Proyecto Galeno

Desarrollo de un wearable orientado al monitoreo remoto de pacientes

Sebastián Castillo Venegas

Memoria Multidisciplinaria para optar al título de Ingeniero en Diseño de Productos

Profesor guía: Pablo Prieto

Marzo 2018

Agradecimientos

A quienes participaron de este proceso creativo, quienes nos aportaron con conocimiento, tiempo y experiencias, pero por sobre todo a quienes supieron sobrellevar mis inquietudes e incertidumbres. A los integrantes de Proyecto Galeno, porque los buenos equipos existen.

Dedicatoria

A mi yo del futuro

Resumen

En el siguiente proyecto de titulo se abordó de manera multidisciplinaria un desafío relacionado con problemáticas de atención en el área de la salud chilena, teniendo como eje principal la incorporación de pacientes aislados como también disminuir la tasa de infecciones intrahospitalarias. Para enfrentar este desafío se desarrolló un ecosistema tecnológico consistente en un dispositivo, acoplado a una polera con sensores, encargado de leer signos vitales que luego son enviados mediante bluetooth a un smartphone Android quien funciona como puente hacia una plataforma web donde se almacena la información.

Abstract

In the following title project, a challenge related to health care issues in the Chilean health area was addressed in a multidisciplinary manner, with the main focus being the incorporation of isolated patients as well as reducing the rate of nosocomial infections. To face this challenge, a technological ecosystem was developed consisting of a device, coupled with a sensor t-shirt, in charge of reading vital signs that are then sent by Bluetooth to an Android smartphone that acts as a bridge to a web platform where information is stored.

Contenido

1. INTRODUCCION 7

2. Equipo de trabajo 10

3. Telemedicina 13

3.1. Productos 13

3.2. Servicios 24

3.3. Tecnologías para la telemedicina 29

3.3.1. Electrodos 29

3.3.2. Sensores de tº 39

3.3.3. Inertial movement unit . 42

3.3.4. Respiración 45

3.4. Conclusiones 52

4. Requerimientos del proyecto.. 54

4.1. Requerimientos 54

5. Propuesta 58

6. Desarrollo de prototipos 68

Test de usabilidad 69

6.1. Prototipo 1 69

6.2. Prototipo 2 71

6.3. Prototipo 3 72

6.4. Prototipo 4 74

6.5. Prototipo 5 76

6.6. Prototipo 6 78

6.7. Prototipo 7 79

6.8. Prototipo 8 88

6.9. Prototipo 9 91

6.10. Prototipo 10 93

6.11. Prototipo Final 96

7. Conclusiones y trabajo a futuro 101

8. REFERENCIAS 103

1. INTRODUCCION

Las Memorias Multidisciplinarias UTFSM, a diferencia de las memorias tradicionales, poseen la cualidad de ser colaborativas, es decir, se crean equipos de trabajo con estudiantes de diferentes carreras para hacer frente a desafíos que empresas reales proponen. En términos generales, este esquema busca generar una vinculación permanente y significativa con la industria; encaminar a Chile al desarrollo a través del crecimiento sistemático de una nueva industria de generación de tecnología; desarrollar en los estudiantes competencias transversales de impacto en su vida profesional (“Memorias multidisciplinarias”, 2017) la empresa chilena Sistemas Expertos ha planteado el desafío “¿Cómo podemos incorporar a bajo costo telemedicina a la salud pública, considerando restricciones económicas y geográficas?”. En la descripción del desafío se da cuenta de la necesidad actual que tiene el sistema de salud por mejorar su rendimiento y para la empresa el camino a la solución es la implementación de tecnología en procesos de monitorización de enfermedades crónicas.

Entre los problemas identificados por la empresa, de ahora en adelante contraparte, está la considerable perdida monetaria para el país producto de infecciones intra-hospitalarias (IIH) que asciende a los $70.000.000 USD (Brenner, 2003). Las IIH son procesos infecciosos generales o localizados en determinados órganos o regiones anatómicas, adquiridos durante la permanencia o concurrencia de un enfermo al hospital. Es, en resumen,

cualquier infección que se presenta durante la hospitalización y que no se encontraba presente o en incubación en el momento del ingreso(Chahín, 2016).

También han identificado que las barreras geográficas en Chile impiden un diagnóstico oportuno, impactando de manera negativa en la calidad de vida del paciente (Hirmas Adauy et al., 2013).

Actualmente en Chile, la atención en el sector público es de manera presencial, es decir, el paciente debe acercarse al recinto asistencial médico para tratar un resfrío, realizarse un control o una tomarse exámenes, es esta cualidad presencial del sistema de salud contemporáneo la que expone a las personas a los problemas mencionados anteriormente. A pesar del evidente problema que significa esto para el sistema de salud, hoy en día el nivel de implementación de soluciones tecnológicas, como la telemedicina, es bajo y limitado a programas pilotos en algunos hospitales ("Detalle de la Agenda Agenda Digital 2020. Gobierno de Chile", 2017), de hecho, el método más utilizado actualmente para hacer el seguimiento de los pacientes es escribir fichas manualmente y luego digitalizarlas en algún software como Excel. La implementación de telemedicina permite agilizar el proceso de atención a pacientes que necesiten asistencia inmediata y permite que las visitas rutinarias se puedan realizar a distancia (Gallegos, 2016) lo que abre nuevas puertas a la atención médica. Por lo anterior, se hace necesario desarrollar un sistema capaz de monitorear pacientes a distancia permitiendo de esta forma disminuir las tasas de IIH y a su vez incorporar a nuevos pacientes

que antes se encontraban excluidos del sistema de salud por razones geográficas. Es importante que el sistema a desarrollar tenga la capacidad de actualizar constantemente la ficha médica del paciente colaborando con la digitalización de los datos. En el siguiente documento se detalla el proceso a través de 5 capítulos separados en:

Capítulo 1: Equipo de Trabajo

En este capítulo se dará a conocer a los integrantes del equipo, sus características más importantes y sus motivaciones para tomar el desafío de la Memoria Multidisciplinaria.

Capítulo 2: Telemedicina

Durante este capitulo se contextualizará el estado actual de los productos existentes en el mercado, los servicios y las tecnologías que se usan para poder entender así a que nos enfrentamos.

Capítulo 3: Requerimientos del proyecto

Entre la empresa y el equipo se fijaron criterios y requerimiento para considerar exitoso el resultado del proyecto los cuales se presentarán en este capitulo

Capítulo 4: Propuesta

En función de lo visto como referentes y los requerimientos fijados, aparecen las propuestas que serán descritas en este capitulo

Capítulo 5: Desarrollo de prototipos

Una vez definida la propuesta comienza el desarrollo de los prototipos que permitan elaborar un MVP y validar el resultado del proyecto.

Capítulo 6: Conclusiones y experiencia de trabajo

Apreciaciones finales del trabajo y proyecciones sobre el desarrollo próximo del proyecto serán comentadas en este capitulo

2. Equipo de trabajo

Antes de comenzar con el desarrollo del proyecto, esta modalidad de memoria tiene la particularidad de ser ejecutada de manera grupal incorporando a alumnos de diferentes carreras en un solo proyecto. En este caso el equipo fue conformado por 4 estudiantes:

Felipe Cordero

Estudiante de último año de la carrera Ingeniería Civil Electrónica con Mención en Computadores. Ha trabajado en empresas de desarrollo de hardware embebido, tiene un gran interés por crear un emprendimiento y seguir el camino de desarrollo de hardware y software. Su interés en el desafío radica en participar de un proyecto que posee todas las fases de desarrollo de hardware con un cliente desde cero. Al estar relacionado con el área de salud y conectividad permite aportar directamente a mejorar el sistema de salud pública en Chile.

Vanessa Muñoz

Estudiante 5to año de Ingeniería Comercial, 25 años. Ha colaborado en actividades dentro de la universidad como PreUSM y actualmente trabajando por tercer año en la Feria de Empresas y Trabajo USM desempeñándose como Coordinadora General. La principal motivación por escoger este desafío es poder intervenir y mejorar algún área del sistema de la salud pública chilena, dado que se ha podido presenciar la ineficiencia del servicio en distintas ocasiones.

Patricio Rodríguez

Estudiante de último año en la carrera de Ingeniería Civil Telemática. Ha contribuido en distintos proyectos relacionados a procesamiento de imagen, análisis de redes, simulación, programación, entre otros. Se destaca por su gran motivación y tenacidad a la hora de desempeñar sus tareas, aportando al trabajo en equipo y facilitando la resolución de tareas. Su interés en el desafío recae en la necesidad de conectividad que este conlleva, además de estar ligado al área de la Salud. Área de especial interés considerando la distancia profesional que se puede alcanzar estudiando una carrera de Ingeniería.

Sebastián Castillo

Estudiante de último año en la carrera de Ingeniería en Diseño de Productos. Participado en actividades relacionadas al voluntariado, desarrollo de proyectos tecnológicos y conservación de la naturaleza. Se perfila como un profesional versátil, comprometido y que considera el trabajo multidisciplinario como fundamental en el desarrollo de soluciones para el mundo actual. El interés en este proyecto se debe a la posibilidad de poder impactar positivamente en la vida de gente con necesidades reales y mejorar, en cierta medida, su calidad de vida a través de la ingeniería, que muchas veces olvida el rol social que debe ejercer.

Estos 4 alumnos forman el equipo de Proyecto Galeno, donde tanto Felipe como Patricio están orientados al desarrollo de la plataforma web, la aplicación en Android, la configuración de la plataforma de desarrollo Arduino y el correspondiente esquemático con el que se dará comienzo a una línea de productos propia. En mi caso, deberé abordar aspectos relacionados con la manufactura del proyecto, elaborar un contenedor para el apartado electrónico, desarrollar un vestible capaz de integrarse con este dispositivo electrónico y determinar ciertas variables asociadas al usuario y/o cliente con quien estamos trabajando. Por último Vanessa deberá abordar temáticas asociadas a los costos, el mercado objetivo del proyecto, métodos de financiamiento, viabilidad del proyecto, proveedores, potenciales clientes y/o inversionistas. Todo esto como base para enfrentar el desarrollo de la manera más robusta posible.

3. Telemedicina

3.1. Productos

La Telemedicina es, en principio, la tecnología que permite entregar cuidados médicos a través de la infraestructura de las telecomunicaciones (“What is wireless medical telemetry services (WMTS)?”, 2016), permitiendo a los médicos diagnosticar o evaluar enfermedades sin la necesidad de un control presencial. Es necesario precisar que en primera instancia se abordaran dos grandes ejes que son **Productos** y por otro lado **Servicios** asociados a la telemedicina**.**

Para poder comprender en qué se encuentra la realidad nacional y latinoamericana es de suma importancia revisar algunos casos dónde se apliquen dispositivos de telemedicina bajo la modalidad de monitorear y digitalizar la información, considerando que el objetivo del proyecto se limita a esas dos acciones.

Dentro de esta categoría podemos visualizar dos corrientes que se relacionan directamente con el objetivo que persiguen. Por un lado tenemos los **dispositivos Todo-en-uno**, plataformas orientadas a profesionales de la salud que por uno o más motivos deben estar movilizándose constantemente, impidiéndoles realizar controles o monitoreos en los centros de asistencia médica. Entre los ejemplos que podemos ver de dispositivos todo-en-uno nos encontramos con Visi Mobile y Lifebot5. Por otro lado, la tendencia mundial de hoy en día son los **wearables**, dispositivos de uso diario

que permiten, entre otras funciones, monitorear diferentes signos vitales de forma no invasiva y que facilitan el seguimiento, evolución y posterior diagnóstico, sin la necesidad de la presencia de un profesional de la salud. Una de las ventajas sustanciales del wearable sobre el resto de los dispositivos es su capacidad para registrar datos de manera constante, permitiendo así elaborar diagnósticos más precisos. Entre los dispositivos wearables que podemos identificar está Vital Scout, K'Watch Glucose, Zio XT, Hexoskin Smart, Qardiocore, Nuubo, Flip entre los más llamativos.

Dispositivos Todo-en-Uno

El termino todo en uno (AIO por sus siglas en inglés) usado convencionalmente en el ámbito computacional hace referencia a la integración de los componentes junto con la pantalla, permitiendo usar menos espacio que un computador de escritorio tradicional

ViSi mobile

Imagen 1 Visi mobile en uso

Este dispositivo, si bien se utiliza en el cuerpo, es una estación que procesa los datos de otros sensores que van colocados como periféricos y que a su vez se conectan al módulo central de

procesamiento como se puede observar en la imagen 1, lo que es necesario categorizar como un producto modular. Los sensores se encargan de medir pulso, respiración, espirometría, presión sanguínea continua no invasiva y temperatura de la piel. El principal objetivo es permitir monitorear al paciente de forma continua dentro del hospital, sin intervenir de manera negativa en el flujo de trabajo que allí existe ("ViSi Mobile System", 2016, p. http://www.soterawireless.com/visi-mobile/). ViSi Mobile se encarga de recopilar los datos que cada sensor pueda otorgar para luego enviarlos de manera simultánea a un smartphone, una plataforma online de monitoreo y además directo a la estación de trabajo del médico a cargo, permitiendo así una atención eficiente.

LifeBot5

Imagen 2 LifeBot 5, lectura de signos Fuente: http://www.medsurgehealth.co.ke/product/lifebot-5/

LifeBot 5 por otro lado, aborda la problemática desde otra arista, entregando una estación todo-en-uno (imagen 2) orientada a la atención médica de campo. Es por esos que sus módulos están integrados ya al dispositivo permitiendo realizar las mismas funciones que ViSi mobile siendo funciones adicionales el Electrocardiograma (ECG) y el ultrasonido. Un ECG es la medición de

la actividad eléctrica del corazón(“Electrocardiograma”, 2017). Aún más importante es que permite enviar y recibir instrucciones de forma remota, como además transmitir video y audio para que en caso de ser necesario el médico de campo reciba instrucciones para procedimientos más complejos al instante. Ya que está orientado al uso de campo, la conexión inalámbrica se convierte en una necesidad fundamental y LifeBot 5 lo soluciona integrando un variado abanico de tecnologías, desde 4g hasta señal de radio, pasando por wifi y señal satelital.

Wearables

El término *wearable,* o vestible en español, hace referencia al conjunto de aparatos y dispositivos electrónico que se incorporan en alguna parte de nuestro cuerpo permitiéndoles interactuar de forma constante con el organismo mientras realizan una función concreta.(“¿Que es Wearable?”, 2014)

Vital Scout (VivaLnk)

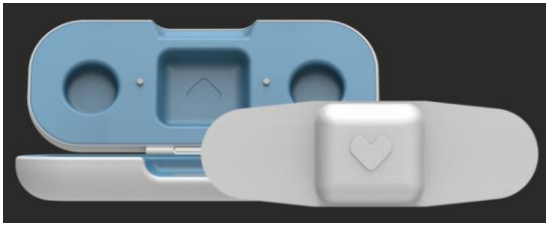


Imagen 3 Parche Vital Scout Fuente: http://vivalnk.com/vitalscout/

VIVALNK ha desarrollado un parche (imagen 3) durable, no invasivo, altamente preciso e inalámbrico que permite monitorear niveles de estrés y salud física de un paciente. Para ello cuenta con sensores de temperatura, respiración, sueño, pulso cardíaco y de estrés. El objetivo era poder resolver cuatro problemas claves como lo son:

- Monitorear en tiempo real y de manera remota
- Precisión
- Durabilidad y bajo consumo energético
- Detección temprana de condiciones médicas

Las ventajas que posee es que utiliza un pegamento resistente al agua de grado médico que le permite adherirse a la piel sobre el corazón, aumentando de forma significativa la confiabilidad de los datos frente al método tradicional (muñeca). Una versión más simple de este dispositivo es Fever Scout, que solo se dedica a medir temperatura, orientado al cuidado de niños.

