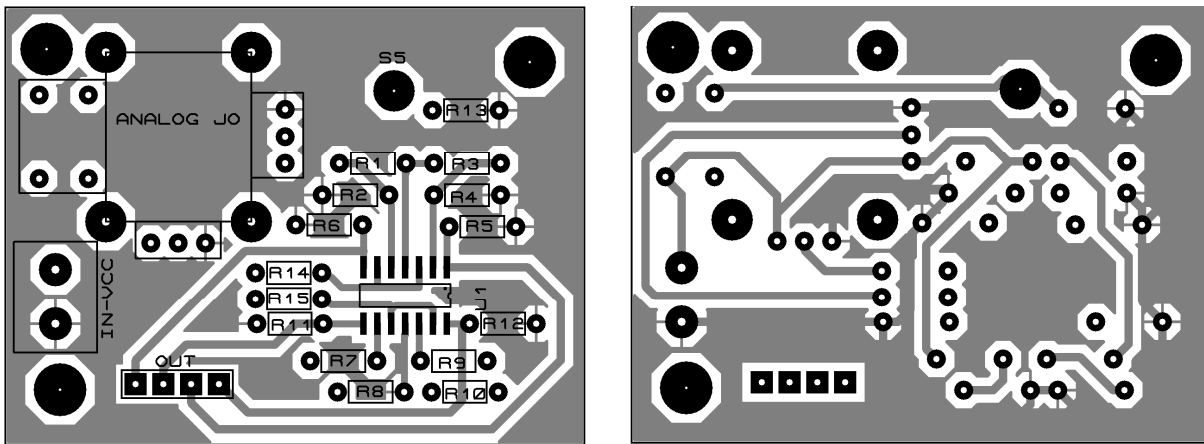


Imagen 43 - PCB Placa Joystick

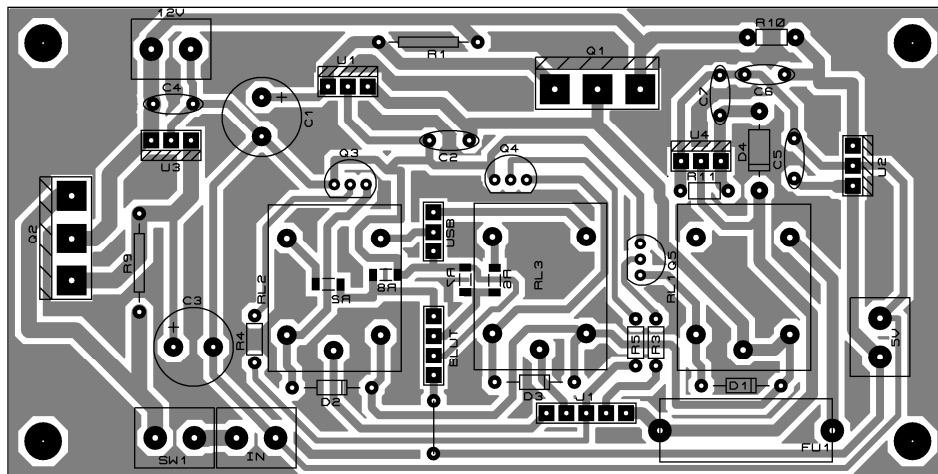


Imagen 44 - PCB Placa Fuente

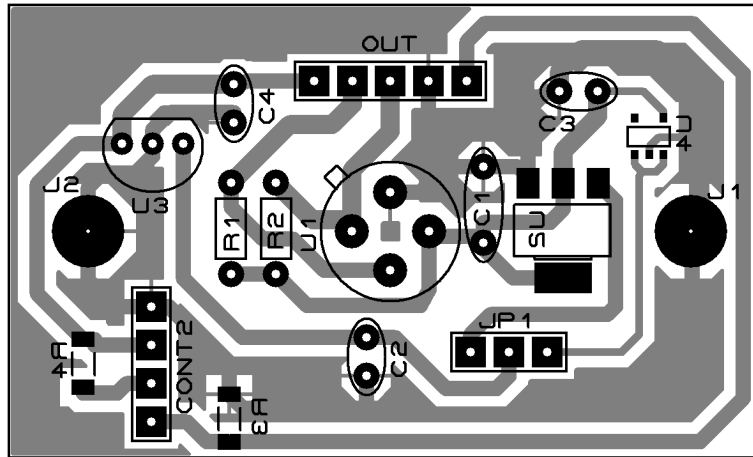


Imagen 45 - PCB Placa Sensor Infrarrojo

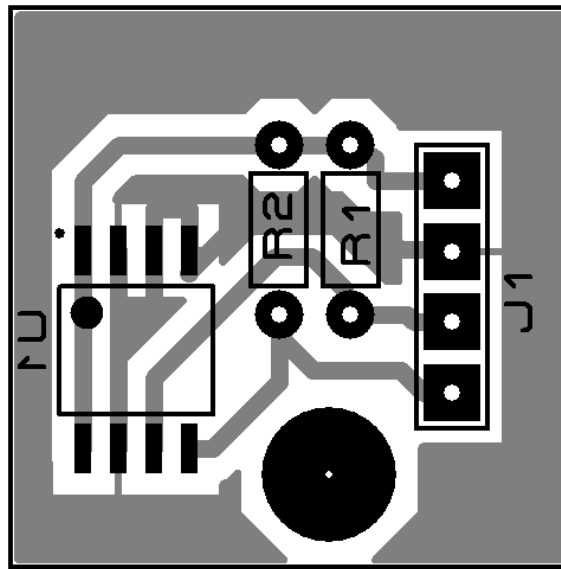


Imagen 46 - PCB Placa Memoria EEPROM

Capítulo 4: Resultados

4.1 Pruebas de estructura

- *Robustez de la estructura:* Se sometió a la estructura a movimientos bruscos, detectando que en pocas oportunidades no lograba calibrarse automáticamente y debía realizarse un pequeño mantenimiento.
- *Plataforma:* Se estima que la plataforma diseñada puede tolerar un peso de 30 [kg] sin deformarse.
- *Peso estructura:* Se obtuvo un peso de 20 [Kg]
- *Molestia en pie:* Se consultó a las personas que participaron en las pruebas y en ningún caso aquejaron molestias en sus pies apoyados en las rendijas.
- *Comodidad:* Se consultó a las personas que participaron en las pruebas y comentaron que estaban cómodos durante la medición pero se pudo observar que tanto el cursor como la pantalla LCD les quedaba lejos de su alcance, debiendo esforzarse para utilizarlo.

4.2 Pruebas del hardware

- *Tiempo de medición:* el tiempo que requiere el equipo para realizar una medición completa es de 3,14 [minutos].
- *Memoria:* El equipo es capaz de almacenar 28 mediciones completas antes de comenzar a sobrescribir la memoria EEPROM.
- *Eficiencia del sensor infrarrojo:* Se comprobó que el sensor a 1 [cm] de distancia requiere un radio de 5[mm] para obtener una correcta medición.
-

4.3 Pruebas de software de escritorio

- *Temperatura ambiente:* En algunas mediciones, donde la temperatura ambiente era similar a la temperatura del pie, se hizo difícil localizar la zona planta en su lugar correcto. Pero con la utilización de la máscara-plantilla, la comparación fue realizada exitosamente.
- *Velocidad:* El sistema necesita tiempo para procesar en tres situaciones, cuando carga las mediciones de un paciente, cuando busca alarmas automáticamente y cuando descarga los datos del equipo. Para 100 mediciones que se logró almacenar, la velocidad en estos procesos fue aceptable, sin arrojar errores.
- *Base de datos software:* No se encontraron problemas en la carga y lectura de la base de datos. Tampoco problemas de almacenamiento máximo.
- *Imagen Principal:* el uso de todas las herramientas sobre la Imagen Principal, no presentó ningún problema en cuanto a tiempos y errores
- *Comparaciones:* Si los pies se encontraban alineados tanto horizontal como verticalmente, el software no presentó inconvenientes para mostrar posibles zonas críticas.

Capítulo 5: Interfaz Humano-Maquina

La interacción del equipo con el usuario se limita al uso del mismo, su mando principal y su visor LCD, los softwares que proveen un control remoto se explican en cada apartado correspondiente.

5.1 Equipo

5.1.1 Pasos previos a la medición

Colocar el equipo en un lugar espacioso para que poder desplegar la tapa tal como muestra la imagen 47:

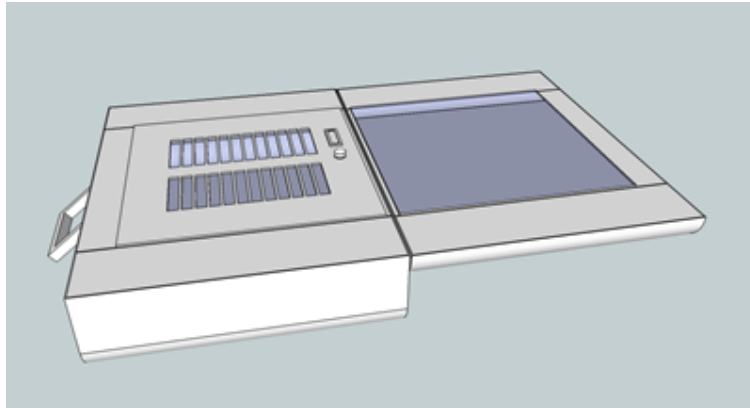


Imagen 47 - Tapa desplegada

Luego se deben adecuar los pies, siguiendo indicaciones propias de su médico, quien recomendará en que horario y bajo qué condiciones realizar la toma para obtener una muestra cualitativa de su situación plantar.

Una vez propicios los pies para realizar el proceso, estos deben ser situados sobre la base metálica del equipo, dentro de las plantillas, para esto se debe realizar lo siguiente:

- 1 - El usuario debe encontrarse sentado de forma cómoda, sin apoyar peso adicional alguno sobre sus piernas. La muestra nunca debe realizarse parado sobre el equipo.
- 2 - El usuario deberá inclinarse para accionar el proceso, pero luego debe restablecer la posición cómoda en su asiento, como se muestra en la imagen 48, con la espalda recostada en el respaldo de este hasta que finalice el proceso, de esta forma no se presionan las piernas y la circulación de sangre es la adecuada.

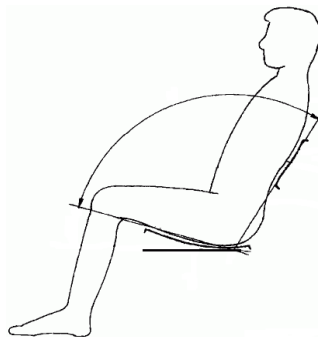


Imagen 48 - Usuario sentada

- 3 - Los pies deben estar correctamente posicionados dentro de las plantillas tal como se muestra en la imagen 49, esto es con los talones al final, haciendo contacto con el borde de la plantilla que

oficia de límite, al igual que en el costado interno del pie, ambas zonas deben estar haciendo contacto con sus respectivos límites.

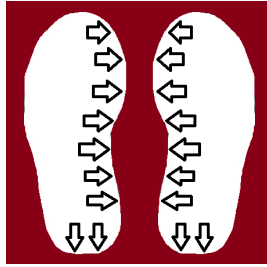


Imagen 49 - Posición de los pies

5.1.2 Cursor y pantalla

El cursor es el mando con el que se podrá desplazar por los menús y pudiendo realizar las acciones predefinidas, así como también cancelarlas. Éste cuenta con 4 grados de libertad, arriba, abajo, derecha e izquierda.

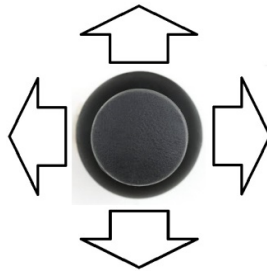


Imagen 50 - Cursor

Cuyos movimientos hacia arriba y abajo desplazan los menús que irán siendo presentados en la pantalla LCD como se observar en la imagen 51:

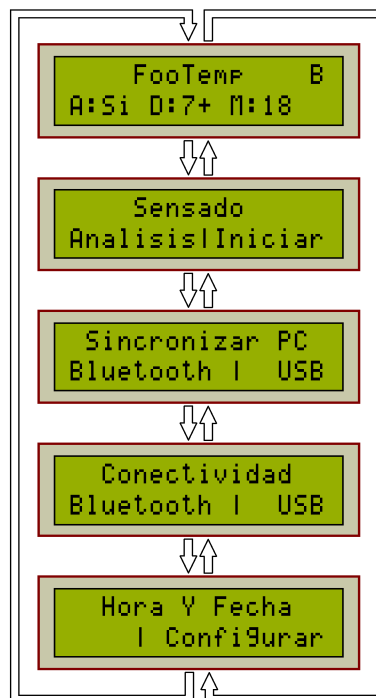


Imagen 51 - Menú pantalla LCD

Ya sea al iniciar el equipo, al cancelar las acciones, y/ o cuando se terminan de concretar, el sistema vuelve a la pantalla inicial, donde se presenta al usuario en una forma de resumen el estado del equipo, la pantalla principal lo representa de la siguiente manera:

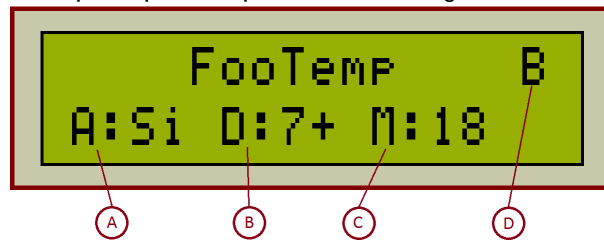


Imagen 52 - Pantalla principal

A - Si el sistema registra una alarma de temperatura esta opción permanecerá en Si hasta que el equipo sea sincronizado con la PC y el usuario pueda ver de forma exacta la ubicación y tipo de problema de esta manera puede interiorizarse de forma correcta del estado de sus pies. En caso de que no se registren alarmas al igual modo que luego de sincronizar el equipo con la computadora esta opción se reiniciara por default a No.

B - Este contador indica al usuario la cantidad de días que lleva de la última vez que sincronizo el equipo con su PC, se recomienda que el usuario baje los datos guardados en el equipo para su análisis como mínimo una vez por semana, por lo que este contador indicara 7+ si pasaron más de los días recomendados desde esta acción.

C - Indica el estado de la memoria interna del equipo. El sistema está preparado para guardar 28 mediciones, por lo que este contador inicia en 28 luego de cada sincronización con la PC y decrece en cada proceso de toma de temperatura, avisando de esta forma cuantas mediciones restantes pueden ser almacenadas en la memoria interna. Luego de las 28 este indicador dirá FULL, avisando al usuario que las tomas que se realicen a partir de ese momento serán almacenadas sobrescribiendo los datos obtenidos con anterioridad.

D - La letra "B" indica al usuario que el equipo está seteado para trabajar de forma remota mediante una conexión Bluetooth con su dispositivo móvil o PC, si la vinculación con el periférico es por medio de USB este indicador cambiará a "U", avisando de su vinculación por dicho medio.