Ambos dispositivos son capaces de conectarse a un smartphone para sincronizar su información (Fotografía 1)

Fotografía 1 Fever Scout y aplicación móvil
Fuente: http://www.werd.com/32465/fever-scout/

K’Watch Glucose

Imagen 4 K'Watch Glucose Fuente: http://www.pkvitality.com/ktrack-glucose/

K’Watch Glucose es el primer bio-wearable (Wiggers, 2017) que permite monitorear los niveles de glucosa sin esfuerzo, dolor y en segundos. Permite a personas diabéticas auto-monitorizar sin recurrir al proceso basado en la muestra de sangre, evitando así el dolor asociado. Para esto utiliza un sensor propietario llamado K’apsul®, basado en el biosensor SkinTaste que permite, a través de micro agujas capturar líquido intersticial, lo que permite perforar hasta 1mm antes de los nervios del dolor y los vasos sanguíneos.

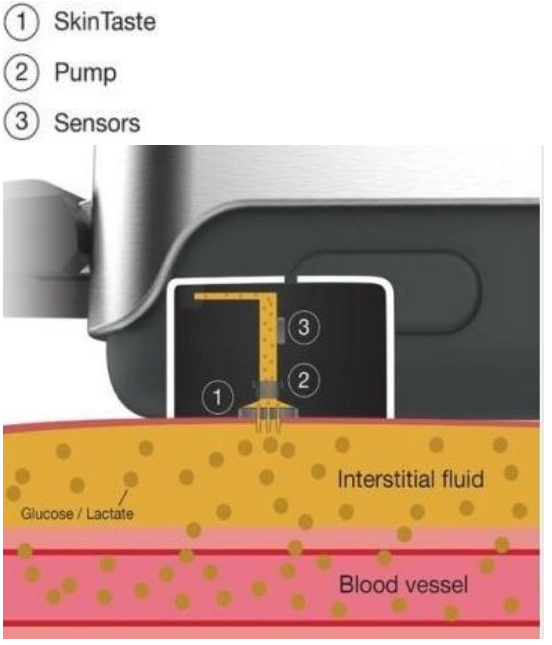


Ilustración 1 Esquema funcionamiento SkinTaste Fuente: https://www.news-medical.net/news/20170105/PKvitality-introduces-next-generation-trackers-to-monitor-glucose-and-lactic-acid.aspx

Existe una variante llamada K'Track Athlete que mide los niveles de ácido láctico, permitiendo conocer a los deportistas como optimizar sus entrenamientos y mejorar su rendimiento. En ambos casos si bien el dispositivo cuenta con una pantalla para desplegar información, el detalle puede ser observado en el smartphone ya que se conecta vía bluetooth y permite visualizar cronologías y otros datos importantes.

Zio XT

Fotografía 2 Parche ZioXT Fuente: http://www.medicalexpo.es/prod/irhythm-technologies/product-94531-588639.html

Zio XT es un parche no invasivo, resistente al agua que no tiene cables y es de uso discreto. Permite monitorear hasta por 14 días – incluso durmiendo, en la ducha o ejercicio moderado – los latidos del corazón ("iRhythm Technologies, Inc.", 2017). La ventaja sustancial de este dispositivo es que permite un diagnostico un 57% más preciso que el diagnostico por holter, debido al monitoreo prolongado (Zimetbaum P. & Samuel M., 2013) y por consiguiente una visión global del estado del paciente, en vez de tener una visión esporádica. Por otro lado, la desventaja más grande frente a los otros dispositivos presentados previamente es que este no se conecta a ningún dispositivo de terceros, debiendo enviar el parche directo a la empresa fabricante para que ellos colecten los datos y luego de eso lo envíen al cardiólogo

correspondiente, representando esto un problema en el contexto actual, debido a que lo primordial es poder obtener los datos de la forma más rápida y fidedigna posible.

Hexoskin Smart

Imagen 5 Hexoskin Smart Fuente: https://www.pcmag.com/article2/0,2817,2472401,00.asp

Hexoskin es una polera inteligente que incorpora sensores para monitorear el ritmo cardiaco, la respiración y el movimiento, independientemente de si el usuario está despierto o dormido. Esta polera proporciona información valiosa sobre intensidad y recuperación, calorías quemadas, niveles de fatiga y calidad del sueño. Una de sus ventajas es la compatibilidad con diferentes *fitness trackers,* almacenando los datos de manera segura y permitiendo visualizar las aptitudes físicas como también la evolución de esta. Al tener los sensores integrados el volumen del apartado tecnológico es bastante menor en comparación a las otras soluciones vistas, no obstante, esta polera está orientada a uso deportivo

Qardiocore

Imagen 6 Qardiocore ECG Fuente https://www.getqardio.com/es/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone/

QardioCore es un monitor de electrocardiograma inalámbrico diseñado para mejorar la detección y manejo de las condiciones cardiacas. Seis capas de sensores se encargan de grabar y analizar alrededor de 20 millones de datos durante todo el día junto con otros signos vitales. Este dispositivo está orientado en personas con alto nivel de riesgo cardiaco causado por predisposición familiar, historial de ataques al corazón, presión alta, colesterol alto, diabetes o exceso de peso. De acuerdo con el website de QardioCore, este ha sido clínicamente validado por la FDA ("ECG Monitor Inteligente y Portátil - QardioCore", 2016) para monitorear de forma precisa y continua la salud del corazón. El dispositivo graba datos de ECG, pulso, variación de pulso, temperatura corporal, ritmo respiratorio y niveles de estrés. A diferencia de los ECG tradicionales, QardioCore no utiliza gel ni cables para monitorear y funciona entre -20ºC y 60ºC. Adicionalmente es resistente al agua y su batería dura alrededor de un día. La forma de utilización es bastante intuitiva debido a que se coloca como un cinturón a la altura de la base de los pectorales como se muestra en la fotografía 3

Fotografía 3 Uso de Qardiocore Fuente: https://www.getqardio.com/es/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone/

Nuubo

Imagen 7 nECG SHIRT Fuente: http://www.nuubo.com/?q=es/node/176

Nuubo proporciona una nueva perspectiva en la monitorización cardiológica remota e inalámbrica. La plataforma de Nuubo, nECG platform, permite la captura del ECG dinámico a través de un innovador sistema que está basado en textiles biomédicos de nueva generación, y es rentable, remoto, continuo y no invasivo. Además, puede ser utilizado simultáneamente con uno o varios pacientes.

La tecnología de electrodos textiles desarrollada por Nuubo simplifica enormemente los incómodos procedimientos tradicionales de conexión de electrodos, reduciéndolos al sencillo acto de vestir la camiseta nECG SHIRT (imagen 7). El tejido elástico se adapta a los movimientos del paciente, quien puede realizar su actividad física diaria sin estar limitado por cables y sin necesidad de depender

de personal médico especializado. Estas características junto con la información de contexto, la actividad física del paciente y su posición/postura, permite el desarrollo de un nuevo rango de soluciones y casos de uso. Como resultado, es posible mejorar la prevención a través del diagnóstico y la rehabilitación por medio de una monitorización más fácil y cercana, en entornos como:

• Rehabilitación cardiaca (Fase II y fase III) • Medicina deportiva y gestión de la salud personal
• ECG Holter y monitorización de eventos (a largo plazo)

• Gestión del bienestar y estilo de vida
• Servicios de diagnóstico remoto

Flip

Imagen 8 Flip ECG tracker

Flip es un wearable (imagen 8) que se caracteriza por realizar mediciones de pulso cardiaco tan precisas que el resultado es equivalente a un ECG (“Flip”, 2017). Esto se logró colocando el sensor en la oreja en vez de la muñeca, permitiendo así medir de forma continua y minimizando las lecturas erradas por mal posicionamiento del sensor óptico. A diferenciar de los wearables convencionales, Flip es capaz de medir de forma continua el pulso, también puede monitorear la estabilidad del

pulso, otorgando información valiosa relacionada a los niveles de estrés cardiaco, permitiendo así al médico prevenir emergencias clínicas. Es relevante también mencionar la apuesta que acá se expone, al cambiar de posición el sensor, de una tradicional (muñeca) hacia una experimental (oreja) y que acarrea otras implicancias más que técnicas. Posicionarlo en ese lugar permite medir otros parámetros tales como postura, pasos reales y la ratio de respiración, así el médico puede observar ciertos signos que podrían estar relacionados a emergencias clínicas como epilepsia, asfixia, entre otros.

3.2. Servicios

Se entiende por servicio cualquier actividad o beneficio que una parte ofrece a otra; son esencialmente intangibles y no dan lugar a la propiedad de ninguna cosa. Su producción puede estar vinculada o no con un producto físico (Kotler, 1997). Servicio es entonces entendido como el trabajo, la actividad y/o los beneficios que producen satisfacción a un consumidor y en el caso del área médica lo separaremos en plataformas y aplicaciones.

Plataformas

Plataforma es un concepto con varios usos. Por lo general se trata de una base que se halla a una cierta altura o de aquello que brinda un soporte, ya sea físico o simbólico ("Definición de plataforma virtual — Definicion.de", 2015). El uso más habitual del término virtual, por su parte, está vinculado a lo que existe de manera aparente o simulada, y no físicamente. Este "soporte" virtual puede consistir en uno o más elementos

con el fin de satisfacer las necesidades del cliente.

International Telemedical Systems (ITMS)

Filial de Global Telemed AG en Chile, se dedica a la prestación de servicios de monitoreo remoto mediante el uso de telemedicina. Cuenta con 3 servicios principales que se describen a continuación:

Electrocardiograma (ECG)

Este es un método de medición de la actividad eléctrica del corazón, no invasivo y que se expresa a través de un gráfico sinusoidal. Para ellos se conectan una serie de electrodos en el tórax y extremidades. En el caso de ITMS proveen un servicio que permite enviar los resultados del ECG a través de la línea telefónica o bien, de ser necesario, a través de un computador con acceso a internet.

Espirometría

Es el examen básico para el estudio de enfermedades respiratorias. El objetivo es poder calcular la capacidad pulmonar del paciente permitiendo diagnosticar dos tipos de enfermedades pulmonares: Obstructiva y Restrictiva. En el caso de ITMS el servicio requiere el ingreso de los datos del paciente (edad, altura, peso, sexo) para así poder diagnosticar de forma correcta.

Monitoreo Ambulatorio de la Presión Arterial (MAPA)

Esta clase de monitoreo permite registrar la actividad arterial durante 24 horas, entregando así datos más representativos de la realidad. Permite detectar de forma temprana la

hipertensión arterial a través del registro de la presión arterial sistólica y diastólica, el dispositivo funciona de manera autónoma grabando información cada 15 minutos de día y 30 minutos durante la noche.

AIRSTRIP

Empresa estadounidense dedicada al desarrollo de software para posibilitar movilidad durante el cuidado médico. AirStrip ONE OB es una plataforma creada para poder monitorizar los signos vitales materno-fetales, estado de exámenes, medicamentos, logística asociada y notas del progreso para una mejor atención durante el parto. Por otro lado, AirStrip ONE CARDIOLOGY digitaliza las ondas cardiológicas y permite analizarlas de forma sencilla a través de la interpretación visual de la información. A diferencia de ITMS, AIRSTRIP no ofrece ningún producto tangible, sino que se limita a entregar una plataforma virtual que permite articular y optimizar una red de dispositivos de monitoreo remoto.

Aplicaciones

En el caso de las aplicaciones se limitan a dispositivos móviles como los smartphones y por lo mismo su utilidad está limitada a las capacidades del hardware mismo. Tanto para Android como iOs, la oferta que se puede encontrar en relación con telemedicina es amplia y a la vez controversial. Aplicaciones como Health Express, Stat Doctor, First Opinion o Doxy.me permiten obtener diagnóstico médico a cambio de una suscripción lo que las hace calificar como herramientas de telemedicina, pero con la controversia que trae, por ejemplo, recibir diagnóstico

de un médico que no conoce signos y solo se basa en síntomas, no tiene nuestro historial médico y por ende la fiabilidad de la recomendación se ve en duda (Martí, 2015). No obstante, este tipo de aplicaciones está ganando bastante popularidad, por lo que se espera que debido al aumento de la demanda esto provoque a su vez una mejora en el servicio.

Cuadro comparativo Soluciones existentes(solución/precio)

Tabla 1 Producto versus precio

Solución	Precio	Sensores
Proyecto Galeno	$200	4
Vital scout	$699	3
K'watch glucose(+99 xmes)	$150	1
Zio XT	$200	1
Flip	$100	4
Nuubo	$450	2
Hexoskin	$430	3
Qardiocore	$450	3
Promedio	**$334,88**	**2,63**

Se desestimó utilizar los productos AIO dentro de esta tabla comparativa ya que no son parte del mercado que nos interesa abordar como equipo.

Gráfico nivel de prestaciones (cantidad sensores) vs precio

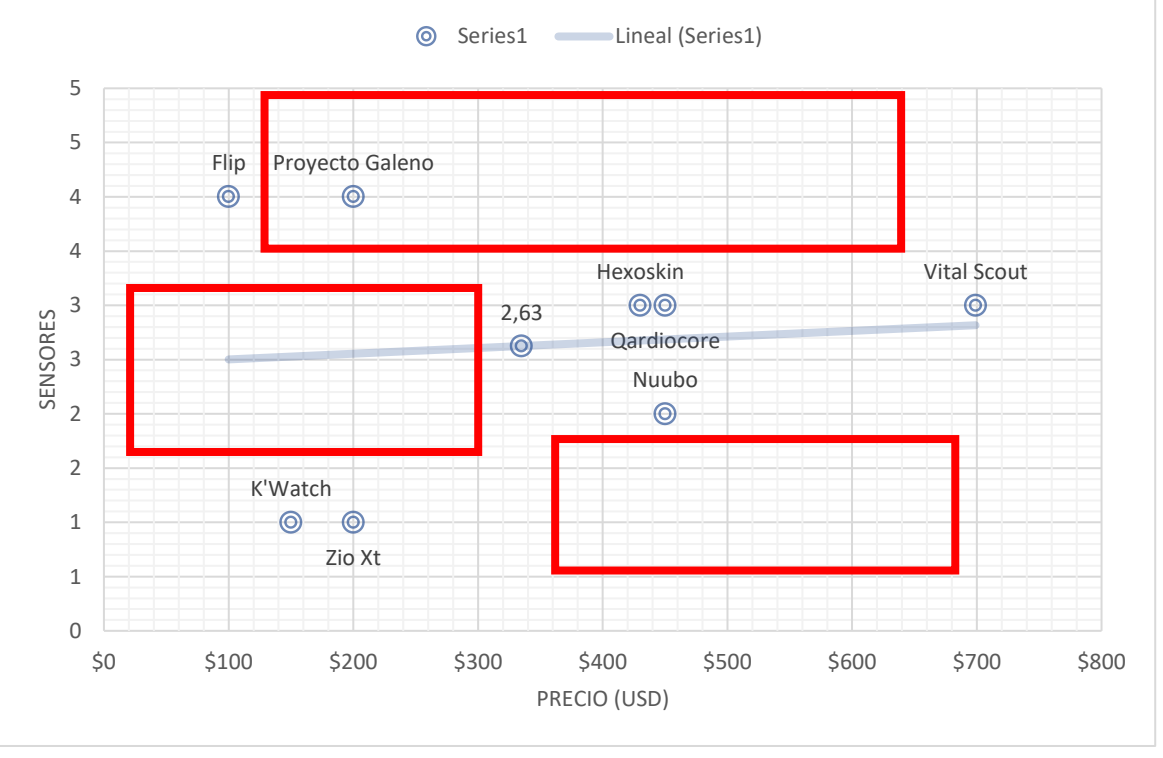


Gráfico 1 Comparativa sensores y precio

Como se puede observar en el gráfico 1 existen 3 zonas de interés en donde podemos diferenciarnos por precio o por prestaciones entregando una mayor cantidad de sensores o una especialización más profunda en áreas de cuidado médico. En particular como equipo nos interesa colocarnos en la

zona más alta del gráfico donde aún existe una gran área para moverse con relación a precio, entregando a su vez una mayor cantidad de sensores que permitan robustecer las prestaciones de Proyecto Galeno.

3.3. Tecnologías para la telemedicina

3.3.1. Electrodos

Los electrodos son un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, por ejemplo, un semiconductor, un electrolito, el vacío (en una válvula termoiónica), un gas (en una lámpara de neón), etc. En el campo de la medicina, un dispositivo como una placa metálica o una aguja pequeña que conduce la electricidad desde un instrumento hasta un paciente sometido a un tratamiento o una operación quirúrgica se considera electrodo. Los electrodos también pueden llevar las señales eléctricas de los músculos, el cerebro, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo hasta los aparatos de registro para ayudar a diagnosticar ciertas afecciones (“Diccionario de cáncer”, 2016). Existen diferentes tipos según el uso que se les vaya a dar, entre esos están los adhesivos desechables, los de succión, secos y reutilizables, entre otros.

Electrodos adhesivos desechables

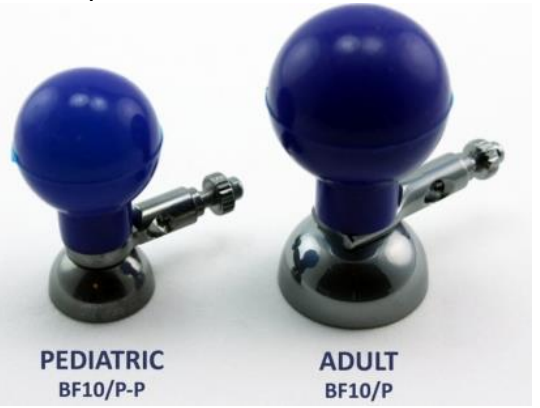
Los electrodos adhesivos son electrodos de un solo uso que destacan por su fácil colocación y retirada, sin dejar lesiones en la piel del paciente. Consisten en una lámina flexible impregnada con un gel adhesivo (fotografía 4) y se caracterizan por alta conductividad. Entre este tipo de electrodos se encuentran los electrodos

Biotabs para ser conectados a una pinza de cocodrilo o conectores universales. Los electrodos adhesivos pueden colocarse ambos en el pecho, como en las extremidades.

Fotografía 4 Electrodo desechable Fuente: http://www.medicalbox.org.uk/shop/images/3mlongterm.gif

Electrodos de succión o de ventosa

Los electrodos de succión, llamados también electrodos de ventosa están cubiertos por una goma flexible en forma de una copa invertida. Su fácil colocación a la piel del pecho se realiza a través de un sistema de aspiración que provoca vacío, y la calidad de su señal aumenta por la aplicación de gel o crema para ECG.



Fotografía 5 Electrodos de succión Fuente: http://www.online.megos.eu/es/ecg-electrodos-y-adaptadores/348-bf10p-juego-6-electrodos-ecg-succion-precordial-adulto-con-conexion-universal.html

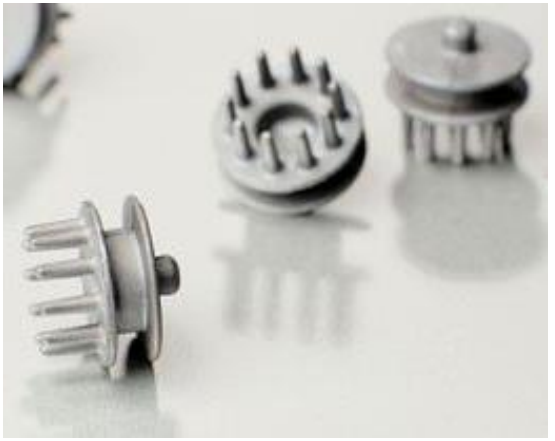
Electrodos de pinza para extremidades

Los electrodos de pinza se usan para una conexión rápida de las extremidades del paciente en exámenes ECG de reposo. Este tipo de electrodos reutilizables de ECG se colocan en las muñecas y los tobillos del paciente, se conectan a un conector tipo banana a un adaptador de botón y están disponibles en diferentes tamaños para adultos y niños.

Fotografía 6 Electrodo de Pinza Fuente:http://www.online.megos.eu/ar/ecg-electrodos-y-adaptadores/347-bf10e-juego-4-electrodos-ecg-pinza-extremidad-adulto-con-conexion-universal.html

Secos

Los electrodos secos, a diferencia de los regulares, no necesitan ningún tipo de gel conductor que maximice la transferencia de voltaje entre la piel y el cátodo del electrodo, sino que el material usado permite una alta conductividad por sí mismo. Nos obstante el desarrollo actual está enfocado en aplicaciones para medición de actividad cerebral (Meziane, Webster, Attari, & Nimunkar, 2013)



Fotografía 7 Electrodo seco Fuente:http://www.medicalexpo.es/prod/neuroelectrics/product-94093-718461.html

Reutilizables

Se caracterizan básicamente porque no poseen un pegamento propio, sino que deben ser adheridos a la piel por métodos alternativos. La ventaja es que una vez utilizados, se pueden lavar o limpiar para volver a ser usados.

Fotografía 8 Electrodo Reutilizable Fuente:https://www.robotshop.com/en/non-gelled-reusable-electrodes-10pk.html

Independientemente del tipo de electrodo que se use, estos deben colocarse en las mismas partes del cuerpo para poder leer de manera correcta la actividad del corazón, estas posiciones son conocidas como derivaciones y existen al menos 3 para efectos de este proyecto.

Posicionamiento de electrodos

Para la toma de datos del electrocardiograma existen diferentes "configuraciones" para los electrodos. Estas diferentes configuraciones permiten sacar diferentes "fotos" al corazón dependiendo de la posición en la que se coloquen (Noble, Hillis, & Rothbaum, 1990). Es por esto que se pensó que cada una de ellas podría estar orientada a la detección de diferentes patologías cardiacas, no obstante, durante conversaciones con profesionales de la salud se descubrió que independiente de esta configuración, todas se utilizan de manera análoga, lo que significa que ahora el criterio para la elección de posición de los electrodos estará orientado única y exclusivamente a la optimización de espacios .

Electrodos periféricos

Los Electrodos Periféricos son cuatro y van colocados en las extremidades del paciente. Normalmente se diferencian con un color distinto para cada uno("Electrodos del Electrocardiograma, Ubicación", 2013)

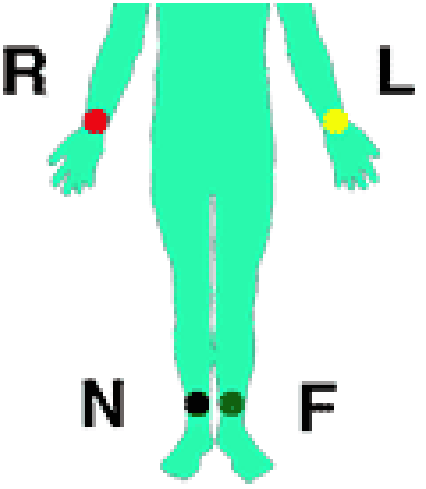


Ilustración 2 Posición electrodos periféricos Fuente: http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/electrodos-ekg.html

En función de la ilustración 2 podemos indentificar los siguientes elementos:

- **R:** Brazo derecho (***R****ight*), evitando prominencias óseas.
- **L:** Brazo izquierdo (***L****eft*), evitando prominencias óseas.
- **F:** Pierna izquierda (***F****oot*), evitando prominencias óseas.
- **N:** Pierna derecha, es el neutro (***N***).

Electrodos Precordiales

Los electrodos precordiales son seis y van colocados en la región precordial como se puede observar en la ilustración 3

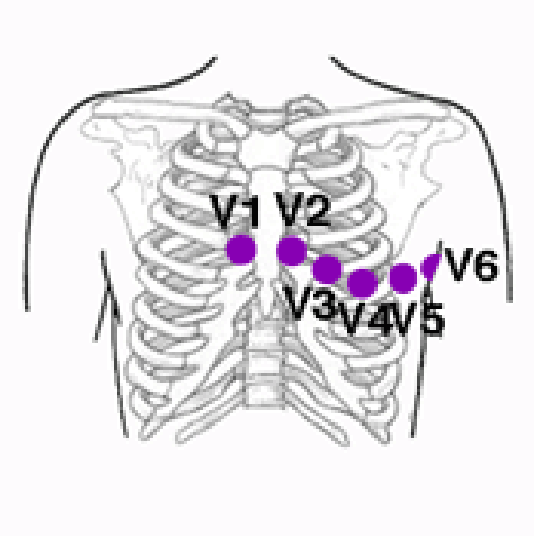


Ilustración 3 Posición electrodos precordiales Fuente: http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/electrodos-ekg.html

A partir de la ilustración 3 podemos definir los siguientes electrodos:

- **V1:** En el cuarto espacio intercostal, en el borde derecho del esternón.

- **V2:** En el cuarto espacio intercostal, en el borde izquierdo del esternón.
- **V3:** A la mitad de distancia entre los electrodos V2 y V4.
- **V4:** En el quinto espacio intercostal en la línea medio-clavicular (línea que baja perpendicularmente desde el punto medio de la clavícula).
- **V5:** En la misma línea horizontal que el electrodo V4, pero en la línea axilar anterior (línea que baja perpendicularmente desde el punto medio entre el centro de la clavícula y su extremo lateral).
- **V6:** En la misma línea horizontal que los electrodos V4 y V5, pero en la línea medioaxilar (línea que baja perpendicularmente desde el centro de la axila).

("Electrodos del Electrocardiograma, Ubicación", 2013)

Derivaciones Bipolares Estándar del Electrocardiograma

Son las derivaciones cardiacas clásicas del electrocardiograma, descritas por Einthoven, triangulo que se puede observar en la ilustración 4. Registran la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes ("Derivaciones Cardiacas, significado", 2013).

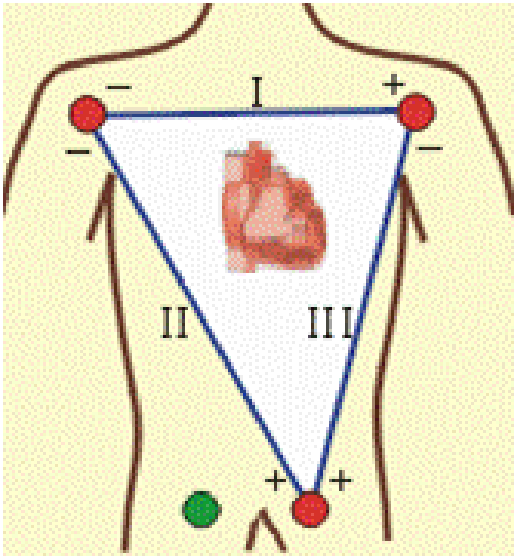


Ilustración 4 Posición electrodos bipolares estándar Fuente: http://mediestudiantes.blogspot.cl/2015/06/aprendiendo-leer-el-electrocardiograma_16.html

- **D1 ó I:** Diferencia de potencial entre brazo derecho y brazo izquierdo. Su vector está en dirección a 0º.
- **D2 ó II:** Diferencia de potencial entre brazo derecho y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 60º.
- **D3 ó III:** Diferencia de potencial entre brazo izquierdo y pierna izquierda. Su vector está en dirección a 120º.

(“Derivaciones Cardiacas, significado”, 2013)

Una vez visualizadas las 3 variantes, es necesario filtrar cuales realmente van a servir al propósito del proyecto por lo tanto se debe contrastar estas características técnicas con lo que requiere Proyecto Galeno

Elección de lugar

Al momento de seleccionar donde colocaremos los electrodos existen 3 criterios que debemos considerar:

- **Distancia entre los electrodos**, entre menor sea, beneficia el desarrollo del vestible reduciendo el volumen del producto final y reduciendo la cantidad de cables
- **La cantidad de electrodos** igual mente está condicionada por el chip que actualmente podemos utilizar el cual consiste en 3 electrodos.
- Al ser un dispositivo que no reemplaza a la atención médica especializada, debe ser capaz de **desenvolverse de manera flexible** por lo que la posición debe entregarnos la "fotografía" más versátil posible, es decir, que muestre la señal completa (imagen 9).

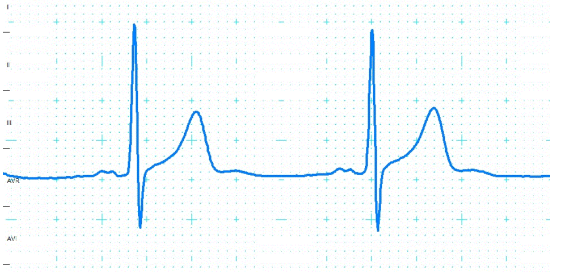


Imagen 9 Señal ECG modelo Fuente: http://www.ganseman.com/EcgViews.aspx

Teniendo en consideración estos 3 criterios es que seleccionamos la derivación del triángulo de Einthoven, ya que la lectura del ECG ahí es versátil y nos permite concentrar la posición de los electrodos. En teoría utilizando esta configuración deberíamos encontrarnos con resultados similares a los que se pueden observar en la ilustración 5.

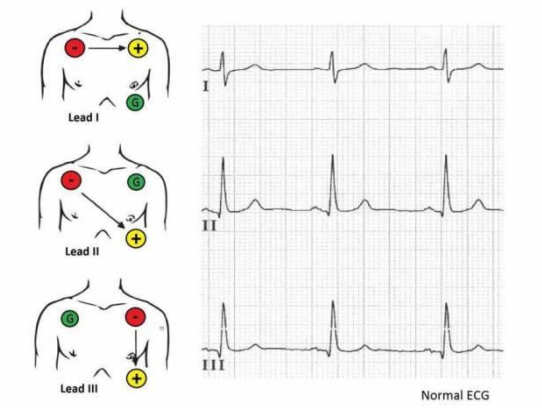


Ilustración 5 ECG obtenido según derivación Fuente: https://makezine.com/product-review/maxim-hsensor/

Filtros para ECG

A pesar de que podemos obtener una señal relativamente directa desde los electrodos, al momento de conectarlo en un **Arduino** el voltaje de entrada y otros elementos presentes tienden a inducir campo electromagnético por lo que, al ser el **chip del ECG de tipo análogo**, la señal de salida se ve muchas veces interrumpida **por ruido de línea**, es decir, ruido inducido por la fuente de alimentación del sistema.

Existen diferentes maneras de abordar este problema, la más simple sería utilizar un **ECG digital** que convierte la señal análoga de los electrodos en **bits** antes de enviarla al **microcontrolador (MCU),** por lo que permite evitar ese ruido presente. Otra solución es la utilización de procesamiento por software de la señal a través de modelos matemáticos que limpian la señal ruidosa con una serie de algoritmos de corte alto o bajo dependiendo de la necesidad, no obstante es una opción que requiere además de una capacidad de procesamiento considerable y que en el caso del micro controlador de Arduino uno, excede sus capacidades, sin considerar además del retraso que genera entre la captación de datos, el procesamiento y posterior entrega en

paralelo a otras funciones que el MCU debiera estar realizando. En última instancia existen **filtros físicos** implementados en el hardware los cuales deberán ser probados para poder determinar si mejoran o no de manera sustancial la señal considerando que la utilización de los mismos implica uso de espacio que en dispositivos portátiles siempre es un elemento vital por considerar.

3.3.2. Sensores de temperatura

Termistor

Un termistor es un sensor de temperatura por resistencia. Su funcionamiento se basa en la variación de la resistividad que presenta un semiconductor con la temperatura. El término termistor proviene de Thermally Sensitive Resistor (“Termistor - EcuRed”, 2011).

El elemento de termistor es la forma más sencilla de termistor. Debido a su tamaño compacto, los elementos de termistor se usan normalmente cuando el espacio es muy limitado. OMEGA ofrece una amplia variedad de elementos de termistor que varían no sólo en su factor de forma sino también en sus características de resistencia contra temperatura (“Termistor”, 2003). Debido a que los termistores son no lineales, el instrumento que se usa para leer la temperatura debe linealizar la lectura.

Fotografía 9 Termistor con recubrimiento cerámico Fuente:http://www.cetronic.es/

Fotografía 10 Termistor encapsulado impermeable Fuente: https://electrocrea.com/products/sensor-de-temperatura-contra-agua-ntc-10k

Lugar de medición para la temperatura

La medición de la temperatura del cuerpo puede ser útil para detectar una enfermedad. Con ella, también se puede monitorear si un tratamiento está funcionando o no. La temperatura alta corresponde a una fiebre.