5.1.3 Medición

El accionamiento del equipo consta de los siguientes pasos:

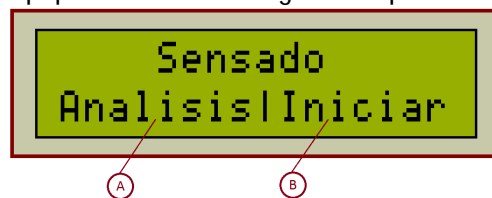


Imagen 53 - Pantalla sensado

A- Moviendo el Cursor hacia la Izquierda se obtienen los datos del último análisis de muestra que se realizó.

B - Iniciar comienza el proceso de muestra.

La siguiente pantalla al dar "iniciar" será:

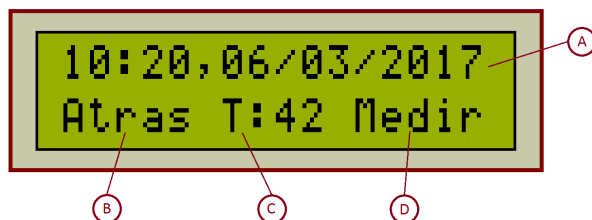


Imagen 54 - Pantalla medir

A - Fecha y Hora completa indicando en momento exacto de la muestra.

B - Con esta opción se cancela el proceso y se vuelve a la pantalla principal, el usuario puede accionarla en cualquier momento del proceso ya que la muestra será descartada.

C - Moviendo el cursor hacia arriba o hacia abajo se puede seleccionar el talle del pie del paciente, este talle siempre debe coincidir con el usuario a quien se realiza la muestra.

D - Da inicio al proceso y cambia a “sensando...” hasta que termine el proceso de muestra. Una vez accionado “medir” el usuario debe volver a su posición de comodidad y esperar a que el proceso de muestreo finalice.

Una vez finalizada la muestra el equipo realiza el análisis de lo obtenido, comparando partes similares del pie en busca de diferencia de temperatura, luego de finalizado este proceso se dan a conocer los resultados en pantalla. En caso de alarmas dirá la cantidad que se registraron, en caso contrario se podrá observar la leyenda “sin alarmas” unos breves segundos y en ambos casos se vuelve a la pantalla principal.

5.1.4 Sincronización software escritorio

Este proceso es de gran importancia, el software de PC brinda las herramientas necesarias para que el usuario pueda saber en detalle la realidad de sus pies, ver cómo evoluciona la temperatura y así saber cómo actuar en prevención.

El equipo puede vincularse tanto por vía Bluetooth por default, como por vía USB, para esta segunda opción cuenta con una salida USB hembra. El menú sincronizar PC es el que se muestra a continuación:

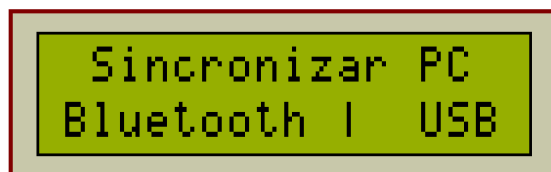


Imagen 55 - Pantalla sincronizar

Los pasos a seguir para sincronizar los datos almacenados en la memoria interna del equipo con la computadora son los siguientes:

1 - Vincular el equipo, si el emparejamiento es vía Bluetooth solo basta con encender el Bluetooth de la PC buscar el servicio “FooTemp” y vincularse. Desde el momento que queda vinculado el equipo puede ser dirigido remotamente a través de la computadora, (para esto ver el apartado donde se explica el software de escritorio). Si la vinculación es vía USB debe conectar el equipo por este medio a la computadora y esperar a que el software detecte la conexión para continuar.

2 - Ir al menú “Sincronizar PC” y con el cursor desplazarse hacia la izquierda, indicando que desea transmitir los datos por Bluetooth caso contrario si la vinculación es vía USB deberá seleccionar el cursor a la derecha.

3 - En la pantalla aparecerá la leyenda "Sincronizando PC.." hasta que se finalice el proceso y se habilitará la opción de Cancelar, para dar fin al traspaso de datos en cualquier momento. Cuando el último dato es enviado y de igual manera que si se cancela la transmisión por el usuario, la pantalla a continuación será la de "Menú Principal".

5.1.5 Conectividad

El equipo puede manejarse remotamente mediante dispositivos móviles o PC, para esto se debe seleccionar el medio de vinculación, esto se hace en el menú "Conectividad". A continuación la explicación y pasos a seguir para lograrlo.

1 - En primer lugar debe tener el software del dispositivo instalado, ya sea el software de escritorio para PC o el software Android para su dispositivo móvil.

2 - Vincular el equipo, si el emparejamiento con la computadora o con los dispositivos móviles es vía Bluetooth solo basta con encender el Bluetooth buscar el servicio "FooTemp" y vincularse, solo podrá vincularse de un periférico a la vez. Si la vinculación es vía USB debe conectar el equipo mediante un cable USB a la computadora.

3 - En la pantalla LCD el menú "Conectividad" es el siguiente:

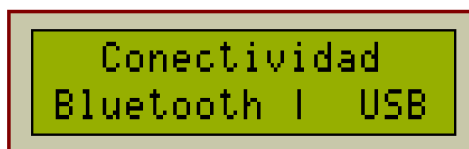


Imagen 56 - Pantalla conectividad

El equipo por defecto se conecta por medio de Bluetooth, en caso de vincularse por medio de USB debe primero setear el equipo en dicho menú, seleccionando USB con el cursor hacia la derecha, la leyenda "USB.....OK" aparecerá un breve instante y luego volverá el menú conectividad, de forma similar si el equipo esta seteado para USB y desea vincularse con Bluetooth debe seleccionar en este menú la opción Bluetooth.

4 - Con el equipo seteado en USB cuando intente vincularse mediante el software de escritorio en la pantalla LCD se observará la leyenda "Emparejando PC..." cuando logre el cometido en la pantalla se observará "Emparejado" un breve instante, luego volverá a la Pantalla Inicial, en donde la letra de la esquina superior derecha será una U, indicando que el equipo se encuentra funcionando por vinculación USB.

5 - Para desvincular el equipo de los periféricos solo basta terminar sesión o desvincular con los botones que proveen los distintos softwares. Una vez realizado esto, el equipo queda disponible para una nueva vinculación.

5.1.6 Configuración hora y fecha

En el menú configuración se puede configurar la fecha y hora del equipo, para esto el proceso es el siguiente:

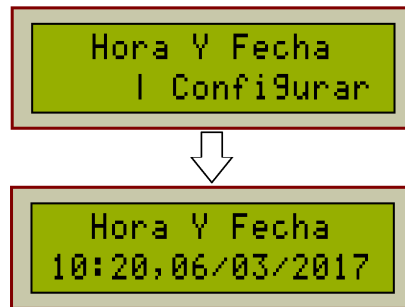


Imagen 57 - Pantalla configuración

Cuando la opción "Configuración" es seleccionada, se ingresa a la fecha y hora guardada en el dispositivo, de la forma que se muestra en la imagen. Con ayuda del mando desplazándose hacia los costados, se puede seleccionar el dígito que se desea cambiar y hacia arriba y hacia abajo se adiciona o se resta 1 por vez al dígito seleccionado. Cuando se desplaza por los números el cursor irá titilando de forma de indicar que dígito será el que se modificará.

Una vez terminado el ajuste, se debe desplazar el cursor hacia la izquierda hasta lograr salir de la configuración. La fecha y hora modificada se guarda automáticamente al salir de la pantalla de modificación. Una vez guardada la Hora y Fecha esta permanece respaldada por una batería interna del tipo CR2032. Esta fuente de energía proporciona respaldo de aproximadamente 10 años de uso continuo.

Si la fecha y hora es ingresada de forma incorrecta el algoritmo de ingreso lo detectará y no permitirá que se graben los cambios.

La hora y fecha también puede ser emparejada con la fecha y hora del dispositivo móvil o PC, para esto cada software cuenta con un botón de acción que proporciona los datos al equipo y este los guarda en su Reloj Interno.

5.2 Software de escritorio

A continuación se explicara cómo utilizar el software:

- Paso 1: Elegir el modo de trabajo



Imagen 58 - Modo de trabajo

- Paso 2: Buscar o agregar un paciente a través de la barra de herramientas. Ver imagen 59.

*Si se seleccionó el Modo Paciente, continuar al Paso 3.

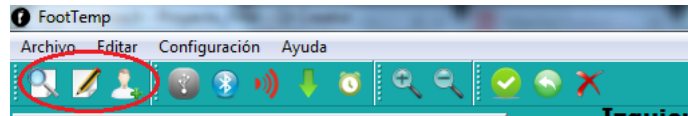


Imagen 59 - Agregar o Buscar paciente

- Paso 3: Conecte el equipo vía USB o Bluetooth. Ver imagen 60



Imagen 60 - Conexión USB/Bluetooth

- Paso 4: Realice una medición o descargue las mediciones a través de los botones. Ver imagen 61.

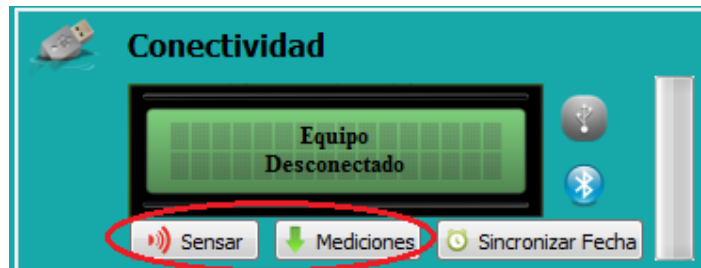


Imagen 61 - Sensor/Descargar

- Paso 5: Seleccione una medición de la lista. Ver Imagen 62.

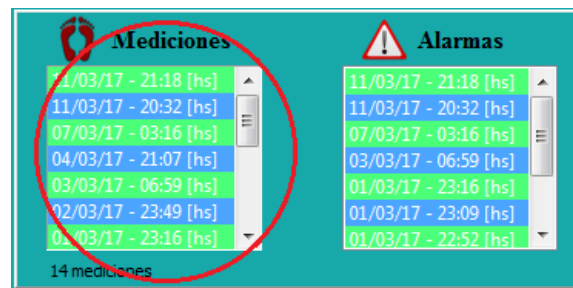


Imagen 62 - Seleccionar medición

- Paso 6: Utilice las herramientas para centrar ambos pies, antes de realizar la comparación. Ver imagen

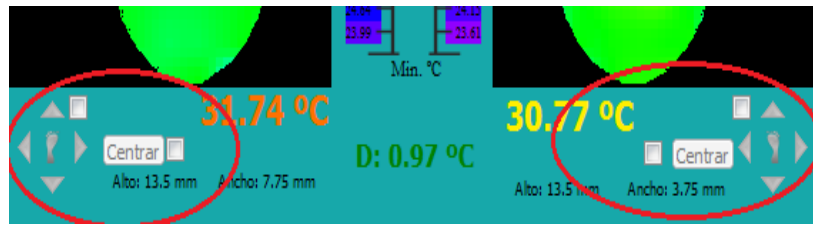


Imagen 63 - Centrar

- Paso 7: Utilice las herramientas “Eliminar” o Filtro de colores, para lograr una imagen adecuada. Ver imagen 64

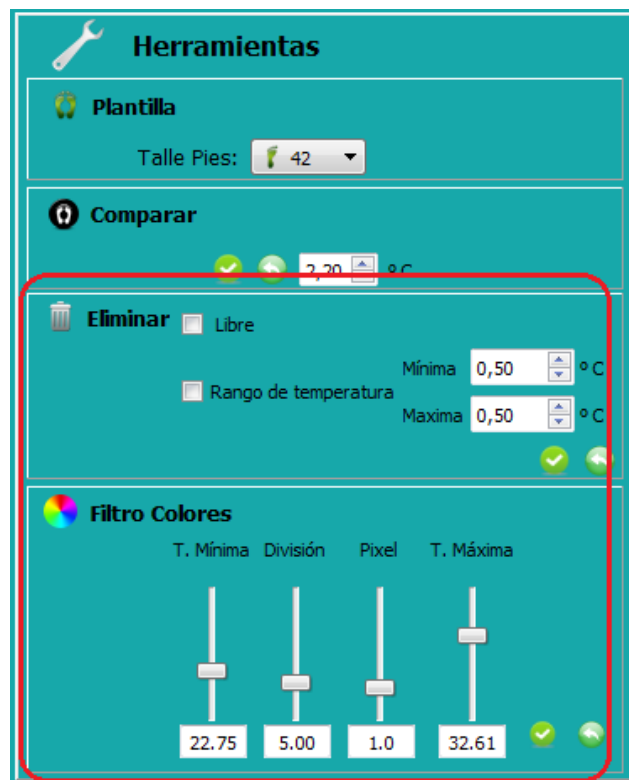


Imagen 64 - Eliminar - Filtro Colores

- Paso 8: Selección la temperatura que desee comparar. Ver imagen 65.