Forma en que se realiza el examen

La Academia Estadounidense de Pediatría (American Academy of Pediatrics, AAP) aconseja no usar termómetros de vidrio con mercurio debido a que el vidrio puede romperse y el mercurio al ser tóxico, causar daños en la piel.

Casi siempre se sugieren los termómetros digitales. La temperatura se observa en una pantalla fácil de leer. Se puede

colocar la sonda en la boca, el recto o la axila por alrededor de 10 minutos.

- **La boca:** coloque la sonda bajo la lengua y cierre la boca. Respire por la nariz. Utilice los labios para mantener el termómetro bien fijo en su lugar. Deje el termómetro en la boca por 3 minutos o hasta que el dispositivo pite.

- **El recto:** este método es para bebés y niños pequeños. Ellos no son capaces de sostener el termómetro en la boca con seguridad. Lubrique el bulbo del termómetro rectal con vaselina. Coloque al niño boca abajo en una superficie plana o sobre el regazo. Separe sus glúteos e introduzca el extremo del bulbo del termómetro un poco más de 1 a 2,5 cm (1/2 a 1 pulgada) en el canal anal, teniendo cuidado de no introducirlo demasiado. El forcejeo puede empujar el termómetro más adentro. Retire el termómetro después de 3 minutos o cuando el dispositivo pite.

- **La axila**: coloque el termómetro en la axila. Presione el brazo contra el cuerpo. Espere 5 minutos antes de leerlo.

Teniendo entonces en consideración estas 3 manera de medir la temperatura es necesario contrastarlo con lo que se tiene hasta el momento en los otros sensores. Si consideramos el área que abarca la configuración de ECG elegida tenemos lo siguiente:

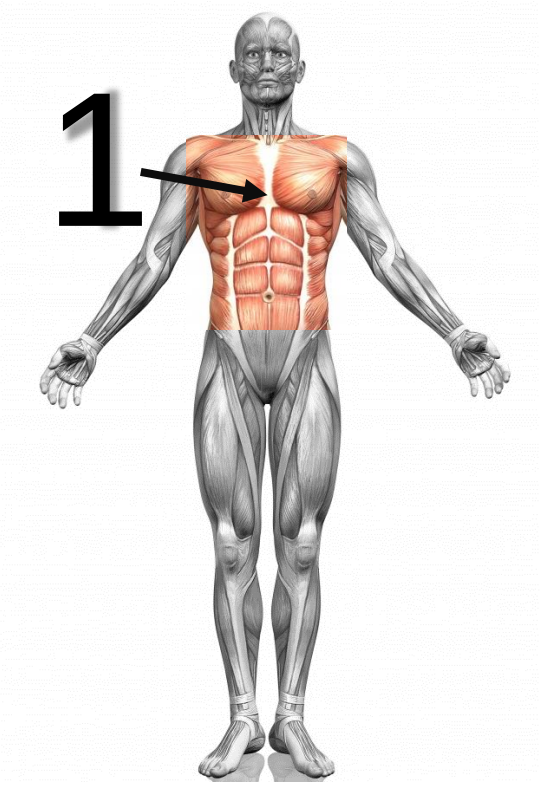


Ilustración 6 Zona de uso prioritario

Donde el área coloreada (1) es la que abarcan los electrodos, por lo que en este caso lo ideal sería poder colocar el termistor dentro de esa área para poder minimizar siempre el volumen de cables presentes. Adicionalmente se debe considerar que, si el proyecto apunta a un vestible, es de suma relevancia mantener el resultado lo menos invasivo posible, motivo por lo que se descarta de manera inmediata la temperatura rectal y bucal.

3.3.3.Inertial measurement unit (IMU)

Una unidad de medición inercial o IMU (del inglés inertial measurement unit), es un dispositivo electrónico que mide e informa acerca de la velocidad, orientación y fuerzas gravitacionales de un aparato, usando una combinación de acelerómetros y giróscopos. Las unidades de medición inercial son normalmente usadas para

maniobrar aviones, incluyendo vehículos aéreos no tripulados, entre muchos otros usos, y además naves espaciales, incluyendo transbordadores, satélites entre otros(“IMU (Unidad de Medición Inercial) - VISTRONICA SAS”, 2016). En el caso de este proyecto se busca poder implementar este nivel de precisión en el monitoreo remoto de pacientes con el objetivo de poder monitorear la salud del paciente es que en conversaciones con la contraparte se definió que incluir una IMU sería beneficioso ya que permite identificar situaciones riesgosas para el paciente como caídas

Centro de gravedad corporal

Línea de Gravedad. La gravedad ejerce su acción sobre el cuerpo humano y sobre cada segmento corporal en forma independiente lo que origina un centro de gravedad para la totalidad del cuerpo y otro para cada uno de sus segmentos.

El centro de gravedad del hombre, condicionado por el peso, la talla y la morfología y el cambio en la actitud o el movimiento hace que su posición sea variable. Está situado normalmente, en la pelvis menor por encima de la línea que une las dos cabezas femorales y a la misma altura que el borde superior de la tercera vértebra sacra.

Para tener una orientación a fin de la localización del centro de gravedad de una persona, podemos decir, que el mismo se encuentra a una distancia aproximada del suelo hasta el 66 por ciento de su talla.

Para localizar el centro de gravedad de cada segmento del cuerpo humano puede realizarse mediante las reglas de Braunne y Fischer por la que el centro de gravedad de un segmento se localiza en el eje longitudinal que pasa por los puntos medios de las articulaciones proximal y distal de este segmento, estando siempre más cerca de la extremidad proximal, dividiendo al eje en dos partes desiguales, una proximal y otra distal, siendo la proximal 4/9 y la distal 5/9 (Hernández, 1999).

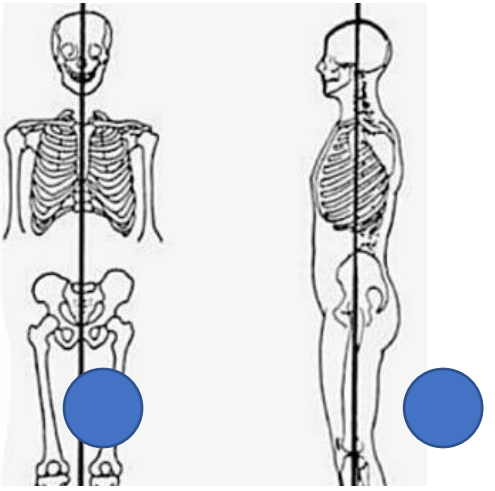


Ilustración 7 Centro de gravedad Fuente: http://cdgdelch.blogspot.cl/

Factores por los que medir el movimiento de un cuerpo

- **Velocidad**

  Primer parámetro para determinar si alguien está caminando, corriendo, estático o cayendo

- **Orientación**

  En conjunto con la velocidad permite determinar hacia donde se está acelerando el cuerpo y por lo tanto poder determinar qué tipo de evento se presenta

- **Cruzar información con los otros sensores**

  Una vez que la IMU detecta movimiento por sobre un umbral predefinido, se accionan los otros sensores permitiendo así saber si la posible caída tiene relación con algún mal comportamiento del corazón y entregar una alerta eficaz a los servicios médicos.

La inclusión e implementación de esta tecnología quedará como tarea a futuro debido a que para el equipo es difícil conseguirla y requiere de conocimiento especifico que no se tiene al momento de escribir este capítulo.

3.3.4. Respiración

Tipos de sensores para medir actividad pulmonar

Sensor de flujo de aire

Consiste en una tira flexible que se coloca detrás de las orejas y dos cánulas que se ubican debajo de los orificios nasales, al recibir el aire proveniente de la exhalación miden el ritmo respiratorio. Se utiliza generalmente en paciente que necesiten respiración asistida.

Fotografía 11 Sensor de flujo respiratorio Fuente:https://www.cooking-hacks.com/airflow-sensor-breathing-ehealth-medical

Fotografía 12 Banda Pneumo Trace Fuente: https://www.adinstruments.com/products/respiratory-belt-transducer#overview

Banda piezoeléctrica transductor

Consiste en un dispositivo que cuenta con un piezoeléctrico que responde linealmente a los cambios en su largo. Por esto es posible medir variación en la circunferencia del pecho permitiendo identificar inhalación, exhalación y duración del ciclo respiratorio

Tela conductiva

Durante el desarrollo del proyecto, la contra parte nos informó sobre la posibilidad de implementar una tela que reaccionaba a los estímulos mecánicos ejercidos sobre la misma. El objetivo de esta implementación es la de poder medir el ritmo respiratorio en base a patrones de cambio en la tela

relacionados al estiramiento del tórax. Para eso nos dirigimos a FabLab Santiago en Seminario 642, Santiago. En ese espacio pudimos conversar con Camila Ríos, directora de open textiles, sobre aplicaciones y utilidades de esta tela conductiva. En el largo plazo la idea era implementar una alianza entre la contraparte, el fablab Santiago y nosotros como equipo del Proyecto Galeno, idea que no terminó de convencer a la contraparte ni a nosotros como equipo, por ende la alianza se desestimó.

Fotografía 13 Fablab Santiago Fuente: http://www.fablab.uchile.cl/

No obstante, las intenciones de implementar este tipo de telas se mantuvieron vigentes, por lo que se procedió a investigar que telas existían y también cuales podíamos obtener en un plazo razonablemente corto de tiempo. Para poder comprender de qué se trata una tela conductiva, primero debemos hablar de la familia de telas inteligentes.

Textiles Inteligentes

Los textiles inteligentes son aquellos que alteran su naturaleza y modifican algunas de sus propiedades, gracias a la incorporación de dispositivos electrónicos o de materiales inteligentes; para conseguir estos resultados trabajan en combinación con otras tecnologías como la nanotecnología, la microelectrónica o la biotecnología. Formalmente se definen como textiles que pueden detectar y reaccionar a condiciones

medioambientales o a estímulos mecánicos, térmicos, químicos, eléctricos, entre otros.

Según sea su actividad, actualmente podemos encontrarnos con tres generaciones de textiles inteligentes:

- **Textiles inteligentes pasivos**: Constituyen la primera generación de textiles inteligentes, los cuales solamente pueden reaccionar ante las condiciones medioambientales o estímulos exteriores (Stoppa & Chiolerio, 2014).

- **Textiles inteligentes activos**: Estos van un paso más allá, ya además de reaccionar a los estímulos externos, actúan de maneras especificas frente a una determinada situación. Son textiles con memoria de la forma, camaleónicos, termorreguladores, que pueden almacenar calor, absorber el vapor, entre otras funciones (Stoppa & Chiolerio, 2014).

- **Textiles ultra inteligentes o muy activos**: Esta tercera generación de textiles no sólo pueden detectar y reaccionar, sino que además se adaptan a las condiciones y estímulos del medio (Stoppa & Chiolerio, 2014).

Esta aparente “ciencia ficción” es posible gracias a los avances científicos actuales, que nos pueden proporcionar componentes electrónicos miniaturizados, tales como sensores o microcontroladores de bajo consumo (Warneke & Pister, 2004). Igualmente, los

textiles inteligentes podemos obtenerlos empleando para la fabricación del tejido fibras inteligentes, que reaccionan ante un estímulo concreto, como por ejemplo el sudor; o también dando un acabado final al tejido que proporcione las funcionalidades que estamos buscando.

Hilos conductivos

Este tipo de hilo es una combinación entre fibras de algodón o algún polímero, con hebras de metal (generalmente acero inoxidable o plata) que le permiten obtener cualidades conductivas y funcionar de manera similar a un cable en electrónica (“Sewing with Conductive Thread - learn.sparkfun.com”, 2015). Se utilizan generalmente en la confección de ropa inteligente, permitiendo así conectar diferentes periféricos a una placa central sin la necesidad de utilizar cables convencionales, con el consiguiente ahorro de espacio que esto conlleva.

Telas conductivas

Una tela conductiva es un tejido que puede conducir electricidad. Estas telas pueden ser hechas con hebras de metal o en el caso de las telas semiconductoras a través de la impregnación de polvos con base de carbón/metal. Se componen de un sustrato no conductivo a los cuales se les incorpora o recubre con un material que si conduce electricidad generalmente carbón, níquel, cobre, oro, plata o titanio. Los sustratos sueles ser algodón, poliéster, nylon o acero inoxidable en fibras de alto rendimiento como las aramidas y PBO (para-fenileno benzobisoxazol) (Twombly, 2015).

Aplicaciones

Generalmente se utilizan para disipación estática, escudos electromagnéticos, transferencia de energía en baja resistencia e incluso como un elemento de calor en versiones de alta resistencia. El beneficio sobre las versiones tradicionales de conductores es la flexibilidad de la fibra y la posibilidad de ser usadas en la industria existente de textiles(Stoppa & Chiolerio, 2014).

Dentro de las implementaciones más relevantes que se pueden encontrar está la fibra ARACON de Micro Coax construida con sustrato de KEVLAR y es usada para proteger el cableado aéreo, espacial y otros, dónde el bajo peso, alta resistencia y alta protección contra frecuencias es imperativo. La tela conductiva también permite elaborar electrodos secos para EEG (Rubin & DePetrillo, 2008) y otras aplicaciones médicas. Existen una serie de telas en el mercado fabricadas en base a diferentes metales como circuitex, cobaltex, entre otras producidas con métodos similares.

CircuiTex

Hecha a través de la unión de plata pura en forma de polvo sobre tela permite crear capas continuas de plata, manteniendo la flexibilidad, comodidad y durabilidad del material textil. A través de esta unión se pueden tomar miles de datos como ECG, EMG, estrés físico, mapas de presión, como también permite su utilización como proveedor activo de energía (calórica lumínica, estimulación electro muscular, alimentación eléctrica) ("Circuitex®

Conductive Technology Advances Design Flexibility in Smart Apparel", 2017)

CobalTex

Cobaltex es una tela multi-metalizada con buenas propiedades de blindaje para radio frecuencia de largo alcance. Debido a la capa de aleación de cobalto, este material ofrece un blindaje magnético de radiofrecuencias sobresaliente incluso en situaciones complejas, como corto alcance. Ideal para reducir interferencias entre componentes colocados muy cerca ("CobalTex • Materia", 1998).

Nickel Copper Ripstop

Tejido ripstop liso y brillante de poliéster con recubrimiento puro de cobre y níquel. Ligero y flexible, fácil de cortar y coser como la tela ordinaria. Resistencia a la corrosión debido al contenido de níquel. Alta conductividad y rendimiento de blindaje. Sin embargo, el níquel puede producir alergias en la piel, por lo que este material no está destinado para contacto directo con la piel. Se recomiendan guantes protectores cuando se maneja este material (Less EMF Inc, 1996).

Pure Copper Taffeta

Similar a Nickel Copper Ripstop, aunque tiene utilidad para ropas que no vayan a entrar en contacto directo con la piel ("PURE COPPER POLYESTER TAFFETA FABRIC", 2016).

Stick E Shield™

Tela de poliéster altamente conductiva, tiene un lado adhesivo y propiedades similares a las telas descritas previamente (Less EMF Inc, 2016).

Medtex

Tela tejida conductiva orientada al uso en textiles inteligentes. Base de nylon con un recubrimiento de plata que se estira en una sola dirección, variando su resistencia a un voltaje inducido. Permite medir variaciones en el largo de la tela y asociarlo a otras variables, como elongación torácica. Además, es hipoalergénica al estar fabricada en nylon y plata por lo que se sitúa bien para uso en vestibles ("Conductive Fabric MedTex×180", 2015).

3.4. Conclusiones

A través de los productos revisados para efectos de este proyecto hay dos aspectos que adquieren especial relevancia debido a que se encuentran de forma transversal en todos ellos. Uno, el primero en mencionar es el procesamiento que reciben los datos siendo compuesto por 3 fases:

a) Adquisición de datos

Aquí es donde cada uno de los sensores toma relevancia, por lo cual es sumamente importante poder definir que signos se quieren monitorear tal que los sensores permitan obtener la información más fidedigna posible. Estos signos pueden categorizarse como bioquímicos, físicos y de movimiento

b) Digitalización de datos

Una vez que los sensores han captado de forma análoga la información necesaria, el hardware del dispositivo se encarga de transformarla en información de tipo digital permitiendo así transmitirla a través de alguno de los canales existentes en la red de telecomunicaciones

c) Envío de datos

Por último, el dispositivo se encarga de enviar los datos en formato digital hacía una plataforma, que puede ser desde el smartphone hasta los servidores del centro asistencial al que uno este suscrito.

Para estas 3 fases existirán 5 elementos asociados según la etapa en la que se encuentren, siendo estos:

Paciente

Es quien provee la información, en el proyecto nos ceñiremos exclusivamente a la toma datos y no diagnóstico, es decir signos y no síntomas.

Sensores

Son los elementos técnicos que permiten capturar información

Procesamiento

El módulo principal dónde ocurre la transformación y empaquetamiento de la información obtenida por los sensores

Canal

El canal se entiende como el conducto que une dos puntos para posibilitar el intercambio de información. Es importante definir con anterioridad la cantidad de información que circulará por este canal, para poder así escoger el ancho y velocidad ad-hoc tal que se adecuen a las expectativas del proyecto, considerando los requerimientos de conectividad y costos

Receptor

En este punto de entrega la información, siendo el servidor o smartphone el

encargado de las comunicaciones bidireccionales, permitiendo así la validación de los datos una vez lleguen a destino.

4. Requerimientos del proyecto

4.1. Requerimientos

Como equipo y en conjunto con la contraparte definimos una serie de requerimientos para el proyecto en pos de entregar un resultado ad-hoc a las expectativas.

Con la empresa definimos lo siguiente:

1. La enfermedad por monitorear será solo 1, relacionada a patologías cardiacas. Esto con el objetivo de acelerar el proceso de prototipado, enfocando el trabajo en partir de la base ECG para luego ir incorporando otros sensores sobre un dispositivo ya funcional.

2. Se proyecta medir signos como:

   - temperatura
   - respiración
   - movimiento

   como datos de apoyo al ECG.

Por otro lado, los requisitos funcionales definen el comportamiento del sistema. Es decir, describen lo que debe hacer el sistema. Esto desde el punto de vista de interpretar lo que espera la contraparte que haga el sistema.

-**Medir información biométrica** del paciente a través de sensores incorporados en el dispositivo.

-**Almacenar información** obtenida por los sensores utilizando el menor espacio posible en memoria, para ser enviada

cuando haya disponibilidad de conexión.

-**Enviar información** de forma autónoma a través de redes inalámbricas hacia los servidores del centro de atención respectivo.

-**Verificar la integridad de la información** enviada, asegurando así una correcta comunicación entre el dispositivo y la plataforma.

Estos requerimientos funcionales actúan a su vez de etapas para el proceso de toma de datos.

A nivel de equipo es necesario también hacer una identificación previa de los recursos con los que contamos para trabajar, pudiendo así desarrollar el proyecto sobre bases concretas y no supuestos.

a. **Identificación de recursos.**

Los recursos identificados son:

- Plataforma de desarrollo Arduino
- Módulo Bluetooth para Arduino
- Termo resistor
- ECG para Arduino
- Tela Conductiva
- Máquinas de Modelado por deposición fundida (FDM)

Durante el transcurso del proyecto es necesario determinar:

- Tamaño de la batería y cuál es la vida útil del dispositivo
- Mecanismos de cierre y unión para el dispositivo

b. **Definición de soluciones parciales y conceptos**

Algunas soluciones parciales son herramientas para tener una referencia al momento de desarrollar el proyecto.

- Interfaz sencilla (visual, háptica y/o auditiva) que permita al usuario identificar cual es el estado de conexión entre el dispositivo y el smartphone, como también en qué etapa del proceso de toma de datos se encuentra.

- Los electrodos deben considerar la configuración que optimice de mejor manera la distribución de los mismo permitiendo reducir el tamaño del vestible, pero sin interferir de manera negativa con la lectura del ECG

- Electrodos secos o reutilizables

- Utilizar telas de alta respirabilidad

- Case funcional y minimalista

3. Explicitar requisitos específicos acorde al contexto

Los requisitos para el desarrollo del monitoreo remoto de enfermedades son:

Tecnológicos: Medios usados para producir, vender o usar un producto

- Botones físicos de interacción (definir tamaño de los botones)

- Método de carga (alámbrica o inalámbrica)

- Módulo principal (hub)

- Soporte físico (correas de ajuste y/o plataforma de unión)

- Feedback (luces, colores, vibraciones, sonidos)

- Anclaje entre módulo principal y soporte físico

Ergonómicos: optimización hombre-máquina

- Interfaz intuitiva (botones para acciones de alto nivel)

- Tela hipoalergénica para el soporte físico del módulo central

Durante el estudio de los referentes en el estado del arte se pudo apreciar que todos compartían características paramétricas similares siendo las más relevantes estas:

Volumen: Al ser dispositivos que mantienen una alta interacción directa con el usuario estos deben ser contenidos en su tamaño

Peso: Aunque esto no sea perceptible a través de la vista, es un factor relevante en la comodidad y uso del producto, característica que también puede ser evidenciada a través de códigos visuales como materiales, colores y formas.

Funcionales: Cumple con las necesidades básicas del usuario/cliente

- Calidad: la toma de datos y sus respectivos resultados tienen que ser de grado médico, es decir, que la información obtenida se pueda usar para un posterior diagnóstico. Esto condiciona fuertemente la ubicación de los sensores dentro del vestible.

- **Comunicaciones inalámbricas:** debido a que el dispositivo es un vestible e irá puesto como una primera capa de ropa en el usuario es que se hace necesario prescindir de cables entre el hub y el smartphone para mantener la libertad

de movimiento que el usuario tiene de manera diaria.

- **Energía portátil**: así como se necesita prescindir de cables para las comunicaciones, es de mucha importancia contar con energía dentro del dispositivo sin tener que estar necesariamente conectado de manera permanente a la corriente.

5. Propuesta

Históricamente los servicios de salud se han visto sobre demandados pues constituyen uno de los pilares del desarrollo social en un país dónde una población sana es una población que progresa, no obstante, debido a los procedimientos relacionados al monitoreo de pacientes el sistema de salud no es capaz de mantener el ritmo necesario para atender a todas las personas necesarias provocando esto una serie de externalidades negativas

La propuesta es un dispositivo de monitoreo remoto para signos vitales, vestible y no invasivo semiautónomo, en términos energéticos como también en cuanto a funcionamiento en dónde éste sea capaz de comunicarse de forma bidireccional con un smartphone. Por lo tanto, es importante que el dispositivo sea capaz de leer los signos vitales de relevancia (temperatura, movimiento, respiración, ECG) los envíe al smartphone para que este luego se comunique con la base de datos central en el hospital y así actualizar las fichas médicas. Estas mediciones se efectuarán en intervalos predefinidos por el médico a cargo, sin embargo, existirá la posibilidad de hacer mediciones adicionales como también mediciones de emergencia, según lo

determine el cumplimiento de criterios por definir, asociadas a situaciones de riesgo.

Se definen dos clases de usuarios diferenciándolos por el rol que desempeñan dentro del ecosistema en el que trabaja el dispositivo de tele monitoreo:

Usuario "Profesional de la salud": De ahora en adelante PdS, todas aquellas personas que no utilizan el dispositivo de manera activa, pero que pueden enviar órdenes a distancia para que el dispositivo ejecute diferentes tipos de mediciones, adicionalmente son los encargados de efectuar la calibración inicial del dispositivo para su correcto funcionamiento acorde a la patología que se quiera monitorear.

Usuario "Paciente con Enfermedad Crónica": Las personas que padezcan de alguna patología de carácter crónico, utilizan el producto de manera activa, pero a diferencia del PdS no pueden darle ordenes desde algún dispositivo externo. No tienen conocimiento relacionado a la toma de datos por lo que esperan que el procesa sea lo más sencillo posible. Se encuentran medianamente conscientes de su condición, por lo que utilizan herramientas para cuidar su enfermedad como pastilleros o recordatorios. En la etapa inicial abarcará solo a la tercera edad, pero se espera poder expandir esta categoría a adultos, adultos jóvenes, adolescentes e incluso niños.

Mercado

Proyecto Galeno busca posicionarse en el sector de la salud como una herramienta que extienda los servicios

prestados, permitiéndole a Hospitales, Clínicas y otros centros asistenciales monitorear a sus pacientes. No obstante, y entendiendo la relevancia que tiene el monitoreo de signos vitales, es que no se descarta la posibilidad de participar en mercados derivados como deportes o investigación de salud.

El dispositivo de monitoreo remoto debe ser capaz de medir signos vitales e información relevante para los profesionales de la salud, asegurando la integridad de los datos enviados por redes inalámbricas.

Proyecto Galeno en una primera instancia tiene como consumidor objetivo toda persona que presente alguna enfermedad referente al sistema circulatorio (tipo cardiaca), sin distinción de edad, sector geográfico ni ingresos socioeconómicos, si bien se proyecta como equipo tener un precio final entre 200 a 300 USD, el producto está pensando para posicionarse en el sector de salud, como parte de una prestación de servicio, lo que permitiría a personas de bajos recursos acceder al servicio de igual manera.

Lo anterior, sin embargo, requiere de un análisis previo en profundidad puesto que los datos más adelante expuestos reflejan que en gran mayoría los consumidores finales poseen FONASA como previsión de salud, esto manifestará en medida el nivel de ingreso socioeconómico del público al cual el producto estará dirigido, volviendo esta observación clave a la hora de insertar el producto en el mercado. Cabe mencionar que las estrategias de comercialización del producto no se abarcarán en el presente estudio.

Volviendo al consumidor objetivo, de requerirse un estudio en menor cuantía, para una primera fase de comercialización del proyecto se hará una segmentación de carácter secundario a nivel regional en las localidades más cercanas a la realización y desarrollo de este, más específicamente en la Región Metropolitana y de Valparaíso, puesto que en estas regiones habitan en conjunto el 49% de la población que padece de alguna enfermedad referente al sistema circulatorio.

Las enfermedades del sistema circulatorio son:

1. Aterosclerosis.
2. Infarto de miocardio (MI).
3. Prolapso mitral, estenosis, regurgitación.
4. Angina de pecho.
5. Arritmia / disritmia.
6. Isquemia.

Según el Departamento de Estadística e Información de Salud (DEIS) (Ministerio de Salud, 2012-2014) existe una población total a nivel país de 126.976 personas que sufren alguna de estas enfermedades lo que corresponde aproximadamente a un 8% de la población enferma de Chile.

El nivel de implementación de productos para el telemonitoreo es bajo (Guerrero, 2013) producto de dos factores, el primero tiene relación con la capacitación que requieren los PdS y también la capacitación que se les debe entregar a los pacientes(Roig & Saigí, 2011), quienes muchas veces tienen pocos conocimientos

tecnológicos por lo que el nivel de adopción es bajo cuando los procesos son engorrosos o requieren un nivel alto de compromiso por parte de ellos .

El segundo es que el nivel de eficacia y eficiencia de los productos de telemonitoreo no termina de convencer a pacientes e instituciones debido a que como su nivel de implementación es bajo no permite recopilar datos significativos (Roig & Saigí, 2011), eso sumado a los altos costos que implica colocar en funcionamiento estas herramientas y la resistencia al cambio que culturalmente existe en Chile complejizan la entrada de estas tecnologías. El estado de conflicto radica en que los PdS se enfrentan a una cantidad considerable de pacientes que atender, considerando que un 75% de ellos entran en la categoría de atención primaria (Fernández, Sordo Rivera, Amador, Peralta Rojas, & Alvarez Muñiz, 1985) y que así mismo no requieren un monitoreo presencial se hace necesario implementar métodos o herramientas que permitan liberar al sistema de salud de, al menos, una fracción de toda la atención primaria, pero que a su vez le permita a los pacientes vivir una experiencia similar a cuando la toma de datos corre por cuenta de los PdS relegándoles la mínima cantidad de responsabilidad. (Chahín, 2016).

Propuesta de Etapas para el proyecto.

- Definir los Usuarios.
- Definir formas de uso para cada usuario.

- Definir contextos de uso y su relación con las formas de uso.
- Definir grado de interacción para cada usuario con el producto
- Establecer diagramas de funcionamiento para el producto.
- Definir los diagramas de estado.
- Establecer contextos de prueba.
- Validar interfaz de interacción para cada usuario
- Definir la arquitectura del sistema (componentes y módulos).
- Establecer rasgos formales para el prototipo.
- Realizar prototipos formales
- Validar
- Realizar prototipo funcional
- Validar
- Realizar Manufactura Producto
- Validar

Diagramas de funciones

Para poder comprender como funciona el dispositivo es que se separó en cuatro módulos: Soporte, Carga, Central y Sensores

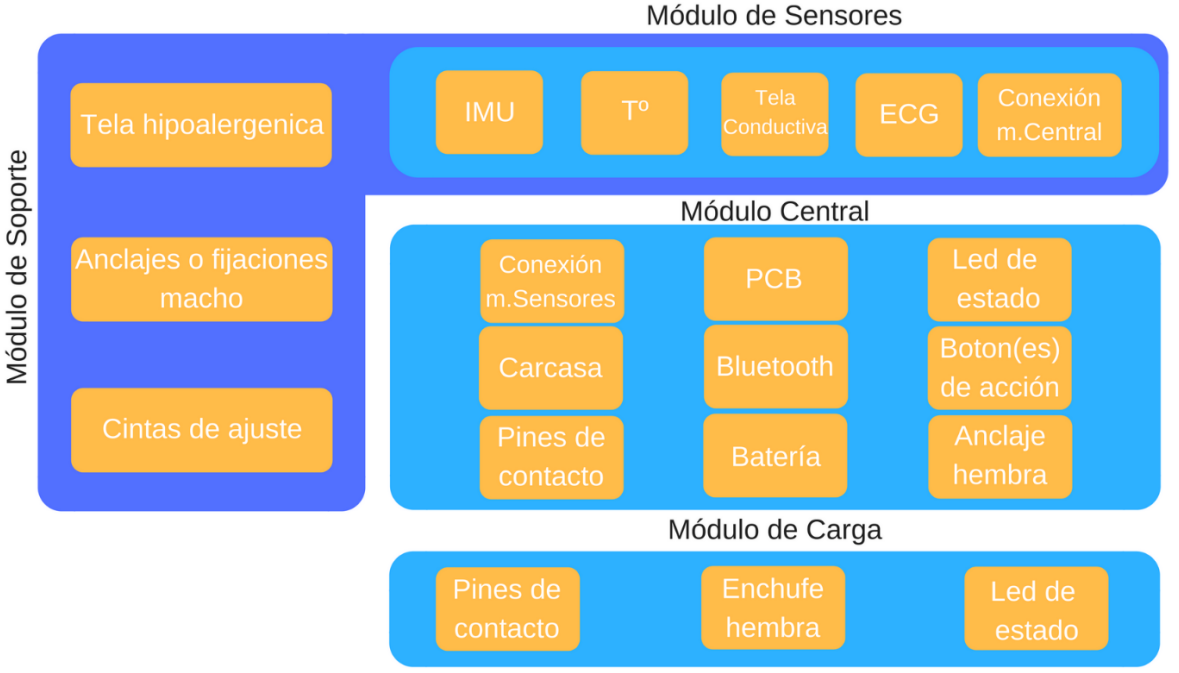


Figura 1 Diagrama de bloques

Módulo de Soporte: la función de este es contener los sensores, como también ser capaz de acoplarse al módulo central a través de anclajes o fijaciones. En términos tangibles será

el vestible manufacturado en algún tipo de textil por definir.

Módulo de Sensores: el objetivo de este módulo es agrupar los diferentes sensores en términos funcionales, mas no en términos de distribución. Dicho lo anterior, el módulo de sensores tiene como tarea principal recopilar la información proveniente del ambiente y dirigirla hacia el módulo Central

Módulo Central: en este caso, este se encarga del procesamiento de las señales obtenidas por los sensores y la transforma en información que se pueda enviar vía bluetooth hacia el smartphone del usuario.

Módulo de Carga: con este módulo lo que se busca es crear un puente entre la corriente que proviene de un enchufe del hogar hacia el dispositivo tal que este pueda recargar sus baterías.