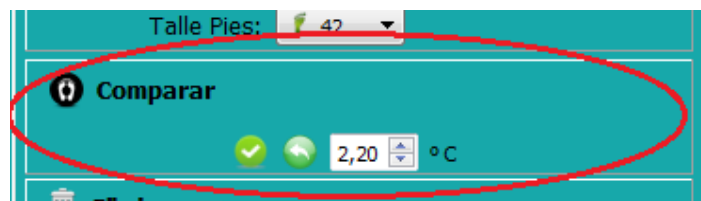


Imagen 65 - Comparar

- Paso 9: En la Imagen Principal, se observara una imagen como la que se muestra a continuación

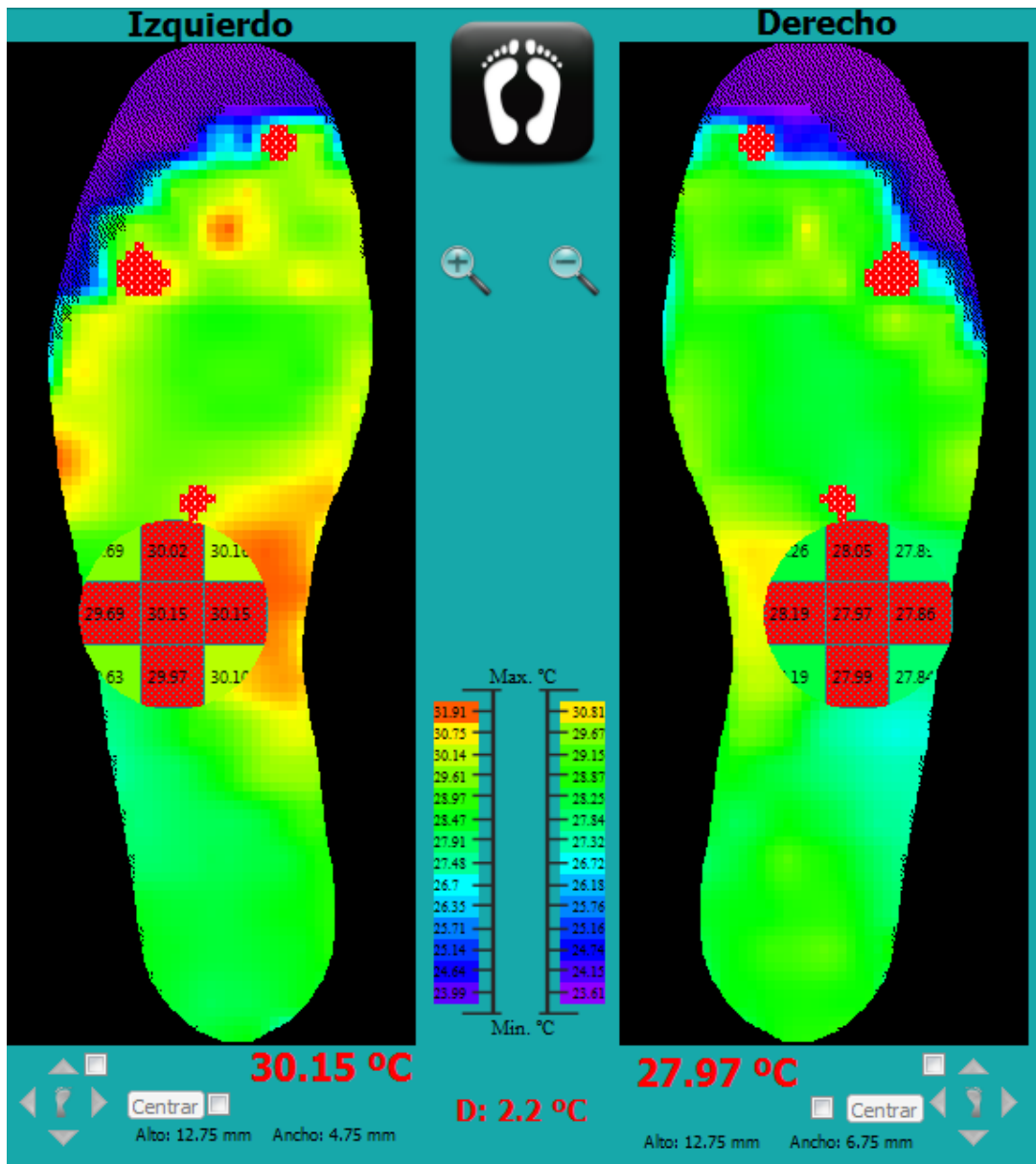


Imagen 66 - Imagen Principal

- Paso 10: Utilice las herramientas que desee: Zoom, Eliminar, Filtro, Plantilla, etc. De esta forma encontrar una imagen ideal para el estudio.

Capítulo 6: Análisis de Costos

El desarrollo del proyecto se llevó a cabo en un taller propio, donde se contó con herramientas específicas, así como también con parte del insumo necesario para la fabricación del producto.

La mayoría de los componentes y materiales se obtuvieron de comercios locales y nacionales, con excepción del sensor infrarrojo, importado desde México.

La totalidad del prototipo fue financiado con capitales propios

6.1 Lista de materiales y costos

En las tablas siguientes se detallan los materiales utilizados y sus respectivos costos.

Componentes	Costo
PIC 16F1939	\$ 95
HC-06	\$ 100
FT232	\$ 30
IR MLX90614-ESF-DCH	\$ 1.400
Regulador 5[V] 7805 x3	\$ 30
Regulador 3 [V] NCP699SN30T1G	\$ 18
Regulador [12] 7812	\$ 15
Memoria EEPROM 24LC512	\$ 27
RTC DS1307 +Pila+Cristal	\$ 50
Finales de Carrera x4	\$ 100
Resistencias	\$ 10
Capacitores	\$ 30
Motor CC x2	\$ 200
Conectores, Cables, borneras, etc.	\$ 70
Placas PCB	\$ 120
Fuente 18 [V]	\$ 300
LM324D x2	\$ 5
LCD 16x2	\$ 154
Relé simple inversor 5V X3	\$ 15
Transistor 2n3904 x 3	\$ 15
Transistor TIP2955 x 2	\$ 50
Modulo Joystick Analógico	\$ 70
L298N Dual Motor Controller	\$ 98
Total	\$ 3.000

Tabla 3 - Costo Componentes

Material	Costo
Carcasa	\$ 500
Plataforma	\$ 1.500
Goma Plantillas	\$ 100
Telgopor	\$ 75
Varilla sin fin	\$ 40
Pintura	\$ 100
Materiales varios (cinta, pegamentos)	\$ 500
Otros gastos	\$ 1.000
Total	\$ 3.815

Tabla 4 - Costos materiales

6.1.1 Mano de obra

El proyecto demandó un total de 6 seis meses de trabajo, de lunes a viernes, a un promedio de 8 horas diarias. Teniendo en cuenta el costo de la hora de trabajo según el Colegio de Ingenieros de Entre Ríos, se realiza el siguiente calculo:

- *Horas de trabajo:* 132 [días] x 8 [hs]= 1056 [hs].
- *Según la Resolución 1.175 para cualquier tarea profesional no referida a la construcción:* 10% x HM x hora, donde Honorario Mínimo (HM) equivale a \$2.250. (Resolución 1.189 vigente desde 1 de marzo de 2016).
- *2 personas trabajando.*
- **Total costo mano de obra:** 2[personas] x 10% x \$2.250 [HM] x 1056 [hs]= \$475.000

6.2 Precio de venta

El costo mencionado en el punto anterior tiene en cuenta el trabajo de investigación, desarrollo y manufactura de una sola unidad. La cual puede ser amortizada mediante la industrialización del equipo.

Se estima que el costo de fabricación, respetando normas y leyes, terminado para su comercialización puede alcanzar los \$5.000. Si se propone un precio de venta a clientes de un 100% más, llegaría a un valor de \$10.000.

Capítulo 7: Discusión y Conclusión.

7.1 Posibles mejoras.

7.1.1 Estructural

➤ *Dimensiones:* El prototipo diseñado presenta un tamaño que puede ser ampliamente mejorado, ya que la estructura que conforma la plataforma y sistema móvil puede reducirse entre un 20% o 30% en cuanto a su largo, ancho y alto. Esto se puede lograr con un sistema móvil construido a medida, con motores, varilla sin fin, correas, rieles, etc., diseñados para el fin, que sin perder robustez sean adaptados al tamaño reducido del sistema. En el mercado existen infinitas opciones.

➤ *Plataforma:* Una de las principales debilidades que tiene el prototipo es la base donde se apoyan los pies. Dicha base por su construcción de hendiduras puede influenciar la temperatura de la piel debido a la presión que ejerce sobre ellos. Repetidas pruebas muestran que las diferencias no son significativas, pero por tratarse de un producto médico se tiende a la menor influencia externa, logrando que la temperatura cutánea no se modifique en lo más mínimo por efecto de cambios en el flujo sanguíneo periférico a causa de la presión entre el pie y el equipo.

Para contrarrestar estas desventajas se pueden aplicar dos soluciones, la primera trata de colocar una plataforma de un material adecuado que disminuya la presión ejercida al mínimo; como el recientemente estudiado grafeno, un látex sumamente resistente y con un gran coeficiente de temperatura que lo hace el material perfecto de sustento, pero por el momento lograría encarecerlo por tratarse de un material aun en desarrollo. La segunda opción consiste en quitar la base por completo y realizar la medición de la temperatura sin ningún material entre medio. Esta segunda opción trae aparejado dos grandes ventajas: inexistencia de presión que cambie el flujo sanguíneo y mayor cantidad de puntos para sensar, aproximadamente un 30% más de puntos en el pie, es decir, abarcar la totalidad de la zona plantar logrando igualar o mejorar el sistema de cámaras infrarrojas.

Esta segunda propuesta acarrea el problema de diseñar un sistema o método para que los pies queden posicionados en el lugar correcto. Una posible solución es por ejemplo que el paciente se encuentre recostado en una camilla y colocar el equipo para que haga un recorrido vertical.

➤ *Velocidad de medición:* Para lograr el sensado de los 1058 puntos, el prototipo tiene un tiempo aproximado 3,14 [minutos], esto es debido a los tiempos propios del sensor IR que necesita para medir cada uno de los puntos. Para reducirlo es necesario el uso de tecnologías en pleno desarrollo, como es el caso de los sensores AMG8831, que muestrean gran cantidad de puntos en cada medición y representan el total de píxeles en forma de matriz. El mayor percance de este método es que el error es proporcional al delta temperatura que se intenta sensar, por lo que no sería efectivo el muestreo con este sensor, pero es una tecnología en vías de desarrollo que puede ser una potencial opción en un futuro no muy lejano reduciendo en gran medida el tiempo de muestreo.

7.1.2 Diseño de aplicación web.

Tener una aplicación web permitirá a los usuarios, pacientes y profesionales de la salud acceder a un servidor a través de Internet mediante un navegador. Esto traerá muchas ventajas frente al actual software de escritorio, algunas de ellas son:

- *No requiere instalar el software:* En esencia, para acceder al software web sólo necesitará disponer de un navegador de páginas web (Chrome, Internet Explorer, Firefox, Opera, etc.), los cuales suelen venir con el propio sistema operativo.
- *Acceso a la última y mejor versión:* La actualización del software se realiza en el servidor y automáticamente la ven todos los usuarios. Se evita que pueda existir algún equipo que ejecute una versión diferente y desactualizada. Si existen computadoras con distintas versiones del programa se puede originar problemas de consistencia en la información o pérdida de funcionalidad.
- *Información centralizada:* En una aplicación web, la información está centralizada en una base de datos (en un servidor). La centralización tiene la ventaja de facilitar el acceso a la misma. De esta manera permitirá a un profesional de la salud monitorear las mediciones de sus pacientes desde cualquier lugar del mundo. Además se podrá realizar exhaustivas estadísticas con todos los pacientes, y lograr así, aportar estudios complejos al área de medicina que atienden esta problemática.
- *Seguridad y copias de seguridad:* Como los datos están centralizados es más fácil establecer y llevar el control de una política de copias de seguridad. En caso de robo, incendio o cualquier otro inconveniente que sufra el dispositivo por el cual se tiene acceso a la página web, la información no se pierde.
- *Movilidad:* Cualquier usuario con una computadora o dispositivo móvil y una conexión a internet móvil, podrá acceder a la aplicación.

7.1.3 Electrónica

- *Conexión USB nativo:* Esto ayudaría a mejorar la velocidad y calidad de transmisión.
- *Más memoria:* Una mejora muy importante, para que el paciente no este supeditado a un número fijo de medidas, se puede implementar una tarjeta microSD en donde guardar en algún formato sencillo y que pueda ser útil para facilidad el software de escritorio.
- *Batería:* Una batería podría solucionar variedad de problemas, brinda la posibilidad de usar el quipo sin la necesidad de conectar la red eléctrica, ganando portabilidad. También permitiría implementar otras utilidades como ser alarmas que indiquen al usuario que debe proceder con su medida diaria.
- *Sensor detector de posición:* Se trata de un par de sensores que acompañen el movimiento del carro y que detecten donde empieza y finaliza la planta del pie. Logrando sensar solamente la zona plantar se minimizan los posibles errores por diferencia de temperatura y con esto se simplifican los algoritmos de detección del pie logrando que los softwares tanto como de escritorio como móvil sean más rápidos y eficientes. Así como también se lograría bajar el tiempo del proceso completo, tanto sensando solo donde sea necesario como comparando puntos que siempre pertenezcan al pie sin necesidad de otro análisis de detección.

7.1.4 Software de escritorio

- *Más herramientas:* Si bien cuenta con herramientas suficientes para el estudio básico del pie, aun se le pueden agregar más, algunas de ellas pueden ser: Permitir imprimir las imágenes del pie o descargar en otro formato como ser: jpg, pdf, png, etc.; Tener más de una pestaña (medición) abierta, de uno o varios pacientes.
- *Mejoras de imagen:* Reemplazando las tablas que se utilizan para representar la imagen (QTableView) por las librerías QPainter y QPen que permiten dibujar con pixeles, la imagen de los pies mejoraría en su calidad y rapidez para trabajar. Además sumando a esto, las mejoras

propuestas en el punto 6.1.1 (Estructural), en donde se propone quitar la plataforma, se puede lograr representar la imagen del pie tal cual como la muestran las cámaras infrarrojas.

- *Datos del paciente:* La actual base de datos de los pacientes, cuenta con la información básica y necesaria, pero será una gran mejora agregarle datos como Historia Clínica, examen físico, exámenes neurológicos, antecedentes personales y de familiares.
- *Estadísticas:* Con los propuesto en el ítem anterior, se puede realizar dentro de la aplicación, un sistema de análisis de datos para elaborar estadísticas que sirvan de estudios médicos, como por ejemplo temperaturas del pie según tiempo de la enfermedad, sexo, edad, peso, etc.

7.1.5 Software dispositivos móviles

- *Alarma de sensado:* Una alarma que recuerde al paciente que debe sensar la temperatura de sus pies.
- *Conexión con software web:* La posibilidad de registrar alarmas en un software web, subir en forma de respaldo las mediciones obtenidas en la nube y comunicar la situación del paciente a través de una conexión a internet a su médico de cabecera.

7.2 Análisis de FODA

➤ Fortalezas:

- ✓ Producto altamente innovador.
- ✓ Gran confiabilidad del sensado, y el manejo de datos.
- ✓ Observación, detección de inconvenientes y monitoreo de la evolución del pie en la comodidad del hogar.
- ✓ Sistemas de alarmas ante la presencia de anomalías.
- ✓ Facilidad, rapidez y comodidad en el proceso de medición.
- ✓ Disminuida interacción del factor humano al momento de las mediciones
- ✓ Registro ordenado y de fácil acceso de datos.
- ✓ Sistema diseñado para bajo mantenimiento en el tiempo.
- ✓ Software de escritorio con gran cantidad herramientas.

➤ Oportunidades:

- ✓ Cualquier paciente diagnosticado con riesgo de pie diabético.
- ✓ Consultorios e instituciones médicas donde se trate este tipo de enfermedad.
- ✓ Tecnología de costo accesible.
- ✓ Estudios de la temperatura de pie diabético en auge.

➤ Debilidades:

- ✓ Incorrecta preparación de los pies previo a la medición.
- ✓ Plataforma en forma de rejilla que ejerce presión en los pies.
- ✓ Necesidad de importar ciertos componentes de hardware.
- ✓ Personas de edad avanzada que no estén familiarizados con softwares.
- ✓ Equipo conectado a red eléctrica.
- ✓ Gran tamaño y peso del equipo.

➤ Amenazas:

- ✓ Empresas importantes internacionales que fabrican dispositivos similares.
- ✓ Empresas nacionales que logren un producto a menor costo.

- ✓ Profesionales en la salud que no acepten el método como prevención.
- ✓ Pacientes de bajos recursos económicos que no puedan acceder a la compra.