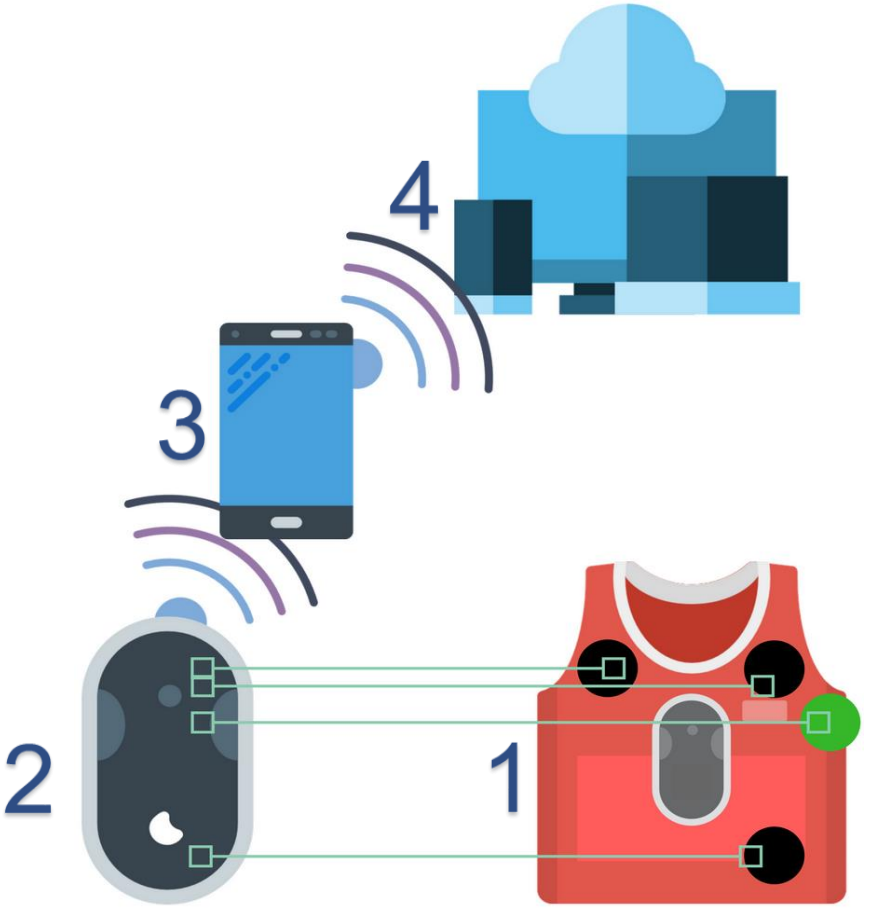
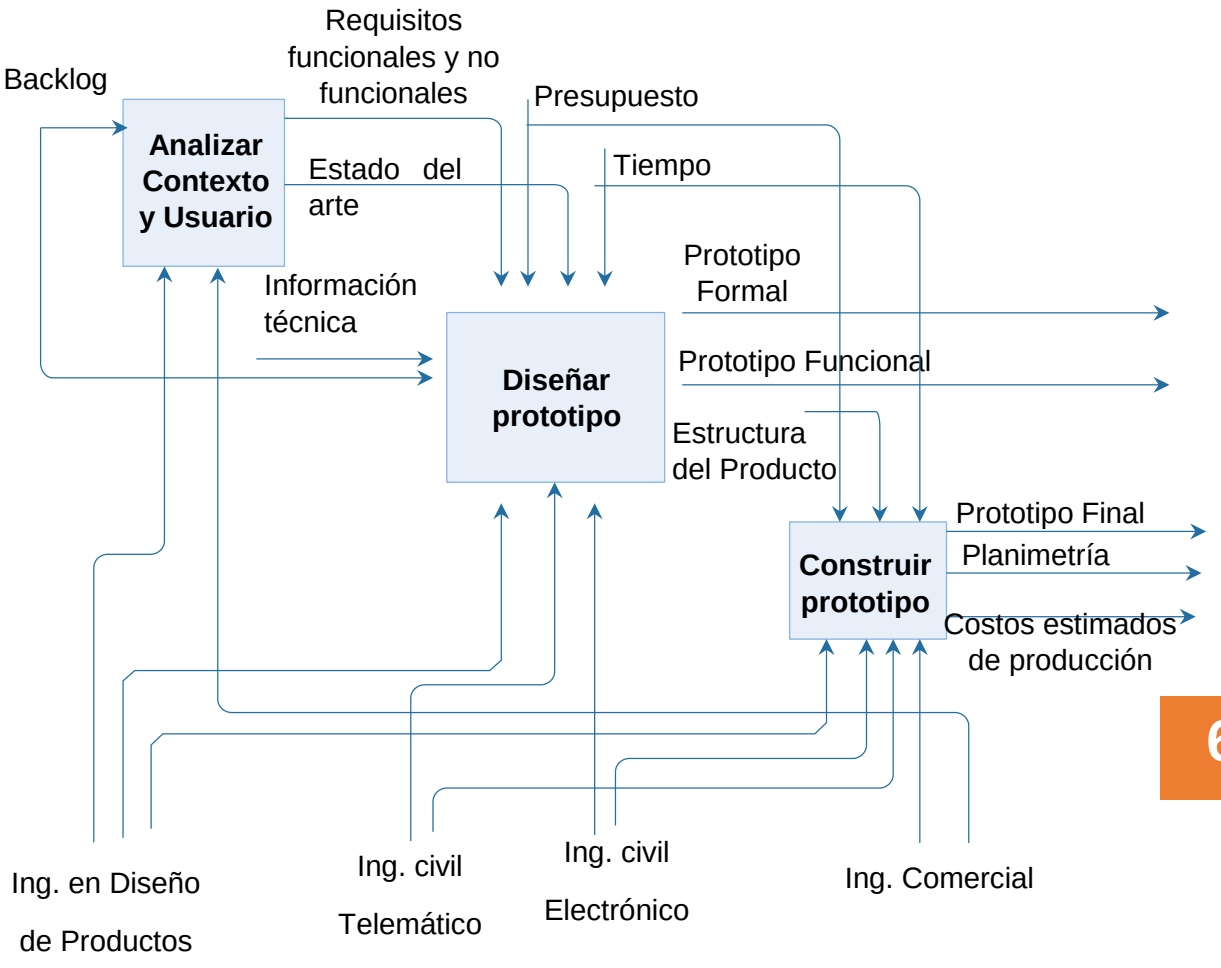


Figura 2 Concepto de prototipo

En la figura 2 es posible apreciar la polera (1) con 3 sensores de ECG (negros) y uno de temperatura (verde) que se conectan al hub (2) el cual transmite de manera inalámbrica los datos hacia el smartphone (3) y finalmente a través de éste se redirigen a la base de datos (4).

El diagrama que se presenta a continuación es una representación general del proceso



Actualmente se encuentra en la etapa del diseño de prototipo y se espera obtener al menos tres resultados tangibles: prototipo formal, prototipo funcional y un MVP del sistema incluyendo aplicación y plataforma web.

6. Desarrollo de prototipos

Por el momento se manejan dos propuestas a nivel formal para el desarrollo de prototipos las cuales han sido modeladas a través de CAD y se presentan a continuación

Ilustración 9 Propuesta 1

Ilustración 8 Propuesta 2

El objetivo de estas propuestas era el de crear una aproximación temprana a lo que el encapsulado final podría ser, siempre teniendo en consideración que la idea iba a ser iterada en función no solo de las necesidades del cliente, sino

que también en función de nuestras necesidades como equipo. Esto último se debe a que, al contar con recursos limitados, la propuesta tendría que ir adaptándose también a esos requerimientos físicos tales como dimensiones, acceso a puertos de comunicación, botones, peso, entre otros.

Entre las dos propuestas, terminamos por manufacturar la “pastilla” debido a que consideraba botones de interacción y además por una cuestión estética al ser más agradable a la vista.

Test de usabilidad

Como el proceso en el que se encuentra el proyecto es la elaboración de prototipos formales, las instancias de validación de éstos a través de test de usabilidad aún no se han efectuado, pero se visualiza poder realizarlos durante el mes de agosto del presente año.

6.1. Prototipo 1

Ilustración 10 Vista ortogonal prototipo v1

(1) Hub

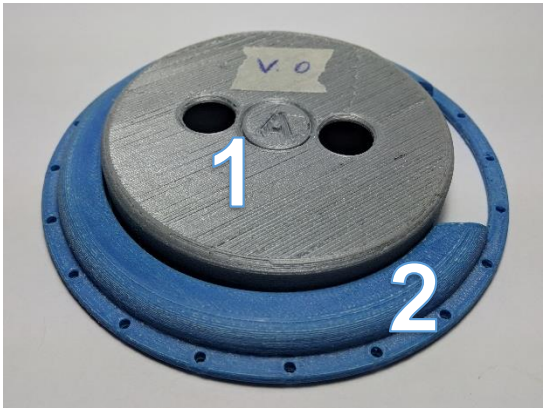
(2) Soporte

El primer prototipo, de ahora en adelante PX siendo X la versión que se presenta, consideraba medidas arbitrarias, ya que en este punto del

desarrollo teníamos como objetivo poder evaluar de manera tangible tanto las dimensiones del producto como también visualizar de manera temprana ciertos parámetros asociados a la manufactura a través de FDM como lo son espesores y holguras entre las piezas. Adicionalmente, consideraba una versión muy primitiva de conexión entre el hub (1) y el respectivo soporte (2), que a su vez iba cosido a la polera independiente de la que fuésemos a utilizar, para ello cuenta con una serie de perforaciones en todo su perímetro, permitiendo así unir los dos elementos (polera y soporte) a través de métodos tradicionales de cosido. De esta propuesta fue posible identificar a grandes rasgos 2 elementos para priorizar en las siguientes iteraciones

- Diseño de los botones
- Re-Dimensionado

En el caso del soporte (2), se determinó que, al coserlo a la tela, el peso del hub (1) excedía la resistencia de la misma y por lo tanto tendía a desplazarse. Debido a esto es que el mecanismo de soporte se postergó para revisiones más tardías, otorgándole prioridad al hub (1) antes.



Fotografía 14 Resultado p1

Teniendo en consideración los dos puntos mencionados anteriormente, también se dejaron de lado aquellas características que no constituían una

prioridad inmediata para el funcionamiento del dispositivo tales como el layout para el i/o (espacios para las entradas y salidas, conexiones de cables) entre otras.

6.2. Prototipo 2

En el caso de este P2 se establecieron 3 piezas principales como base (4), cuerpo (3) y tapa (1) las cuales fueron manufacturadas a través de FDM con un espesor universal de 3mm. Se redujo la cantidad de botones a solo uno, ya que en conversaciones con el equipo con esa cantidad era suficiente para las funciones que debía desempeñar el hub. En este prototipo el objetivo fue ajustar medidas, visualizar cantidad de piezas y explorar mecanismos de interacción.

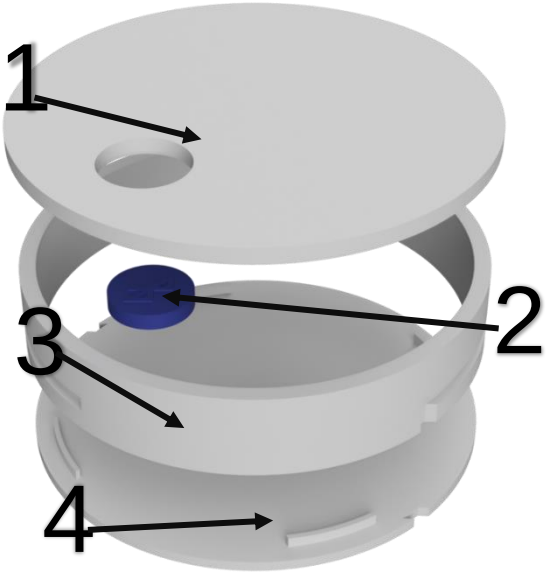
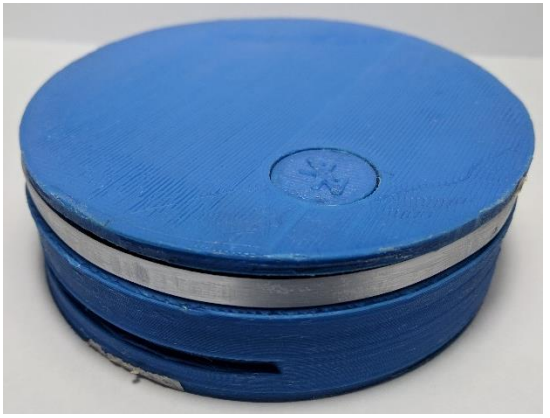


Ilustración 11 Vista ortogonal P2

En la base (4) se pueden observar unas muescas que facilitan el calce con la pieza del cuerpo(3), notándose en este último una “ranura” lateral que, si bien se había pensado para anclaje del hub, nunca se utilizó realmente. El único

botón existente, es de forma circular trayendo consigo un problema muy trivial. Debido a que el circulo carece de orientación natural, colocar el botón en el sentido correcto para que mostrara su figura alineada con el resto del hub era bastante difícil y de ser logrado, el resultado de todas maneras era bastante malo.



Fotografía 15 Resultado P2

Con el P2 ya manufacturados, surgieron otras interrogantes: ¿cómo se comunica al usuario el estado del hub? ¿Como podemos simplificar la colocación del botón? ¿Es necesario que el cuerpo y la base estén separados previamente? Por lo que para el desarrollo del P3 se consideraron esta pregunta como las directrices de la iteración

6.3. Prototipo 3

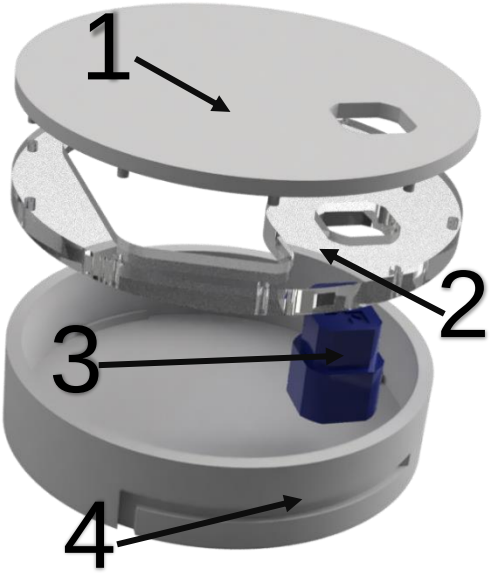


Ilustración 12 Vista ortogonal P3

El objetivo de este prototipo es implementar un mecanismo de feedback visual, a su vez pulir aspectos del mecanismo de interacción (botón) y comenzar a plantear métodos de unión entre las piezas del dispositivo.

En ese sentido, la propuesta que se presentó como método de comunicación entre el hub y el usuario fue una placa de acrílico (2) de entre 3 y 5mm la cual permitía el paso de la luz a través de ella. Lo que se buscaba era establecer una serie de claves cromáticas para indicarle al usuario en qué estado se encontraba el hub siendo conversado de manera informal que podría utilizarse también patrones lumínicos, aunque siempre con el mismo color con el fin de poder minimizar el tiempo de programación para tener funcionando ese elemento. También se hizo pruebas de luminosidad comparando la transferencia lumínica del acrílico transparente versus acrílico opaco.

Para lo anterior se realizó una prueba con dos placas de acrílico, una translucida y otra opaca, en un entorno oscuro y carente de cualquier iluminación externa. Para medir la diferencia de transmisión lumínica se utilizó el sensor del celular dando los siguientes resultados**.**

TABLA DE TRANSPARENTE VERSUS OPACO

Tabla 2 Transferencia lumínica

Distancia	**Opaco**	**Transparente**
5cm	30lux	80lux
10cm	10lux	30lux
20cm	0lux	0lux

Por lo tanto, resulta más eficiente dejar el acrílico transparente.

En el caso del botón circular (3), se propuso una forma cuadrada circunscrita la cual permite orientar en solo 4 direcciones el botón, permitiendo a su vez que la dirección elegida sea permanente impidiendo el libre movimiento del botón. Se mantuvieron los bordes redondeados por razones estéticas y funcionales, ya que, si hubieses sido aristas rectas, el nivel de holgura que permitiría la pieza sería menor, haciendo más tedioso el proceso de detalle de las dimensiones. Respecto a las holguras, se dejó una de +-0.5mm entre el botón y la perforación en la tapa lo que permite un calce correcto sin fricciones.

Imagen 10 Boton viejo (izq) versus boton nuevo (der)

Por otro lado, se notó que para efectos de prototipado y dentro de esta etapa, no era necesario tener la base separada del cuerpo por lo que se procedió a unir ambas piezas para que al manufacturarlas a través de FDM salieran como una sola.

Al finalizar este prototipo quedaron las siguientes interrogantes: ¿Como unimos la tapa con el cuerpo? ¿Es realmente suficiente un solo botón?

6.4. Prototipo 4

El objetivo del P4 es el de expandir las funciones del dispositivo a través de la incorporación de nuevos botones y profundizar en el mecanismo de unión entre las piezas.

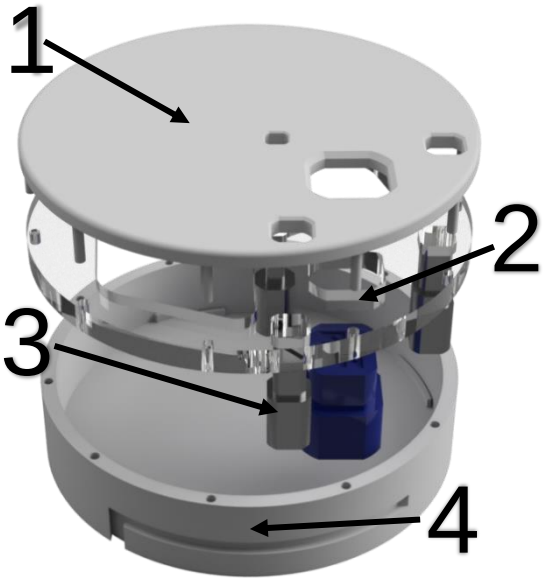


Ilustración 13 Vista ortogonal P4

Como la unión de la tapa (1) y el acrílico (2) a través de vástagos había resultado exitosa, se decidió alargar estos para que también atravesaran las paredes del cuerpo de manera vertical. A pesar de que las perforaciones hechas en las paredes del cuerpo eran del mismo diámetro que las del acrílico, los vástagos no entraron en estas. Aumentar el diámetro de las perforaciones en las paredes hubiese implicado aumentar también el espesor

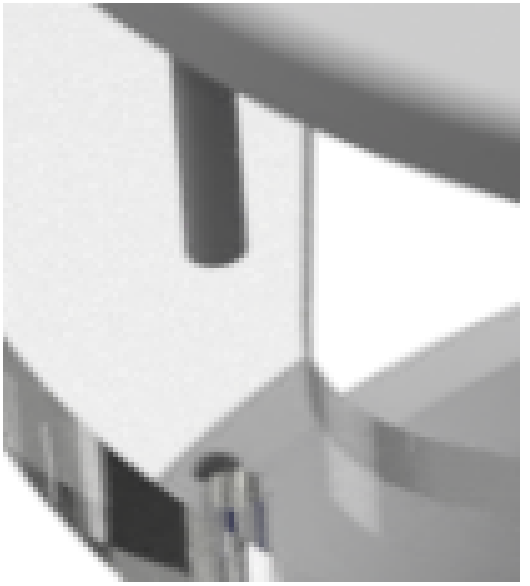


Ilustración 14 Acercamiento al vástago

de las paredes lo cual no se consideró útil ya que aportaban solo volumen innecesario. Según esto podemos

concluir que la solución propuesta no satisface las necesidades del producto, por lo que habrá que establecer otro método.

Fotografía 16 Resultado P4

En conversaciones con el equipo determinamos que, si bien habíamos establecido solo un botón al principio, tener botones adicionales (3) que nos ayuden en el proceso de desarrollo sería bastante útil. Por lo mismo se agregaron 3 botones nuevos que permiten encender, apagar y reiniciar el dispositivo. Al modelar y posteriormente manufacturar notamos que los botones en la práctica quedaron sub dimensionados. Por último, el botón 3 y 4 (en la imagen) quedaron desplazados de manera excesiva hacia las paredes del cuerpo lo que generaba un roce no presupuestado, afectando de manera negativa el funcionamiento de estos botones.

Por lo anterior, para el siguiente prototipo se analizó cual podría ser la mejor posición para los botones, como también la redimensión de los mismos

6.5. Prototipo 5

El caso del P5 el objetivo fue determinar la orientación optima de los botones, procurando abordar solo un problema a la vez.

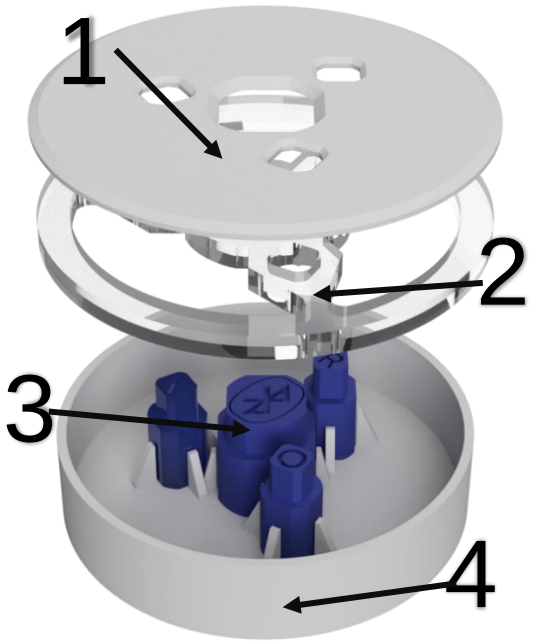
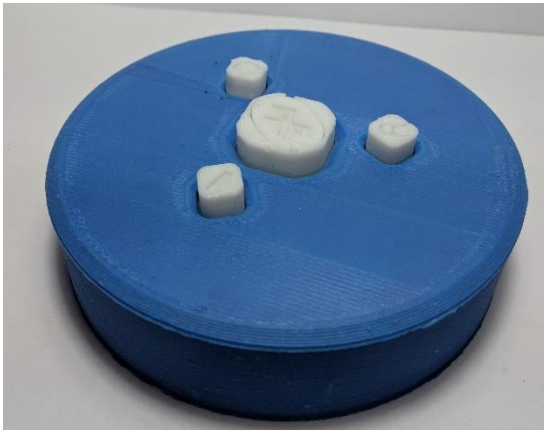


Ilustración 15 Vista ortogonal P5

En la siguiente versión se re acomodó la disposición de los botones y se eliminó el sistema de vástagos como unión útil entre la tapa, el acrílico y el cuerpo. El sistema de unión queda por ser revisado para probar una solución efectiva. Se decidió usar el centro de la circunferencia como inicio con una disposición radial del resto de botones, todos colocados a posiciones equidistantes entre sí. Con la nueva disposición simétrica es posible distribuir la luz a través del acrílico de mejor forma, mejorando así el efecto buscado**.** A su vez el tamaño de los botones fue corregido, siendo ahora del tamaño correcto tal que permitan una mejor interacción.



Fotografía 17 Resultado P5

6.6. Prototipo 6

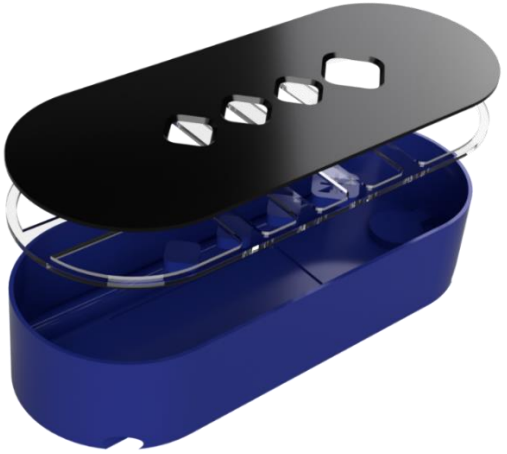


Ilustración 16 Vista ortogonal P6

En esta iteración se puede notar un cambio mayor en la forma, esto se debe a que conseguimos la primera placa de desarrollo, un Arduino pícaro+, por lo que las medidas del case tuvieron que ser adaptadas a esta placa procurando considerar dejar espacio libre para otros elementos como el chip ECG , la batería entre otros. Además, se retomó el trabajo con el mecanismo de anclaje, teniendo como referente los “armbands” que son básicamente soportes para smartphone colocados en el brazo con una correa, debido a su eficacia demostrada para transportar dispositivos sin ser incómodo, permitiéndole al usuario además interactuar con él. En el caso de esta propuesta la proporción entre botones fue disminuida, es decir, la diferencia entre el más grande y el más pequeño es menor. Adicionalmente, se consideraron 3 criterios nuevos:

- Espacio para el conector sensores/hub,
- Disminución del espesor en un área específica para mejorar transferencia de corriente, esto debido a que se conversó como equipo implementar carga inalámbrica la cual

necesita que ambas bobinas estén lo más cercanas posibles.

- Dos rieles para poder colocar el hub en el brazo.

Por esto último se hizo una revisión de las reales necesidades de espacio para el prototipo, reduciendo todas las dimensiones hasta el mínimo posible resultando en el P7, eliminando en el camino dos botones que luego de conversaciones con el equipo resultaron en una actualización de los requerimientos, es decir, su función podía ser cumplida por otro botón. Con esas correcciones en el corto plazo se procedió a elaborar el siguiente prototipo.

6.7. Prototipo 7

En esta iteración se ajustó la cantidad de botones de interacción y las medidas en relación con la plataforma de desarrollo Arduino. Se buscó implementar una forma también de integrar el sensor ECG dentro del case y el botón de encendido/apagado.

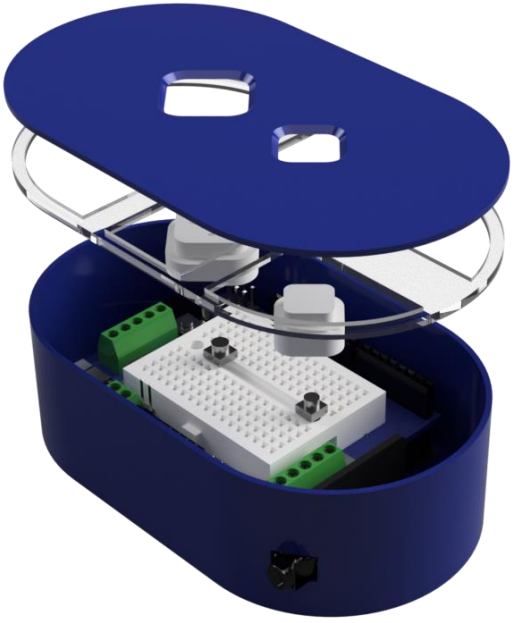
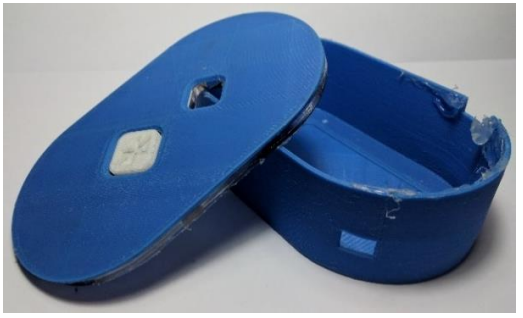


Ilustración 17 Vista ortogonal P7

El resultado del P7 nos permitió utilizarlo como MVP para la presentación 3 en el iF, incluyendo un solo sensor (ECG).

Para este punto la polera y los electrodos estaban en una etapa muy temprana de prototipado**.** A pesar de eso, pudimos obtener feedback valioso al tener un prototipo funcionando el cual se detalla a continuación

- No existe ningún mecanismo que evite movimientos internos
- ¿Cómo se va a unir este hub a la polera?
- ¿Cuál es la disposición de los electrodos y como se van a colocar en la polera?

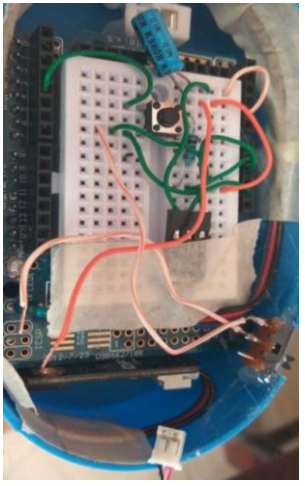
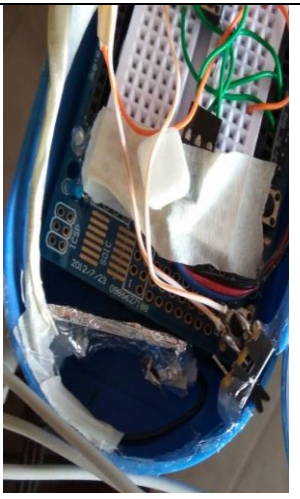
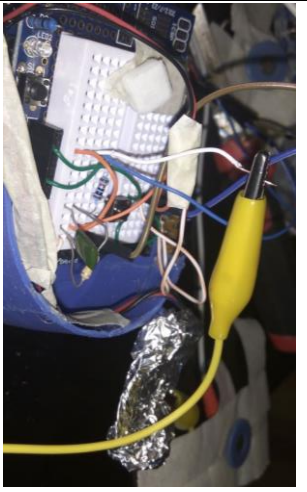
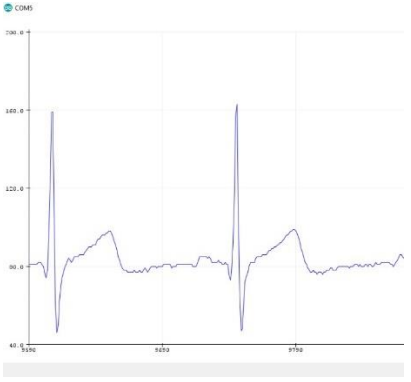
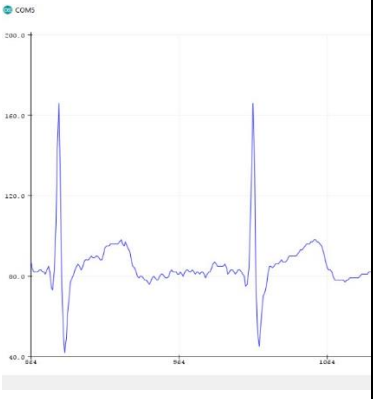
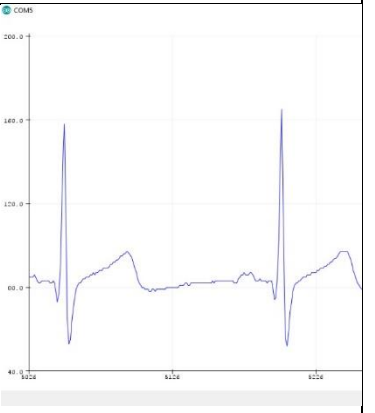


Fotografía 18 Resultado P7

Después de la presentación se abordaron dos nuevas tareas:

a) Implementación de aislante electromagnético

Para esta prueba el componente que mide y filtra el ECG debió ser aislado con film plástico y papel aluminio. Esto debido a que las ondas electromagnéticas que viajan por el aire interfieren con la señal que toma el chip ya que este se encuentra expuesto. Para poder comprobar el efecto que esta jaula de Faraday era capaz de lograr es que se realizaron 3 pruebas

Placa ECG sin jaula	Placa ECG con jaula y conexión a tierra compartida con el mismo cable del ECG	Placa ECG con jaula y conexión a tierra en otro pin independiente
		
		

El aumento relativo de ruido observado en la prueba nº2 se debe a que, al no haber conectado el aislante a tierra, actuaba de antena recibiendo mayor cantidad de interferencia. Esto se puede comprobar al mirar la prueba nº3 donde si se conectó el aislante a tierra y el nivel de ruido descendió de manera sustancial. Por lo que en el caso del aislante nos quedamos con la opción de envolverlo en los dos film, plástico y aluminio, porque no agrega volumen innecesario y entrega un resultado decente.