7.3 Conclusión

Logramos diseñar un prototipo, que permite medir la temperatura de los pies y comparar las mismas tal como indican los estudios médicos. Con una estructura robusta y un sistema móvil, que desplaza el sensor óptico infrarrojo a través de la plataforma, para finalmente obtener una medición de más de trescientos puntos del pie, en tan solo 3 minutos y compararlos automáticamente. Con el desarrollo del software de escritorio conseguimos un análisis más profundo a través de sus herramientas y con el software para dispositivos móviles logramos mayor comodidad y un rápido análisis ilustrativo.

Creemos que a pesar de ciertas complicaciones o limitaciones que el prototipo presenta, se puede realizar un estudio de los pies aceptable y encontrar zonas críticas. Si aplicamos algunas de las mejoras propuestas durante el desarrollo de este informe, estamos convencidos que podemos introducir el equipo al mercado para competir con otros productos similares y lograr un costo accesible, tanto para pacientes en su hogareño como a profesionales de la salud que lo pueden utilizar en consultorios, clínicas u hospitales.

Por sobre todo, estamos conforme con el proyecto final realizado ya que creemos que logramos, o al menos nos acercamos, a un producto prometedor para la prevención de úlceras en personas con Pie Diabético.

Capítulo 8: Literatura Citada.

- [1] Revista CONAMED, Vol. 13. (Enero 2008). *Epidemiology of diabetic foot.*
- [2] Rosa Ana del Castillo Tirado. (2014). *Guía de práctica clínica en el pie diabético.* Vol. 10.
- [3] Revista Médica Clínica CONDES. (2016). *Diabetic foot: can we prevent it?*
- [4] Gobierno de Chile. (2013). *Prevención de úlceras de los pies en la persona con diabetes.*
- [5] Av. Diabetol. (2010). *Alternativas para la descarga de la úlcera neuropática en el pie diabético.*
- [6] Viktor Chekh. (2016). *Computer-aided quantitative early diagnosis of diabetic foot.*
- [7] Viktor Chekh. (2014). *Non-contact Sensation Screening of Diabetic Foot using Low Cost Infrared Sensors.*
- [8] Revista Cubana Angiol Cir Vasc. (2014). *Posibilidades de la termografía para los estudios de las úlceras de pie diabético.*
- [9] LAVERY Lawrence A. (2004). *Home monitoring of foot skin temperatures to Prevent Ulceration.*
- [10] LAVERY Lawrence A. (2007). *Preventing diabetic foot ulcer recurrence in High-Risk Patients.*
- [11] Armstrong David G. (2007). *Skin temperature monitoring reduces the risk for diabetic Foot Ulceration in High-risk Patients.*
- [12] Lavery Lawrence A. (2007). *Temperature Monitoring to Assess, Predict, and Prevent Diabetic Foot Complications.*
- [13] Esther Chicharro-Luna. (2014). *Monitorización de la temperatura del pie como herramienta en la neuropatía diabética.*
- [14] Van Netten Jaap J. (2013). *Infrared thermal imaging for automated detection of diabetic foot complications.*
- [15] Van Netten Jaap J. (2015). *Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis.*
- [16] Rafael Medrano Jiménez. (2015). *Termometría plantar y pie de riesgo en atención primaria. Estudio termopiedi.*

Anexos



2N3904

SMALL SIGNAL NPN TRANSISTOR

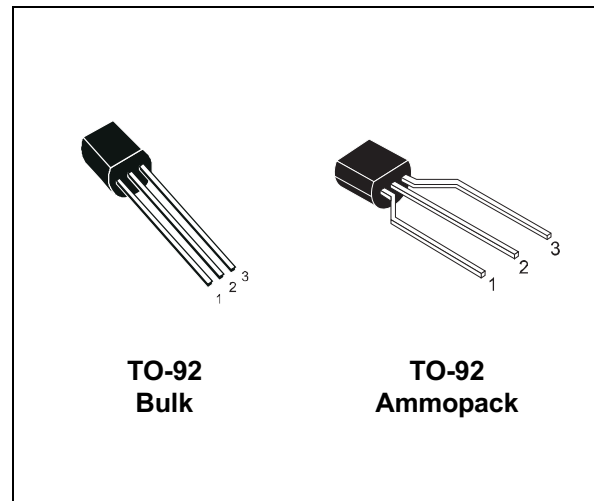
PRELIMINARY DATA

Ordering Code	Marking	Package / Shipment
2N3904	2N3904	TO-92 / Bulk
2N3904-AP	2N3904	TO-92 / Ammopack

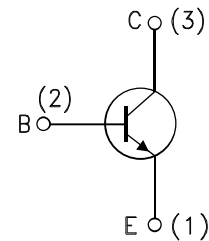
- SILICON EPITAXIAL PLANAR NPN TRANSISTOR
- TO-92 PACKAGE SUITABLE FOR THROUGH-HOLE PCB ASSEMBLY
- THE PNP COMPLEMENTARY TYPE IS 2N3906

APPLICATIONS

- WELL SUITABLE FOR TV AND HOME APPLIANCE EQUIPMENT
- SMALL LOAD SWITCH TRANSISTOR WITH HIGH GAIN AND LOW SATURATION VOLTAGE



INTERNAL SCHEMATIC DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{CBO}	Collector-Base Voltage ($I_E = 0$)	60	V
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage ($I_B = 0$)	40	V
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage ($I_C = 0$)	6	V
I_C	Collector Current	200	mA
P_{tot}	Total Dissipation at $T_C = 25\text{ }^\circ\text{C}$	625	mW
T_{stg}	Storage Temperature	-65 to 150	$^\circ\text{C}$
T_j	Max. Operating Junction Temperature	150	$^\circ\text{C}$

THERMAL DATA

R _{thj-amb} •	Thermal Resistance Junction-Ambient	Max	200	°C/W
R _{thj-case} •	Thermal Resistance Junction-Case	Max	83.3	°C/W

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_{case} = 25 °C unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
I _{CEX}	Collector Cut-off Current (V _{BE} = -3 V)	V _{CE} = 30 V			50	nA
I _{BEX}	Base Cut-off Current (V _{BE} = -3 V)	V _{CE} = 30 V			50	nA
V _{(BR)CEO} *	Collector-Emitter Breakdown Voltage (I _B = 0)	I _C = 1 mA	40			V
V _{(BR)CBO}	Collector-Base Breakdown Voltage (I _E = 0)	I _C = 10 μA	60			V
V _{(BR)EBO}	Emitter-Base Breakdown Voltage (I _C = 0)	I _E = 10 μA	6			V
V _{CE(sat)} *	Collector-Emitter Saturation Voltage	I _C = 10 mA I _B = 1 mA I _C = 50 mA I _B = 5 mA			0.2 0.2	V V
V _{BE(sat)} *	Base-Emitter Saturation Voltage	I _C = 10 mA I _B = 1 mA I _C = 50 mA I _B = 5 mA	0.65		0.85 0.95	V V
h _{FE} *	DC Current Gain	I _C = 0.1 mA V _{CE} = 1 V I _C = 1 mA V _{CE} = 1 V I _C = 10 mA V _{CE} = 1 V I _C = 50 mA V _{CE} = 1 V I _C = 100 mA V _{CE} = 1 V	60 80 100 60 30		300	
f _T	Transition Frequency	I _C = 10 mA V _{CE} = 20 V f = 100 MHz	250	270		MHz
C _{CB0}	Collector-Base Capacitance	I _E = 0 V _{CB} = 10 V f = 1 MHz		4		pF
C _{EBO}	Emitter-Base Capacitance	I _C = 0 V _{EB} = 0.5 V f = 1 MHz		18		pF
NF	Noise Figure	V _{CE} = 5 V I _C = 0.1 mA f = 10 Hz to 15.7 KHz R _G = 1 KΩ		5		dB
t _d	Delay Time	I _C = 10 mA I _B = 1 mA			35	ns
t _r	Rise Time	V _{CC} = 30 V			35	ns
t _s	Storage Time	I _C = 10 mA I _{B1} = -I _{B2} = 1 mA			200	ns
t _f	Fall Time	V _{CC} = 30 V			50	ns

* Pulsed: Pulse duration = 300 μs, duty cycle ≤ 2 %

FEATURES

- Real-time clock (RTC) counts seconds, minutes, hours, date of the month, month, day of the week, and year with leap-year compensation valid up to 2100
- 56-byte, battery-backed, nonvolatile (NV) RAM for data storage
- Two-wire serial interface
- Programmable squarewave output signal
- Automatic power-fail detect and switch circuitry
- Consumes less than 500nA in battery backup mode with oscillator running
- Optional industrial temperature range: -40°C to +85°C
- Available in 8-pin DIP or SOIC
- Underwriters Laboratory (UL) recognized

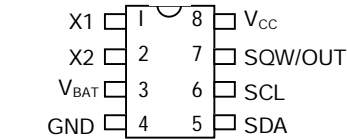
ORDERING INFORMATION

DS1307	8-Pin DIP (300-mil)
DS1307Z	8-Pin SOIC (150-mil)
DS1307N	8-Pin DIP (Industrial)
DS1307ZN	8-Pin SOIC (Industrial)

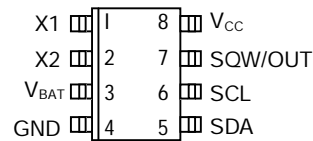
DESCRIPTION

The DS1307 Serial Real-Time Clock is a low-power, full binary-coded decimal (BCD) clock/calendar plus 56 bytes of NV SRAM. Address and data are transferred serially via a 2-wire, bi-directional bus. The clock/calendar provides seconds, minutes, hours, day, date, month, and year information. The end of the month date is automatically adjusted for months with fewer than 31 days, including corrections for leap year. The clock operates in either the 24-hour or 12-hour format with AM/PM indicator. The DS1307 has a built-in power sense circuit that detects power failures and automatically switches to the battery supply.

PIN ASSIGNMENT



DS1307 8-Pin DIP (300-mil)



DS1307 8-Pin SOIC (150-mil)

PIN DESCRIPTION

V _{CC}	- Primary Power Supply
X1, X2	- 32.768kHz Crystal Connection
V _{BAT}	- +3V Battery Input
GND	- Ground
SDA	- Serial Data
SCL	- Serial Clock
SQW/OUT	- Square Wave/Output Driver



MICROCHIP

24AA512/24LC512/24FC512

512K I²C™ Serial EEPROM

Device Selection Table

Part Number	Vcc Range	Max. Clock Frequency	Temp. Ranges
24AA512	1.7-5.5V	400 kHz ⁽¹⁾	I
24LC512	2.5-5.5V	400 kHz	I, E
24FC512	1.7-5.5V	1 MHz ⁽²⁾	I

Note 1: 100 kHz for Vcc < 2.5V
2: 400 kHz for Vcc < 2.5V

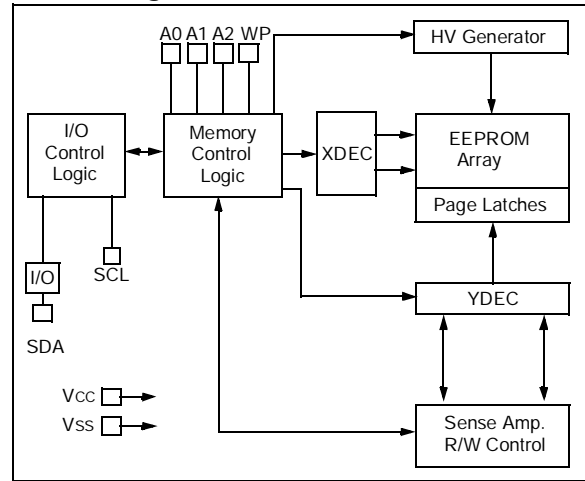
Features:

- Single Supply with Operation down to 1.7V for 24AA512 and 24FC512 Devices, 2.5V for 24LC512 Devices
- Low-Power CMOS Technology:
 - Active current 400 uA, typical
 - Standby current 100 nA, typical
- 2-Wire Serial Interface, I²C™ Compatible
- Cascadable for up to Eight Devices
- Schmitt Trigger Inputs for Noise Suppression
- Output Slope Control to Eliminate Ground Bounce
- 100 kHz and 400 kHz Clock Compatibility
- Page Write Time 5 ms max.
- Self-Timed Erase/Write Cycle
- 128-Byte Page Write Buffer
- Hardware Write-Protect
- ESD Protection >4000V
- More than 1 Million Erase/Write Cycles
- Data Retention > 200 years
- Packages Include 8-lead PDIP, SOIJ, SOIC, TSSOP, DFN, Chip Scale and 14-lead TSSOP
- Pb-Free and RoHS Compliant
- Temperature Ranges:
 - Industrial (I): -40°C to +85°C
 - Automotive (E): -40°C to +125°C

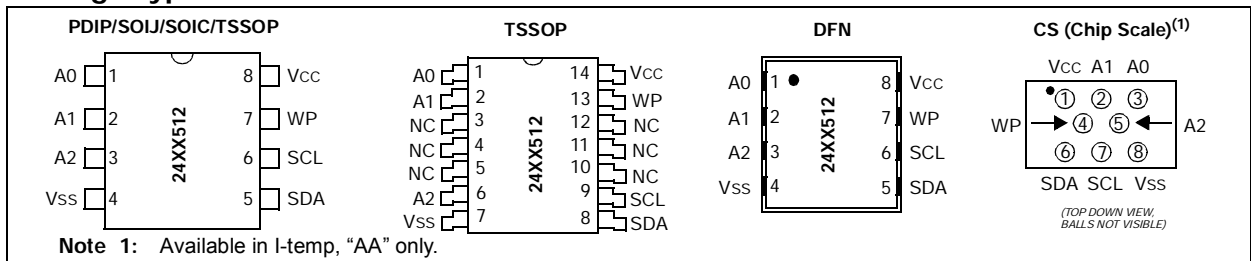
Description:

The Microchip Technology Inc. 24AA512/24LC512/24FC512 (24XX512*) is a 64K x 8 (512 Kbit) Serial Electrically Erasable PROM, capable of operation across a broad voltage range (1.7V to 5.5V). It has been developed for advanced, low-power applications such as personal communications and data acquisition. This device also has a page write capability of up to 128 bytes of data. This device is capable of both random and sequential reads up to the 512K boundary. Functional address lines allow up to eight devices on the same bus, for up to 4 Mbit address space. This device is available in the standard 8-pin plastic DIP, SOIJ, SOIC, TSSOP, DFN, and 14-lead TSSOP packages. The 24AA512 is also available in the 8-lead Chip Scale package.

Block Diagram



Package Type



* 24XX512 is used in this document as a generic part number for the 24AA512/24LC512/24FC512 devices.

24AA512/24LC512/24FC512

1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings (†)

V _{CC}	6.5V
All inputs and outputs w.r.t. V _{SS}	-0.6V to V _{CC} +1.0V
Storage temperature	-65°C to +150°C
Ambient temperature with power applied	-40°C to +125°C
ESD protection on all pins	≥ 4 kV

† NOTICE: Stresses above those listed under “Absolute Maximum Ratings” may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

TABLE 1-1: DC CHARACTERISTICS

DC CHARACTERISTICS			Electrical Characteristics:			
			Industrial (I): V _{CC} = +1.7V to 5.5V		T _A = -40°C to +85°C	
			Automotive (E): V _{CC} = +2.5V to 5.5V		T _A = -40°C to +125°C	
Param. No.	Sym.	Characteristic	Min.	Max.	Units	Conditions
D1	—	A0, A1, A2, SCL, SDA and WP pins:	—	—	—	—
D2	V _{IH}	High-level input voltage	0.7 V _{CC}	—	V	—
D3	V _{IL}	Low-level input voltage	—	0.3 V _{CC} 0.2 V _{CC}	V V	V _{CC} ≥ 2.5V V _{CC} < 2.5V
D4	V _{HYS}	Hysteresis of Schmitt Trigger inputs (SDA, SCL pins)	0.05 V _{CC}	—	V	V _{CC} ≥ 2.5V (Note)
D5	V _{OL}	Low-level output voltage	—	0.40	V	I _{OL} = 3.0 ma @ V _{CC} = 4.5V I _{OL} = 2.1 ma @ V _{CC} = 2.5V
D6	I _{LI}	Input leakage current	—	±1	μA	V _{IN} = V _{SS} or V _{CC} , WP = V _{SS} V _{IN} = V _{SS} or V _{CC} , WP = V _{CC}
D7	I _{LO}	Output leakage current	—	±1	μA	V _{OUT} = V _{SS} or V _{CC}
D8	C _{IN} , C _{OUT}	Pin capacitance (all inputs/outputs)	—	10	pF	V _{CC} = 5.0V (Note) T _A = 25°C, F _{CLK} = 1 MHz
D9	I _{CC Read}	Operating current	—	400	μA	V _{CC} = 5.5V, SCL = 400 kHz
	I _{CC Write}		—	5	mA	V _{CC} = 5.5V
D10	I _{CCS}	Standby current	—	1	μA	T _A = -40°C to +85°C SCL = SDA = V _{CC} = 5.5V A0, A1, A2, WP = V _{SS}
			—	5	μA	T _A = -40°C to +125°C SCL = SDA = V _{CC} = 5.5V A0, A1, A2, WP = V _{SS}

Note: This parameter is periodically sampled and not 100% tested.

24AA512/24LC512/24FC512

TABLE 1-2: AC CHARACTERISTICS

AC CHARACTERISTICS			Electrical Characteristics:			
			Industrial (I):	Vcc = +1.7V to 5.5V	TA = -40°C to +85°C	
			Automotive (E):	Vcc = +2.5V to 5.5V	TA = -40°C to +125°C	
Param. No.	Sym.	Characteristic	Min.	Max.	Units	Conditions
1	FCLK	Clock frequency	— — — —	100 400 400 1000	kHz	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
2	THIGH	Clock high time	4000 600 600 500	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
3	TLOW	Clock low time	4700 1300 1300 500	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
4	TR	SDA and SCL rise time (Note 1)	— — —	1000 300 300	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
5	TF	SDA and SCL fall time (Note 1)	— —	300 100	ns	All except, 24FC512 1.7V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
6	THD:STA	Start condition hold time	4000 600 600 250	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
7	TSU:STA	Start condition setup time	4700 600 600 250	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
8	THD:DAT	Data input hold time	0	—	ns	(Note 2)
9	TSU:DAT	Data input setup time	250 100 100	— — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
10	TSU:STO	Stop condition setup time	4000 600 600 250	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
11	TSU:WP	WP setup time	4000 600 600	— — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
12	THD:WP	WP hold time	4700 1300 1300	— — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
13	TAA	Output valid from clock (Note 2)	— — — —	3500 900 900 400	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512
14	TBUF	Bus free time: Time the bus must be free before a new transmission can start	4700 1300 1300 500	— — — —	ns	1.7V ≤ Vcc < 2.5V 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 1.7V ≤ Vcc < 2.5V 24FC512 2.5V ≤ Vcc ≤ 5.5V 24FC512

Note 1: Not 100% tested. CB = total capacitance of one bus line in pF.

2: As a transmitter, the device must provide an internal minimum delay time to bridge the undefined region (minimum 300 ns) of the falling edge of SCL to avoid unintended generation of Start or Stop conditions.

3: The combined TSP and VHYS specifications are due to new Schmitt Trigger inputs which provide improved noise spike suppression. This eliminates the need for a TI specification for standard operation.

4: This parameter is not tested but ensured by characterization. For endurance estimates in a specific application, please consult the Total Endurance™ Model which can be obtained from Microchip's web site at www.microchip.com.

24AA512/24LC512/24FC512

AC CHARACTERISTICS (Continued)			Electrical Characteristics:			
			Industrial (I):		VCC = +1.7V to 5.5V	TA = -40°C to +85°C
			Automotive (E):		VCC = +2.5V to 5.5V	TA = -40°C to +125°C
Param. No.	Sym.	Characteristic	Min.	Max.	Units	Conditions
16	TSP	Input filter spike suppression (SDA and SCL pins)	—	50	ns	All except, 24FC512 (Notes 1 and 3)
17	TWC	Write cycle time (byte or page)	—	5	ms	—
18	—	Endurance	1,000,000	—	cycles	Page Mode, 25°C, VCC = 5.5V (Note 4)

- Note 1:** Not 100% tested. CB = total capacitance of one bus line in pF.
- Note 2:** As a transmitter, the device must provide an internal minimum delay time to bridge the undefined region (minimum 300 ns) of the falling edge of SCL to avoid unintended generation of Start or Stop conditions.
- Note 3:** The combined TSP and VHYS specifications are due to new Schmitt Trigger inputs which provide improved noise spike suppression. This eliminates the need for a TI specification for standard operation.
- Note 4:** This parameter is not tested but ensured by characterization. For endurance estimates in a specific application, please consult the Total Endurance™ Model which can be obtained from Microchip's web site at www.microchip.com.

2. Feature

- Wireless transceiver
 - Sensitivity (Bit error rate) can reach -80dBm.
 - The change range of output's power: -4 - +6dBm.
- Function description (perfect Bluetooth solution)
 - Has an EDR module; and the change range of modulation depth: 2Mbps - 3Mbps.
 - Has a build-in 2.4GHz antenna; user needn't test antenna.
 - Has the external 8Mbit FLASH
 - Can work at the low voltage (3.1V~4.2V). The current in pairing is in the range of 30~40mA. The current in communication is 8mA.
 - Standard HCI Port (UART or USB)
 - USB Protocol: Full Speed USB1.1, Compliant With 2.0
 - This module can be used in the SMD.
 - It's made through RoHS process.
 - The board PIN is half hole size.
 - Has a 2.4GHz digital wireless transceiver.
 - Bases at CSR BC04 Bluetooth technology.
 - Has the function of adaptive frequency hopping.
 - Small (27mm×13mm×2mm)
 - Peripherals circuit is simple.
 - It's at the Bluetooth class 2 power level.
 - Storage temperature range: -40 °C - 85°C , work temperature range: -25 °C - +75°C
 - Any wave inter Interference: 2.4MHz, the power of emitting: 3 dBm.
 - Bit error rate: 0. Only the signal decays at the transmission link, bit error may be produced. For example, when RS232 or TTL is being processed, some signals may decay.
- Low power consumption
- Has high-performance wireless transceiver system
- Low Cost

- Application fields:
 - Bluetooth Car Handsfree Device
 - Bluetooth GPS
 - Bluetooth PCMCIA , USB Dongle
 - Bluetooth Data Transfer
- Software
 - CSR

3. PINs description

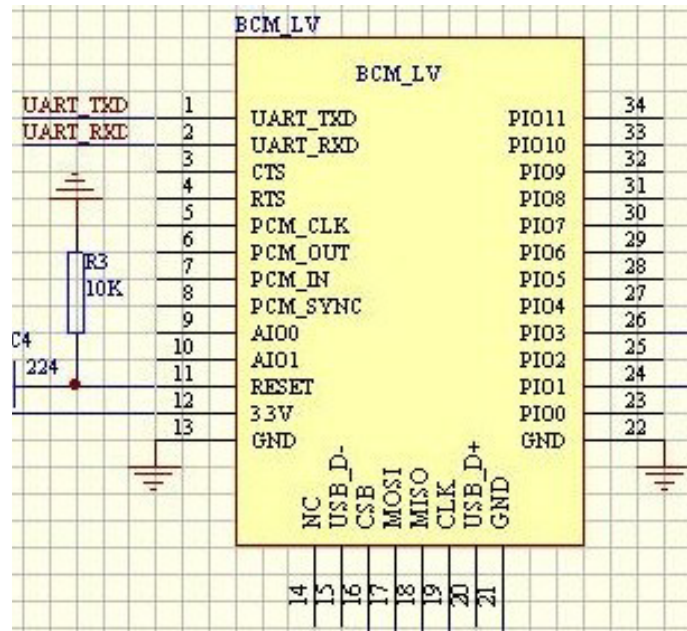


Figure 3 PIN configuration

The PINs at this block diagram is as same as the physical one.

PIN Name	PIN #	Pad type	Description	Note
GND	13 21 22	VSS	Ground pot	
1V8	14	VDD	Integrated 1.8V (+) supply with On-chip linear regulator output within 1.7-1.9V	
VCC	12	3.3V		
AIO0	9	Bi-Directional	Programmable input/output line	
AIO1	10	Bi-Directional	Programmable input/output line	

PIO0	23	Bi-Directional RX EN	Programmable input/output line, control output for LNA(if fitted)	
PIO1	24	Bi-Directional TX EN	Programmable input/output line, control output for PA(if fitted)	
PIO2	25	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO3	26	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO4	27	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO5	28	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO6	29	Bi-Directional	Programmable input/output line	CLK_REQ
PIO7	30	Bi-Directional	Programmable input/output line	CLK_OUT
PIO8	31	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO9	32	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO10	33	Bi-Directional	Programmable input/output line	
PIO11	34	Bi-Directional	Programmable input/output line	
RESETB	11	CMOS Input with weak internal pull-down		
UART_RTS	4	CMOS output, tri-stable with weak internal pull-up	UART request to send, active low	
UART_CTS	3	CMOS input with weak internal pull-down	UART clear to send, active low	
UART_RX	2	CMOS input with weak internal pull-down	UART Data input	
UART_TX	1	CMOS output, Tri-stable with weak internal pull-up	UART Data output	
SPI_MOSI	17	CMOS input with weak internal pull-down	Serial peripheral interface data input	
SPI_CSB	16	CMOS input with weak internal	Chip select for serial peripheral interface, active low	

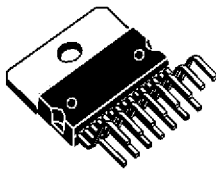
		pull-up		
SPI_CLK	19	CMOS input with weak internal pull-down	Serial peripheral interface clock	
SPI_MISO	18	CMOS input with weak internal pull-down	Serial peripheral interface data Output	
USB_-	15	Bi-Directional		
USB_+	20	Bi-Directional		
1.8V	14		1.8V external power supply input	Default : 1.8V internal power supply.
PCM_CLK	5	Bi-Directional		
PCM_OUT	6	CMOS output		
PCM_IN	7	CMOS Input		
PCM_SYNC	8	Bi-Directional		

DUAL FULL-BRIDGE DRIVER


- OPERATING SUPPLY VOLTAGE UP TO 46 V
- TOTAL DC CURRENT UP TO 4 A
- LOW SATURATION VOLTAGE
- OVERTEMPERATURE PROTECTION
- LOGICAL "0" INPUT VOLTAGE UP TO 1.5 V (HIGH NOISE IMMUNITY)

DESCRIPTION

The L298 is an integrated monolithic circuit in a 15-lead Multiwatt and PowerSO20 packages. It is a high voltage, high current dual full-bridge driver designed to accept standard TTL logic levels and drive inductive loads such as relays, solenoids, DC and stepping motors. Two enable inputs are provided to enable or disable the device independently of the input signals. The emitters of the lower transistors of each bridge are connected together and the corresponding external terminal can be used for the con-



Multiwatt15

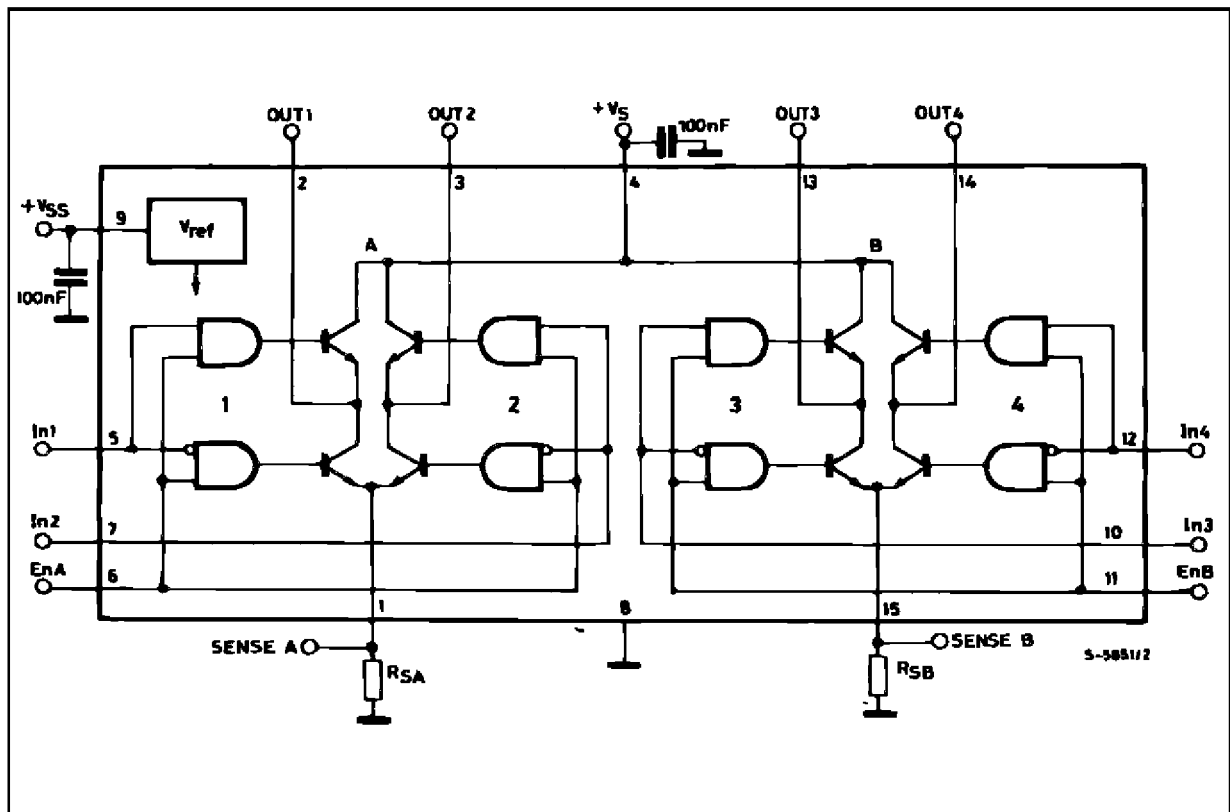


PowerSO20

ORDERING NUMBERS : L298N (Multiwatt Vert.)
 L298HN (Multiwatt Horiz.)
 L298P (PowerSO20)

nection of an external sensing resistor. An additional supply input is provided so that the logic works at a lower voltage.

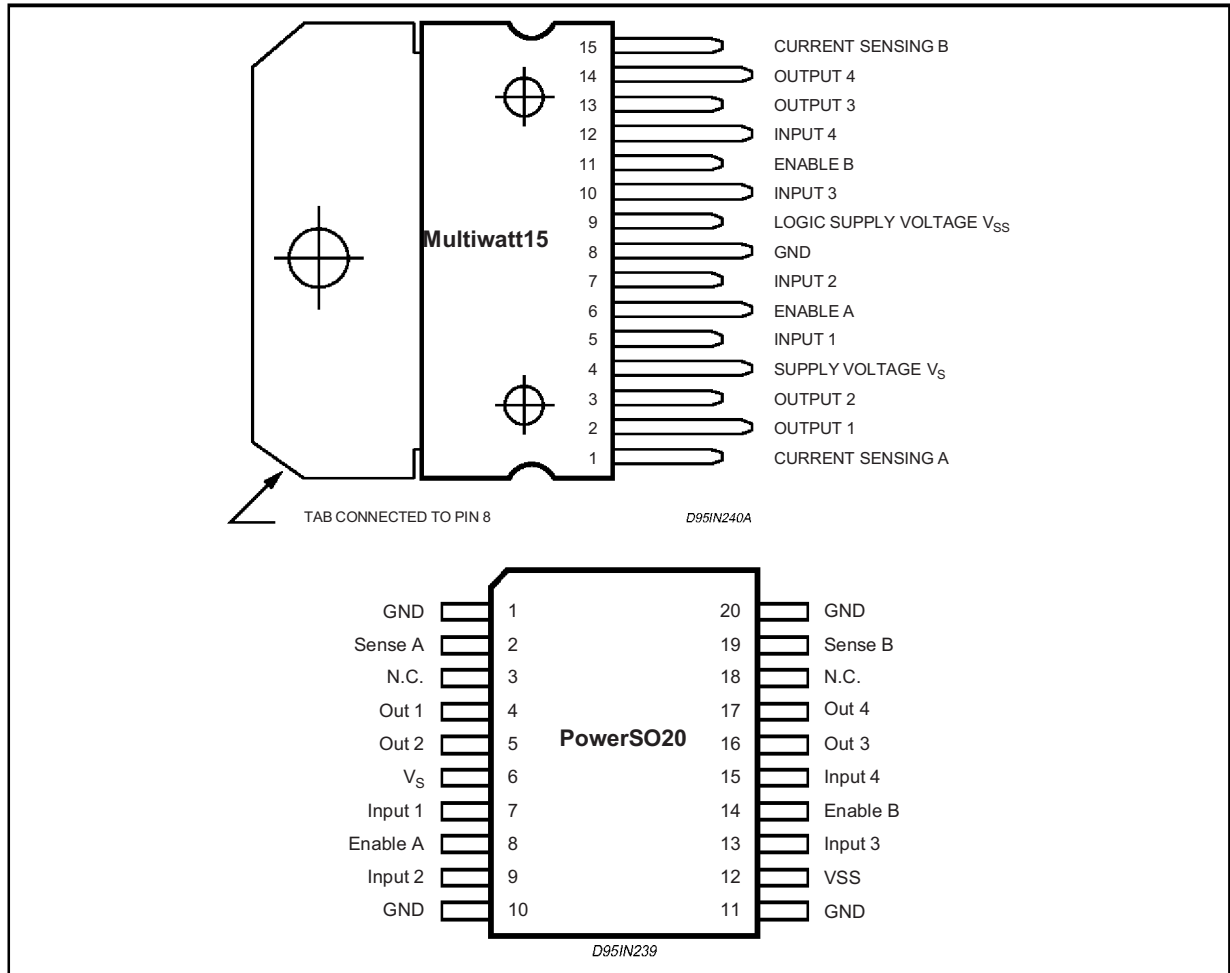
BLOCK DIAGRAM



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_S	Power Supply	50	V
V_{SS}	Logic Supply Voltage	7	V
V_I, V_{en}	Input and Enable Voltage	-0.3 to 7	V
I_O	Peak Output Current (each Channel)		
	- Non Repetitive ($t = 100\mu s$)	3	A
	- Repetitive (80% on -20% off; $t_{on} = 10ms$)	2.5	A
	-DC Operation	2	A
V_{sens}	Sensing Voltage	-1 to 2.3	V
P_{tot}	Total Power Dissipation ($T_{case} = 75^\circ C$)	25	W
T_{op}	Junction Operating Temperature	-25 to 130	$^\circ C$
T_{stg}, T_j	Storage and Junction Temperature	-40 to 150	$^\circ C$

PIN CONNECTIONS (top view)



THERMAL DATA

Symbol	Parameter	PowerSO20	Multiwatt15	Unit
$R_{thj-case}$	Thermal Resistance Junction-case	Max. -	3	$^\circ C/W$
$R_{thj-amb}$	Thermal Resistance Junction-ambient	Max. 13 (*)	35	$^\circ C/W$

(*) Mounted on aluminum substrate

LM324, LM324A, LM324E, LM224, LM2902, LM2902E, LM2902V, NCV2902



ON Semiconductor®

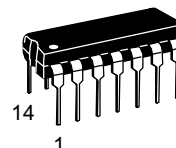
www.onsemi.com

Single Supply Quad Operational Amplifiers

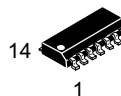
The LM324 series are low-cost, quad operational amplifiers with true differential inputs. They have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. The quad amplifier can operate at supply voltages as low as 3.0 V or as high as 32 V with quiescent currents about one-fifth of those associated with the MC1741 (on a per amplifier basis). The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in many applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

Features

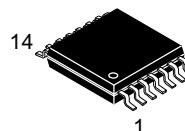
- Short Circuited Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 3.0 V to 32 V
- Low Input Bias Currents: 100 nA Maximum (LM324A)
- Four Amplifiers Per Package
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Industry Standard Pinouts
- ESD Clamps on the Inputs Increase Ruggedness without Affecting Device Operation
- NCV Prefix for Automotive and Other Applications Requiring Unique Site and Control Change Requirements; AEC-Q100 Qualified and PPAP Capable
- These Devices are Pb-Free, Halogen Free/BFR Free and are RoHS Compliant



PDIP-14
N SUFFIX
CASE 646

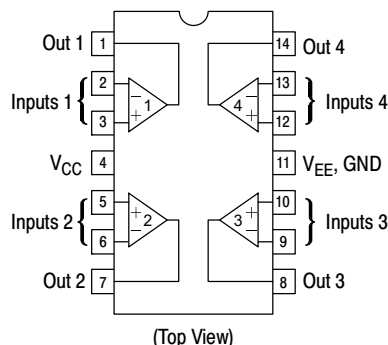


SOIC-14
D SUFFIX
CASE 751A



TSSOP-14
DTB SUFFIX
CASE 948G

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 10 of this data sheet.

DEVICE MARKING INFORMATION

See general marking information in the device marking section on page 11 of this data sheet.

LM324, LM324A, LM324E, LM224, LM2902, LM2902E, LM2902V, NCV2902

MAXIMUM RATINGS (T_A = +25°C, unless otherwise noted.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Power Supply Voltages Single Supply Split Supplies	V _{CC} V _{CC} , V _{EE}	32 ±16	Vdc
Input Differential Voltage Range (Note 1)	V _{IDR}	±32	Vdc
Input Common Mode Voltage Range	V _{ICR}	-0.3 to 32	Vdc
Output Short Circuit Duration	t _{SC}	Continuous	
Junction Temperature	T _J	150	°C
Thermal Resistance, Junction-to-Air (Note 2)	R _{θJA}	Case 646 Case 751A Case 948G	118 156 190 °C/W
Storage Temperature Range	T _{stg}	-65 to +150	°C
Operating Ambient Temperature Range	T _A	LM224 LM324, LM324A, LM324E LM2902, LM2902E LM2902V, NCV2902 (Note 3)	-25 to +85 0 to +70 -40 to +105 -40 to +125 °C

Stresses exceeding those listed in the Maximum Ratings table may damage the device. If any of these limits are exceeded, device functionality should not be assumed, damage may occur and reliability may be affected.

1. Split Power Supplies.
2. All R_{θJA} measurements made on evaluation board with 1 oz. copper traces of minimum pad size. All device outputs were active.
3. NCV2902 is qualified for automotive use.

ESD RATINGS

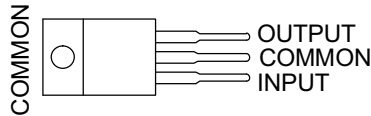
Rating	HBM	MM	Unit
ESD Protection at any Pin (Human Body Model – HBM, Machine Model – MM)			
NCV2902 (Note 3)	2000	200	V
LM324E, LM2902E	2000	200	V
LM324DG/DR2G, LM2902DG/DR2G	200	100	V
All Other Devices	2000	200	V

μA7800 SERIES POSITIVE-VOLTAGE REGULATORS

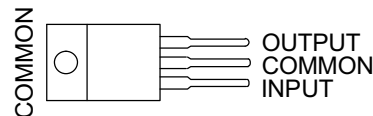
SLVS056J – MAY 1976 – REVISED MAY 2003

- 3-Terminal Regulators
- Output Current up to 1.5 A
- Internal Thermal-Overload Protection
- High Power-Dissipation Capability
- Internal Short-Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation

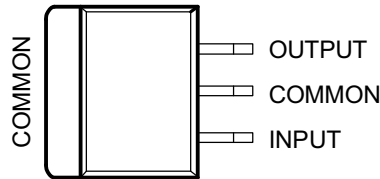
**KC (TO-220) PACKAGE
(TOP VIEW)**



**KCS (TO-220) PACKAGE
(TOP VIEW)**



**KTE PACKAGE
(TOP VIEW)**



description/ordering information

This series of fixed-voltage integrated-circuit voltage regulators is designed for a wide range of applications. These applications include on-card regulation for elimination of noise and distribution problems associated with single-point regulation. Each of these regulators can deliver up to 1.5 A of output current. The internal current-limiting and thermal-shutdown features of these regulators essentially make them immune to overload. In addition to use as fixed-voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable output voltages and currents, and also can be used as the power-pass element in precision regulators.

ORDERING INFORMATION

T _J	V _{O(NOM)} (V)	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 125°C	5	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7805CKTER	μA7805C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7805CKC	μA7805C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7805CKCS	
	8	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7808CKTER	μA7808C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7808CKC	μA7808C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7808CKCS	
	10	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7810CKTER	μA7810C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7810CKC	μA7810C
	12	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7812CKTER	μA7812C
		TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7812CKC	μA7812C
		TO-220, short shoulder (KCS)	Tube of 20	μA7812CKCS	
	15	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7815CKTER	μA7815C
TO-220 (KC)		Tube of 50	μA7815CKC	μA7815C	
TO-220, short shoulder (KCS)		Tube of 20	μA7815CKCS		
24	POWER-FLEX (KTE)	Reel of 2000	μA7824CKTER	μA7824C	
	TO-220 (KC)	Tube of 50	μA7824CKC	μA7824C	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/sc/package.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2003, Texas Instruments Incorporated

Features and Benefits

- Small size, low cost
- Easy to integrate
- Factory calibrated in wide temperature range:
-40...+125°C for sensor temperature and
-70...+380°C for object temperature.
- High accuracy of 0.5°C in a wide temperature range (0...+50°C for both Ta and To)
- High (medical) accuracy calibration
- Measurement resolution of 0.02°C
- Single and dual zone versions
- SMBus compatible digital interface
- Customizable PWM output for continuous reading
- Available in 3V and 5V versions
- Simple adaptation for 8...16V applications
- Sleep mode for reduced power consumption
- Different package options for applications and measurements versatility
- Automotive grade

Applications Examples

- High precision non-contact temperature measurements
- Thermal Comfort sensor for Mobile Air Conditioning control system
- Temperature sensing element for residential, commercial and industrial building air conditioning
- Windshield defogging
- Automotive blind angle detection
- Industrial temperature control of moving parts
- Temperature control in printers and copiers
- Home appliances with temperature control
- Healthcare
- Livestock monitoring
- Movement detection
- Multiple zone temperature control – up to 127 sensors can be read via common 2 wires
- Thermal relay / alert
- Body temperature measurement

Ordering Information

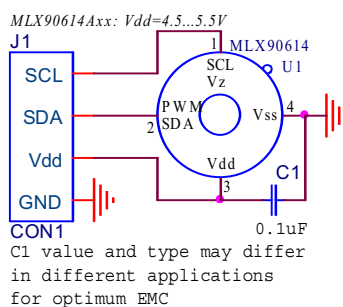
Part No.	Temperature Code	Package Code	- Option Code	Standard part	Packing form
			- X X X (1) (2) (3)		
MLX90614	E (-40°C...85°C) K (-40°C...125°C)	SF (TO-39)		-000	-TU

(1) Supply Voltage/ Accuracy A - 5V B - 3V C - Reserved D - 3V medical accuracy	(2) Number of thermopiles: A – single zone B – dual zone C – gradient compensated*	(3) Package options: A – Standard package B – Reserved C – 35° FOV D/E – Reserved F – 10° FOV G – Reserved H – 12° FOV (refractive lens) I – 5° FOV
---	---	---



Example:
MLX90614ESF-BAA-000-TU * : See page 2

1 Functional diagram



MLX90614 connection to SMBus

Figure 1: Typical application schematics

2 General Description

The MLX90614 is an Infra Red thermometer for non contact temperature measurements. Both the IR sensitive thermopile detector chip and the signal conditioning ASSP are integrated in the same TO-39 can.

Thanks to its low noise amplifier, 17-bit ADC and powerful DSP unit, a high accuracy and resolution of the thermometer is achieved.

The thermometer comes factory calibrated with a digital PWM and SMBus (System Management Bus) output.

As a standard, the 10-bit PWM is configured to continuously transmit the measured temperature in range of -20...120°C, with an output resolution of 0.14°C.

The factory default POR setting is SMBus.

General description (continued)

The MLX90614 is built from 2 chips developed and manufactured by Melexis:

- The Infra Red thermopile detector MLX81101
- The signal conditioning ASSP MLX90302, specially designed to process the output of IR sensor.

The device is available in an industry standard TO-39 package.

Thanks to the low noise amplifier, high resolution 17-bit ADC and powerful DSP unit of MLX90302 high accuracy and resolution of the thermometer is achieved. The calculated object and ambient temperatures are available in RAM of MLX90302 with resolution of 0.01°C. They are accessible by 2 wire serial SMBus compatible protocol (0.02°C resolution) or via 10-bit PWM (Pulse Width Modulated) output of the device.

The MLX90614 is factory calibrated in wide temperature ranges: -40...125°C for the ambient temperature and -70...380°C for the object temperature.

The measured value is the average temperature of all objects in the Field Of View of the sensor. The MLX90614 offers a standard accuracy of $\pm 0.5^\circ\text{C}$ around room temperatures. A special version for medical applications exists offering an accuracy of $\pm 0.2^\circ\text{C}$ in a limited temperature range around the human body temperature.

It is very important for the application designer to understand that these accuracies are only guaranteed and achievable when the sensor is in thermal equilibrium and under isothermal conditions (there are no temperature differences across the sensor package). The accuracy of the thermometer can be influenced by temperature differences in the package induced by causes like (among others): Hot electronics behind the sensor, heaters/coolers behind or beside the sensor or by a hot/cold object very close to the sensor that not only heats the sensing element in the thermometer but also the thermometer package.

This effect is especially relevant for thermometers with a small FOV like the xxC and xxF as the energy received by the sensor from the object is reduced. Therefore, Melexis has introduced the xCx version of the MLX90614. In these MLX90614xCx, the thermal gradients are measured internally and the measured temperature is compensated for them. In this way, the xCx version of the MLX90614 is much less sensitive to thermal gradients, but the effect is not totally eliminated. It is therefore important to avoid the causes of thermal gradients as much as possible or to shield the sensor from them.

As a standard, the MLX90614 is calibrated for an object emissivity of 1. It can be easily customized by the customer for any other emissivity in the range 0.1...1.0 without the need of recalibration with a black body.

The 10-bit PWM is as a standard configured to transmit continuously the measured object temperature for an object temperature range of -20...120°C with an output resolution of 0.14°C. The PWM can be easily customized for virtually any range desired by the customer by changing the content of 2 EEPROM cells. This has no effect on the factory calibration of the device.

The PWM pin can also be configured to act as a thermal relay (input is T_o), thus allowing for an easy and cost effective implementation in thermostats or temperature (freezing / boiling) alert applications. The temperature threshold is user programmable. In a SMBus system this feature can act as a processor interrupt that can trigger reading all slaves on the bus and to determine the precise condition.

The thermometer is available in 2 supply voltage options: 5V compatible or 3V (battery) compatible. The 5V can be easily adopted to operate from a higher supply voltage (8...16V, for example) by use of few external components (refer to "Applications information" section for details).

An optical filter (long-wave pass) that cuts off the visible and near infra-red radiant flux is integrated in the package to provide ambient and sunlight immunity. The wavelength pass band of this optical filter is from 5.5 till 14 μm (except for xCH and xCI type of devices which incorporate uncoated silicon lens).

NCP699

150 mA CMOS Low Iq LDO with Enable in TSOP-5

The NCP699 series of fixed output LDO's are designed for handheld communication equipment and portable battery powered applications which require low quiescent current. The NCP699 series features a very low ground current of 40 μA , independent of load current. Each device contains a voltage reference unit, an error amplifier, a PMOS power transistor, internal resistors for setting output voltage, current limit, and temperature limit protection circuits.

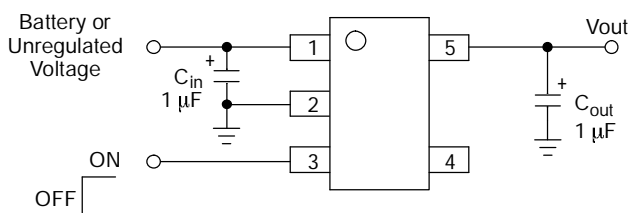
The NCP699 has been designed to be used with low cost capacitors. The device is housed in the micro-miniature TSOP-5 surface mount package. Standard voltage versions are 1.3, 1.4, 1.5, 1.8, 2.5, 2.8, 2.9, 3.0, 3.1, 3.3, 3.4, 4.5 and 5.0 V. Other voltages are available in 100 mV steps.

Features

- Enable Control (Active High, Supports Sub 1 V Logic)
- Very Low Ground Current of 40 μA Typical
- Low Dropout Voltage of 340 mV at 150 mA, and 3.0 V V_{out}
- Multiple Fixed Output Voltage Option
- Output Voltage Accuracy of 2.0%
- Operating Temperature Range of -40°C to 85°C
- Stable with 1 μF Ceramic or Tantalum Capacitors
- These are Pb-Free Devices

Typical Applications

- Cellular Phones
- Battery Powered Consumer Products
- Hand-Held Instruments
- Camcorders and Cameras
- Printers and Office Equipment



This device contains 86 active transistors

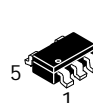
Figure 1. Typical Application Diagram



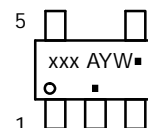
ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>

MARKING DIAGRAM



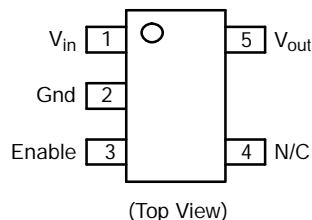
TSOP-5
(SOT23-5, SC59-5)
SN SUFFIX
CASE 483



xxx = Specific Device Code
A = Assembly Location
Y = Year
W = Work Week
■ = Pb-Free Package

(Note: Microdot may be in either location)

PIN CONNECTIONS



ORDERING INFORMATION

See detailed ordering and shipping information in the package dimensions section on page 7 of this data sheet.

NCP699

PIN FUNCTION DESCRIPTION

Pin No.	Pin Name	Description
1	V _{in}	Positive power supply input voltage.
2	Gnd	Power supply ground.
3	Enable	This input is used to place the device into low-power standby. When this input is pulled low, the device is disabled. If this function is not used, Enable should be connected to V _{in} .
4	N/C	No internal connection.
5	V _{out}	Regulated output voltage.

MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Input Voltage	V _{in}	2.1 to 6.0	V
Enable Voltage	Enable	-0.3 to V _{in} + 0.3	V
Output Voltage	V _{out}	-0.3 to V _{in} + 0.3	V
Power Dissipation	P _D	Internally Limited	W
Operating Junction Temperature	T _J	+150	°C
Maximum Junction Temperature	T _{J(max)}	+150	°C
Operating Ambient Temperature	T _A	-40 to +85	°C
Storage Temperature	T _{stg}	-55 to +150	°C

Stresses exceeding Maximum Ratings may damage the device. Maximum Ratings are stress ratings only. Functional operation above the Recommended Operating Conditions is not implied. Extended exposure to stresses above the Recommended Operating Conditions may affect device reliability.

- This device series contains ESD protection and exceeds the following tests:
Human Body Model 2000 V per MIL-STD-883, Method 3015
Machine Model Method 200 V
- Latch-up capability (85°C) ± 200 mA DC with trigger voltage.

THERMAL CHARACTERISTICS

Rating	Symbol	Test Conditions	Typical Value	Unit
Junction-to-Ambient	R _{θJA}	1 oz Copper Thickness, 100 mm ²	250	°C/W
PSIU-Lead 2	Ψ _{JL2}	1 oz Copper Thickness, 100 mm ²	68	°C/W

NOTE: Single component mounted on an 80 x 80 x 1.5 mm FR4 PCB with stated copper head spreading area. Using the following boundary conditions as stated in EIA/JESD 51-1, 2, 3, 7, 12.

NCP699

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($V_{in} = V_{out(nom.)} + 1.0\text{ V}$, $V_{enable} = V_{in}$, $C_{in} = 1.0\ \mu\text{F}$, $C_{out} = 1.0\ \mu\text{F}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted.)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Output Voltage ($I_{out} = 10\text{ mA}$, $T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C)	V_{out}				V
1.3 V		1.261	1.3	1.339	
1.4 V		1.358	1.4	1.442	
1.5 V		1.455	1.5	1.545	
1.8 V		1.746	1.8	1.854	
2.5 V		2.425	2.5	2.575	
2.8 V		2.716	2.8	2.884	
2.9 V		2.813	2.9	2.987	
3.0 V		2.910	3.0	3.090	
3.1 V		3.007	3.1	3.193	
3.3 V		3.201	3.3	3.399	
3.4 V		3.298	3.4	3.502	
4.5 V		4.365	4.5	4.635	
5.0 V		4.850	5.0	5.150	
Line Regulation ($I_{out} = 10\text{ mA}$)	Reg_{line}				mV/V
1.3 V–4.4 V ($V_{in} = V_{out(nom.)} + 1.0\text{ V}$ to 6.0 V)		–	1.0	3.0	
4.5 V–5.0 V ($V_{in} = 5.5\text{ V}$ to 6.0 V)		–	1.0	3.0	
Load Regulation ($I_{out} = 1.0\text{ mA}$ to 150 mA)	Reg_{load}	–	0.3	0.8	mV/mA
Output Current Limit	$I_{o(nom.)}$				mA
1.3 V–3.9 V ($V_{in} = V_{out(nom.)} + 2.0\text{ V}$)		150	240	–	
4.0 V–5.0 V ($V_{in} = 6.0\text{ V}$)		150	240	–	
Dropout Voltage ($I_{out} = 150\text{ mA}$, Measured at $V_{out} = V_{out(nom.)} - 3.0\%$)	$V_{in} - V_{out}$				mV
1.3 V		–	800	900	
1.4 V		–	750	850	
1.5 V		–	690	750	
1.8 V		–	570	620	
2.5 V		–	400	450	
2.8 V		–	360	420	
2.9 V		–	350	420	
3.0 V		–	340	400	
3.1 V		–	330	400	
3.3 V		–	320	360	
3.4 V		–	300	360	
4.5 V – 5.0 V		–	240	300	
Disable Current ($T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C) (Enable Input = 0 V)	DIS	–	0.03	1.0	μA
Ground Current ($T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C) (Enable Input = V_{in} , $I_{out} = 1.0\text{ mA}$ to $I_{o(nom.)}$)	I_{GND}	–	40	90	μA
Output Short Circuit Current ($V_{out} = 0\text{ V}$)	$I_{out(max)}$				mA
1.3 V–3.9 V ($V_{in} = V_{out(nom.)} + 2.0\text{ V}$)		150	300	600	
4.0 V–5.0 V ($V_{in} = 6.0\text{ V}$)		150	300	600	
Output Voltage Noise ($f = 100\text{ Hz}$ to 100 kHz) $I_{out} = 30\text{ mA}$, $C_{out} = 1\ \mu\text{F}$	V_n	–	100	–	μV_{rms}
Ripple Rejection ($f = 120\text{ Hz}$, 15 mA) ($f = 1.0\text{ kHz}$, 15 mA)	RR	–	55 50	–	dB
Enable Input Threshold Voltage ($T_A = -40^\circ\text{C}$ to 85°C) (Voltage Increasing, Output Turns On, Logic High) (Voltage Decreasing, Output Turns Off, Logic Low)	$V_{th(en)}$	0.95	–	– 0.3	V
Output Voltage Temperature Coefficient	T_C	–	± 100	–	ppm/ $^\circ\text{C}$

3. Maximum package power dissipation limits must be observed.

$$PD = \frac{T_{J(max)} - T_A}{R_{\theta JA}}$$

4. Low duty cycle pulse techniques are used during testing to maintain the junction temperature as close to ambient as possible.



MICROCHIP

PIC16F193X/LF193X

28/40/44-Pin Flash-Based, 8-Bit CMOS Microcontrollers with LCD Driver with nanoWatt XLP Technology

Devices Included In This Data Sheet:

PIC16F193X Devices:

- PIC16F1933
- PIC16F1936
- PIC16F1938
- PIC16F1934
- PIC16F1937
- PIC16F1939

PIC16LF193X Devices:

- PIC16LF1933
- PIC16LF1936
- PIC16LF1938
- PIC16LF1934
- PIC16LF1937
- PIC16LF1939

High-Performance RISC CPU:

- Only 49 Instructions to Learn:
 - All single-cycle instructions except branches
- Operating Speed:
 - DC – 32 MHz oscillator/clock input
 - DC – 125 ns instruction cycle
- Up to 16K x 14 Words of Flash Program Memory
- Up to 1024 Bytes of Data Memory (RAM)
- Interrupt Capability with automatic context saving
- 16-Level Deep Hardware Stack
- Direct, Indirect and Relative Addressing modes
- Processor Read Access to Program Memory
- Pinout Compatible to other 28/40-pin PIC16CXXX and PIC16FXXX Microcontrollers

Special Microcontroller Features:

- Precision Internal Oscillator:
 - Factory calibrated to $\pm 1\%$, typical
 - Software selectable frequency range from 32 MHz to 31 kHz
- Power-Saving Sleep mode
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and Oscillator Start-up Timer (OST)
- Brown-out Reset (BOR)
 - Selectable between two trip points
 - Disable in Sleep option
- Multiplexed Master Clear with Pull-up/Input Pin
- Programmable Code Protection
- High Endurance Flash/EEPROM cell:
 - 100,000 write Flash endurance
 - 1,000,000 write EEPROM endurance
 - Flash/Data EEPROM retention: > 40 years
- Wide Operating Voltage Range:
 - 1.8V-5.5V (PIC16F193X)
 - 1.8V-3.6V (PIC16LF193X)

PIC16LF193X Low-Power Features:

- Standby Current:
 - 60 nA @ 1.8V, typical
- Operating Current:
 - 7.0 μ A @ 32 kHz, 1.8V, typical (PIC16LF193X)
 - 150 μ A @ 1 MHz, 1.8V, typical (PIC16LF193X)
- Timer1 Oscillator Current:
 - 600 nA @ 32 kHz, 1.8V, typical
- Low-Power Watchdog Timer Current:
 - 500 nA @ 1.8V, typical (PIC16LF193X)

Peripheral Features:

- Up to 35 I/O Pins and 1 Input-only pin:
 - High-current source/sink for direct LED drive
 - Individually programmable Interrupt-on-pin change pins
 - Individually programmable weak pull-ups
- Integrated LCD Controller:
 - Up to 96 segments
 - Variable clock input
 - Contrast control
 - Internal voltage reference selections
- Capacitive Sensing Module (mTouch™)
 - Up to 16 selectable channels
- A/D Converter:
 - 10-bit resolution and up to 14 channels
 - Selectable 1.024/2.048/4.096V voltage reference
- Timer0: 8-Bit Timer/Counter with 8-Bit Programmable Prescaler
- Enhanced Timer1
 - Dedicated low-power 32 kHz oscillator driver
 - 16-bit timer/counter with prescaler
 - External Gate Input mode with toggle and single shot modes
 - Interrupt-on-gate completion
- Timer2, 4, 6: 8-Bit Timer/Counter with 8-Bit Period Register, Prescaler and Postscaler
- Two Capture, Compare, PWM Modules (CCP)
 - 16-bit Capture, max. resolution 125 ns
 - 16-bit Compare, max. resolution 125 ns
 - 10-bit PWM, max. frequency 31.25 kHz
- Three Enhanced Capture, Compare, PWM modules (ECCP)
 - 3 PWM time-base options
 - Auto-shutdown and auto-restart
 - PWM steering
 - Programmable Dead-band Delay

PIC16F193X/LF193X

Peripheral Features (Continued):

- Master Synchronous Serial Port (MSSP) with SPI and I²C™ with:
 - 7-bit address masking
 - SMBUS/PMBUS™ compatibility
 - Auto-wake-up on start
- Enhanced Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (EUSART)
 - RS-232, RS-485 and LIN compatible
 - Auto-Baud Detect
- SR Latch (555 Timer):
 - Multiple Set/Reset input options
 - Emulates 555 Timer applications
- 2 Comparators:
 - Rail-to-rail inputs/outputs
 - Power mode control
 - Software enable hysteresis
- Voltage Reference module:
 - Fixed Voltage Reference (FVR) with 1.024V, 2.048V and 4.096V output levels
 - 5-bit rail-to-rail resistive DAC with positive and negative reference selection

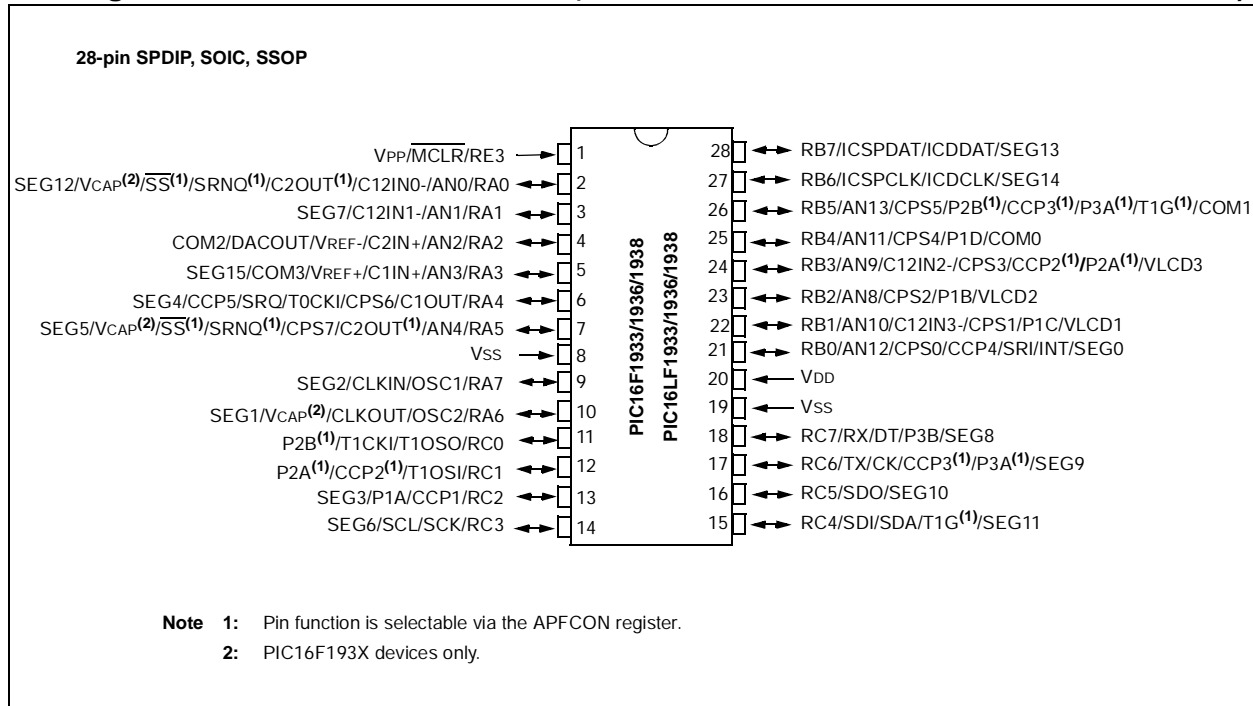
PIC16F193X/LF193X Family Types

Device	Program Memory Flash (words)	Data EEPROM (bytes)	SRAM (bytes)	I/O's	10-bit A/D (ch)	CapSense (ch)	Comparators	Timers 8/16-bit	EUSART	I ² C™/SPI	ECCP	CCP	LCD
PIC16F1933 PIC16LF1933	4096	256	256	25	11	8	2	4/1	Yes	Yes	3	2	16 ⁽¹⁾ /4
PIC16F1934 PIC16LF1934	4096	256	256	36	14	16	2	4/1	Yes	Yes	3	2	24/4
PIC16F1936 PIC16LF1936	8192	256	512	25	11	8	2	4/1	Yes	Yes	3	2	16 ⁽¹⁾ /4
PIC16F1937 PIC16LF1937	8192	256	512	36	14	16	2	4/1	Yes	Yes	3	2	24/4
PIC16F1938 PIC16LF1938	16384	256	1024	25	11	8	2	4/1	Yes	Yes	3	2	16 ⁽¹⁾ /4
PIC16F1939 PIC16LF1939	16384	256	1024	36	14	16	2	4/1	Yes	Yes	3	2	24/4

Note 1: COM3 and SEG15 share the same physical pin on PIC16F1933/1936/1938/PIC16LF1933/1936/1938, therefore, SEG15 is not available when using 1/4 multiplex displays.

PIC16F193X/LF193X

Pin Diagram – 28-Pin SPDIP/SOIC/SSOP (PIC16F1933/1936/1938, PIC16LF1933/1936/1938)



TIP3055, TIP2955



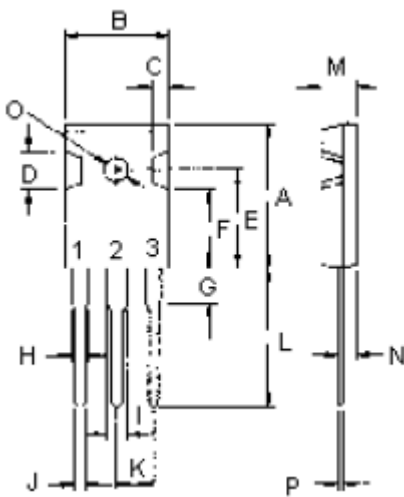
Complementary Power Transistors



Complementary Silicon Power Transistors are designed for use in general purpose power amplifier and switching applications

Features

- Power dissipation- $P_D = 90 \text{ W}$ at $T_C = 25^\circ\text{C}$
- DC current gain $h_{FE} = 20$ to 100 at $I_C = 4 \text{ A}$
- $V_{CE(sat)} = 1.1 \text{ V}$ (maximum) at $I_C = 4 \text{ A}$, $I_B = 400 \text{ mA}$



Pin 1. Base
2. Collector
3. Emitter

Dimensions	Minimum	Maximum
A	20.63	22.38
B	15.38	16.2
C	1.9	2.7
D	5.1	6.1
E	14.81	15.22
F	11.72	12.84
G	4.2	4.5
H	1.82	2.46
I	2.92	3.23
J	0.89	1.53
K	5.26	5.66
L	18.5	21.5
M	4.68	5.36
N	2.4	2.8
O	3.25	3.65
P	0.55	0.7

NPN **PNP**
TIP3055 **TIP2955**
15 Amperes
Complementary Silicon
Power Transistors
60 Volts
90 Watts

Dimensions : Millimetres

Maximum Ratings

Characteristic	Symbol	Rating	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	60	V
Collector-Emitter Voltage	V_{CER}	70	
Collector-Base Voltage	V_{CBO}	100	
Emitter-Base Voltage	V_{EBO}	7	A
Collector Current-Continuous	I_C	15	
Base Current	I_B	7	W W/°C
Total Power Dissipation at $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate Above 25°C	P_D	90 0.72	
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{STG}	-65 to +150	°C

TIP3055, TIP2955

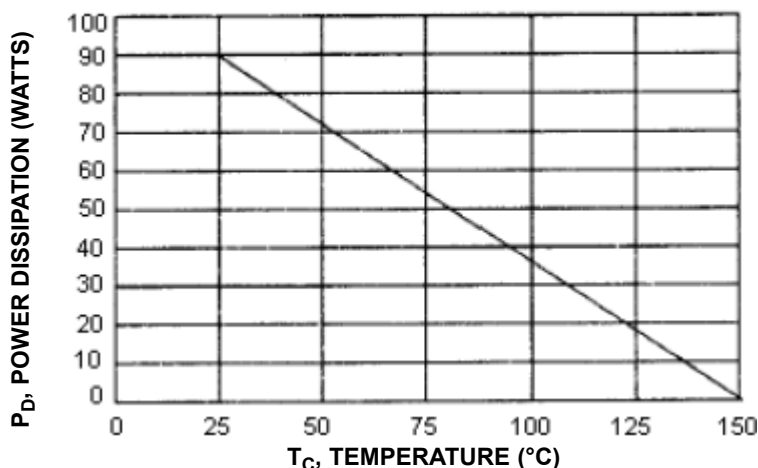


Complementary Power Transistors

Thermal Characteristics

Characteristic	Symbol	Maximum	Unit
Thermal Resistance Junction to Case	$R_{\theta jc}$	1.39	$^{\circ}\text{C}/\text{W}$

Figure1 Power Derating



Electrical Characteristics ($T_C = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Minimum	Maximum	Unit
OFF Characteristics				
Collector-Emitter Sustaining Voltage (1) ($I_C = 30 \text{ mA}$, $I_B = 0$)	$V_{CEO(sus)}$	60	-	V
Collector Cut off Current ($V_{CE} = 70 \text{ V}$, $R_{BE} = 100 \Omega$)	I_{CER}	-	1	mA
Collector Cut off Current ($V_{CE} = 30 \text{ V}$, $I_B = 0$)	I_{CEO}	-	0.7	
Collector Cut off Current ($V_{CE} = 100 \text{ V}$, $V_{BE(off)} = 1.5 \text{ V}$)	I_{CEV}	-	5	
Emitter Cut off Current ($V_{EB} = 7 \text{ V}$, $I_C = 0$)	I_{EBO}	-	-	
ON Characteristics (1)				
DC Current Gain ($I_C = 4 \text{ A}$, $V_{CE} = 4 \text{ V}$) ($I_C = 10 \text{ A}$, $V_{CE} = 4 \text{ V}$)	h_{FE}	20 5	100	-
Collector-Emitter Saturation Voltage ($I_C = 4 \text{ A}$, $I_B = 0.4 \text{ A}$) ($I_C = 10 \text{ A}$, $I_B = 3.3 \text{ A}$)	$V_{CE(sat)}$	-	1.1 3	V
Base-Emitter on Voltage ($I_C = 4 \text{ A}$, $V_{CE} = 4 \text{ V}$)	$V_{BE(on)}$	-	1.8	

TIP3055, TIP2955



Complementary Power Transistors

Electrical Characteristics ($T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Minimum	Maximum	Unit
Dynamic Characteristics				
Current Gain Bandwidth Product ($I_C = 500\text{ mA}$, $V_{CE} = 10\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$)	f_T	2.5	-	MHz
Small-Signal Current Gain ($I_C = 1\text{ A}$, $V_{CE} = 4\text{ V}$, $f = 1\text{ kHz}$)	h_{fe}	15	-	-

(1) Pulse Test: Pulse Width = 300 μs , Duty Cycle $\leq 2.0\%$

(2) $f_T = |h_{fe}| \cdot f_{test}$

Figure - 2 DC Current Gain

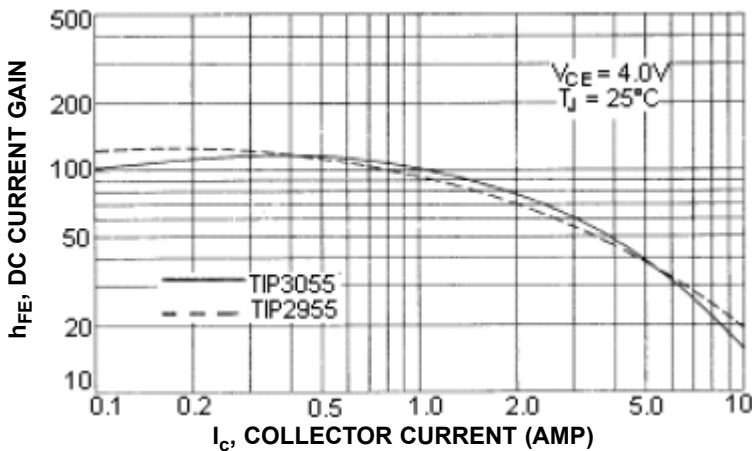
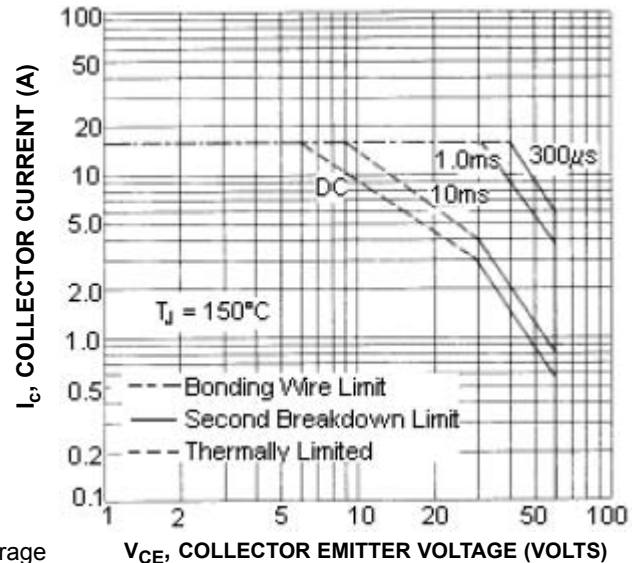


Figure - 3 Active Region Safe Operating Area



There are two limitations on the power handling ability of a transistor: average junction temperature and second breakdown safe operating area curves indicate I_C - V_{CE} limits of the transistor that must be observed for reliable operation i.e., the transistor must not be subjected to greater dissipation than the curves indicate. The data of Figure - 3 is based on $T_C = 150^\circ\text{C}$; $T_J(\text{PK})$ is variable depending on power level. Second breakdown pulse limits are valid for duty cycles to 10% but must be derated for temperature.

Specification Table

I_C (av) maximum (A)	V_{CEO} maximum V	h_{FE} minimum at $I_C = 5\text{ A}$	P_{tot} at 25°C (W)	Package	Type	Part Number
15	60	20	90	TO-247	PNP	TIP2955
					NPN	TIP3055

Important Notice : This data sheet and its contents (the "Information") belong to the members of the Premier Farnell group of companies (the "Group") or are licensed to it. No licence is granted for the use of it other than for information purposes in connection with the products to which it relates. No licence of any intellectual property rights is granted. The Information is subject to change without notice and replaces all data sheets previously supplied. The Information supplied is believed to be accurate but the Group assumes no responsibility for its accuracy or completeness, any error in or omission from it or for any use made of it. Users of this data sheet should check for themselves the Information and the suitability of the products for their purpose and not make any assumptions based on information included or omitted. Liability for loss or damage resulting from any reliance on the Information or use of it (including liability resulting from negligence or where the Group was aware of the possibility of such loss or damage arising) is excluded. This will not operate to limit or restrict the Group's liability for death or personal injury resulting from its negligence. Multicomp is the registered trademark of the Group. © Premier Farnell plc 2011.