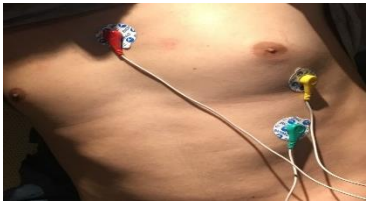
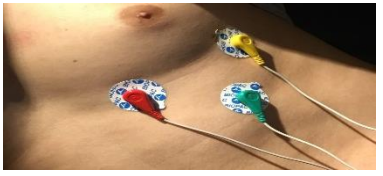
b) Pruebas con tela conductiva MEDtex

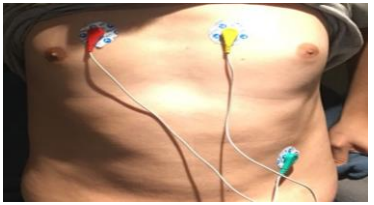
En el caso de estas pruebas lo que se hizo fue colocar una tira de 20x2 cm en estiramiento cero sobre una banda elástica que luego fue cosida como cinturón de pecho. Una vez colocada en cada extremo de la tela conductiva se colocó un caimán conectado a su vez a un multitester que permitía visualizar variaciones en la resistencia de la tele a partir de su estiramiento. En la tabla que se presenta a continuación se muestran los datos obtenidos:

Zona de medición	Resistencia 0	Resistencia 1	Variación %
Pectorales	4.8	4.6	0,1420
	4.7	4.5	0,1421
	4.8	4.7	0,0722
Plexo	4.7	4.6	0,0699
	4.7	4.6	0,0699
	4.6	4.5	0,0723
Estomago	4.7	4.6	0,0699
	4.8	4.7	0,0722
	4.7	4.5	0,1421

Lamentablemente el porcentaje de variación es menor al 1% y se ve afectada de manera excesiva por cualquier tipo de movimiento no relacionado a la respiración, por lo tanto, la tela no se establece como un método válido para medir de manera exclusiva el ritmo respiratorio.

Durante el desarrollo de estas etapas tuvimos la oportunidad de hablar con el Dr. Pavel Prado, Investigador Postdoctorado del Advanced Center for Electrical and Electronic Engineering (AC3E), quien nos orientó en relación a la mejor configuración posible para la posición de los electrodos, tópico mencionado en etapas tempranas del proyecto. Así fue como primero asistimos a una oficina ubicada en el AC3E, donde dentro de una habitación aislada pudimos probar que configuración entregaba mejores resultados, a continuación, se presenta la tabla comparativa

DERIVACIÓN	GRAFICO	COMENTARIOS
		A pesar de tener una forma relativamente correcta respecto a la muestra de control (grafico naranja) hay ciertas áreas de la lectura que se pierden en esta derivación
		Al igual que la anterior, se puede observar una forma a grandes rasgos, no obstante, en este caso la cantidad de ruido que se puede apreciar elimina cualquier posibilidad de utilidad que pudiese tener esta medición

		Al colocar los electrodos en la parte superior de los pectorales, permite capturar los datos de una manera excelente y fidedigna en relación con la muestra de control lo que nos permite **reafirmar que esta posición para los electrodos es la ideal**.
		Muestra de control

Es posible evidenciar a través de estos gráficos que en las posiciones donde los electrodos se encuentran en zonas de menor densidad muscular el resultado de los gráficos es más estable y por ende de mayor calidad. Algo que no se puede apreciar en fotografía es que cuando los electrodos se colocan en zona de densidad muscular menor, el nivel de interferencia que provoca el movimiento de los mismos músculos es menor o inclusive imperceptible lo que beneficia de manera sustancial la lectura de los datos.

Prueba de la posición para temperatura

Se realizaron 3 pruebas con distintas posiciones para el sensor de temperatura, esto debido a que durante la entrevista con la enfermera del hospital quintero comentó que la temperatura era tomada en la zona pectoral, mientras que los manuales recomiendan la zona axilar y como medio de control se tomará la temperatura en la zona interna del brazo

POSICIÓN	Tº	CONTROL
CUELLO	31.7	36.9
ESTOMAGO	32.1	37
COSTADO TORACICO	31.8	37.1

Estas pruebas se hicieron con el sensor lilypad que consiste en un termistor modelo MCP9700 el cual tiene una definición de +-2ºC según su hoja de datos. Esto, sumado a que la temperatura tomada no está ni siquiera cerca de la temperatura real del cuerpo según nuestra medición de control efectuada con un termómetro digital. Por

lo anterior decidimos migrar a otro termistor, modelo DS18B20 el cual también es impermeable, pero tiene una de definición de +-0.5ºC por lo que los resultados fueron mucho mejores

POSICIÓN	Tº	CONTROL
ESTOMAGO	36.5	36.8
COSTADO TORACICO	36.7	36.9
BOCA	37	37

En esta segunda prueba, decidimos agregar la medición bucal solo como un medio de control adicional considerando que sería el lugar con menos filtraciones de calor. Estas filtraciones también podrían explicar las leves diferencias entre el sensor nuevo y el medio de control debido a que a diferencia del termómetro digital que se mantiene presionado entre dos capas de piel, el sensor lo utilizamos con una sola cara contra la piel y no cubierto en 360º, simulando así una situación más natural en el contexto de uso de la polera inteligente.

Disposición de los cables dentro de la polera

Fotografía 19 Primer esquema de electrodos sobre polera de algodón

La primera configuración obedece a temas meramente funcionales pues utilizamos unos cables de ECG prefabricados. Es por esto que solo se procedió a organizar los cables procurando optimizar el espacio. Además, la polera utilizada fue perforada donde irían los electrodos ya que el soporte de estos quedaba por fuera de la polera, mientras que el electrodo en si quedaba por dentro. Una vez obtenida la posición del sensor de temperatura, la posición de los electrodos y un case capaz de operar como prototipo funcional nos enfrentamos una serie de desafíos adicionales. El primero de ellos fue que, en vista de que el prototipo de hub aún necesitaba constantes actualizaciones a nivel de software es que se hacía necesario integrar entradas para las conexiones necesarias, en ese contexto nace el P8

6.8. Prototipo 8

El objetivo principal de esta versión es el de adecuar la forma y las medidas a la electrónica que va dentro. También fue necesario re adecuar el botón y comenzar a plantear mecanismos de cierre. Otro de los objetivos en esta versión es probar mecanismos para fijar la placa Arduino al case.

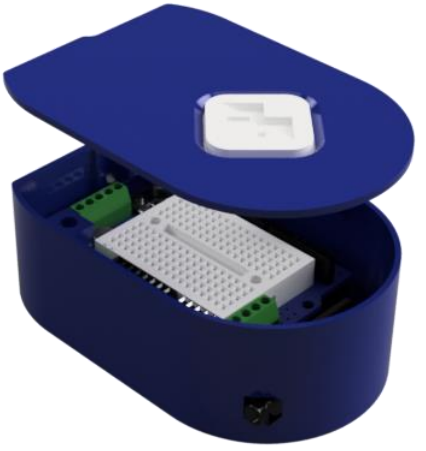
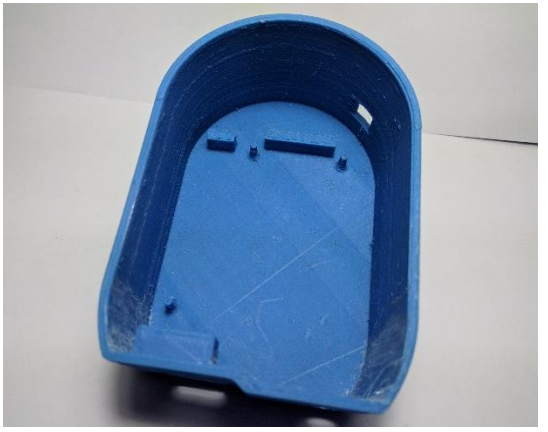


Ilustración 18 Vista ortogonal P8

Como se puede observar en el render superior, se volvió a utilizar un único botón debido a que las limitantes de software ya habían sido solucionadas derivando funciones a la aplicación que se está desarrollando en paralelo permitiéndonos así prescindir de esos elementos. También se modificó la parte superior del hub permitiendo que la pared quedara más cerca de los puertos necesarios.

Fotografía 20 Vista superior Resultado P8

Se implemento además en la base del cuerpo un mecanismo para la colocación de la palca Arduino como también uno para lo sujeción de chip ECG.



Fotografía 21 Vista interior resultado P8

Los pequeños ejes que se ven en la fotografía 21 son de 0.4mm de diámetro lo que permite un calce perfecto con las perforaciones de la placa Arduino. Todos los espesores de aquí en

adelante se trabajaron a 2mm, mientras que las holguras se redujeron a 0.4mm.

Por último, analizando la situación, decidimos eliminar el acrílico por dos razones, la principal fue porque se estaba transformando en una dificultad mayor que impedía seguir avanzando en otros temas más relevantes al complicarse el método por el cual anclar tanto la tapa al acrílico, como el acrílico a la base y por otro lado, consideramos que si se iba a utilizar como una polera inteligente bajo la ropa común, las señales lumínicas iban a verse interrumpidas por esta, por lo que pensamos que sería más pertinente implementar algún sistema de feedback háptico en un futuro próximo, descartando por lo tanto el feedback visual por ahora. Como ha podido observar en el proceso, la cantidad de modificaciones que se implementan por iteración son alrededor de 3, esto es porque como equipo preferimos ir validando de manera gradual las modificaciones lo que a su vez nos facilitaba ir iterando de manera controlada cada versión. Es por eso que en el P8 aún no se abordaban los mecanismos de cierre, pero una vez testeadas las modificaciones se procedió a implementar en el P9 estas modificaciones faltantes.

Fotografía 22 Resultado P8

Cabe mencionar que en el caso del P8 y hacia atrás, siempre se utilizó la lógica

de tapa plana, en vez de utilizar una base plana y la tapa como “case”. En el P9 se describe con mayor detalle esta modificación sustancial.

6.9. Prototipo 9

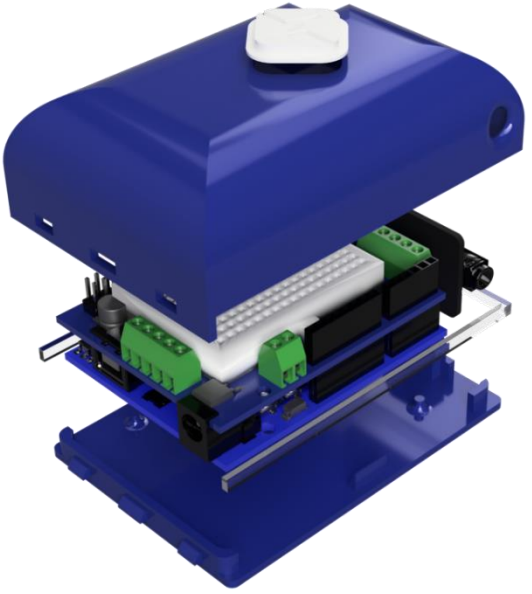
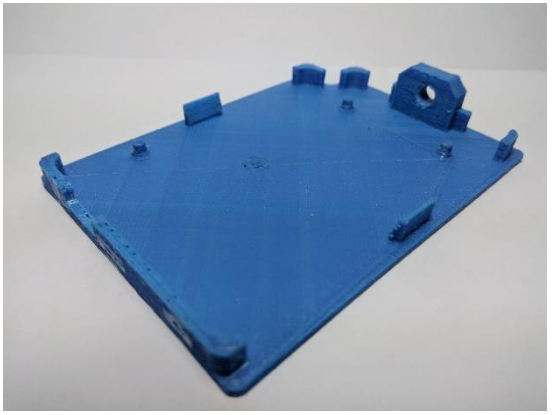


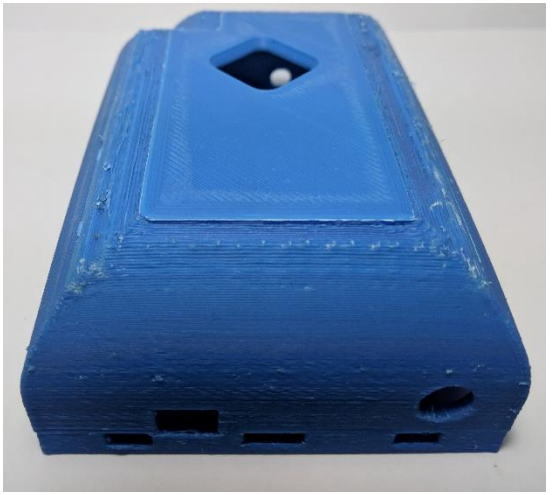
Ilustración 19 Vista ortogonal P9

En el proceso de manufactura del P9 la configuración interna del prototipo ha mantenido inalterada. En el caso de esta propuesta existen dos modificaciones mayores. La primera es que la base donde va colocada la placa Arduino ahora es “plana” es decir no tiene paredes verticales que interfieran con la colocación de esta. La modificación permitió facilitar en gran medida el acceso a los componentes internos de la placa como también permitió facilitar el cierre del hub completo. Además, se implementó un mecanismo de cierre que consiste en una serie de encajes en la zona superior, mientras que en la zona inferior hay un bloque que permite atornillar el case y dejarlo cerrado



Fotografía 23 Base con bloque de atornillado

Sin embargo, al momento de manufacturarlo, la naturaleza de la manufactura aditiva no permitió lograr un resultado decente así que el mecanismo fue rápidamente descartado para ser sustituido por el que se verá en el P10.



Fotografía 24 Vista inferior resultado P9

Otro detalle relacionado a las modificaciones es que, en el afán de reducir el volumen, el case del hub fue redondeando tratando de minimizar el espacio utilizado, pero el resultado final no fue lo esperado es términos estéticos.

6.10. Prototipo 10

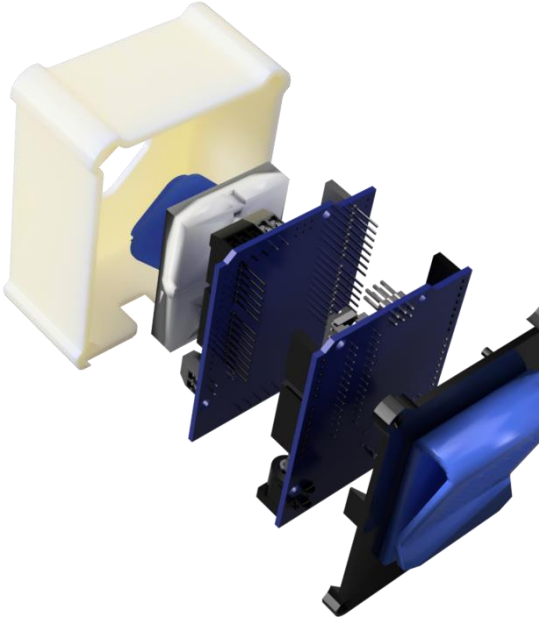


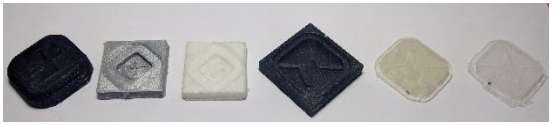
Ilustración 20 Vista explosión P10

El objetivo principal del P10 es reunir las características de los otros prototipos que funcionan, implementar una nueva forma de case, con los mecanismos necesarios para ser fijado, además de incluir un método de sujeción.

Por lo tanto, para la realización del P10 se consideraron todas las modificaciones satisfactorias implementadas previamente, como también la adición de un mecanismo para anclar el hub a la polera. Se mantuvo la base plana para el Arduino, pero se agregaron y mejoraron los mecanismos de sujeción para la placa, además se incorporó en cada esquina una perforación con calce que se une con la carcasa y permite pasar tornillo a través de ella. La forma del case también cambió a una más rectangular para aprovechar de mejor manera el espacio de las placas,

Ilustración 21 Vista ortogonal P10

además de reubicarse el chip ECG, ahora dentro de las placas de Arduino, con lo cual se redujo el volumen total del hub. Ahora todas las entradas y salidas de datos se encuentran en la misma cara del hub. Además, se cambió la función del botón central. Originalmente fue colocado para comenzar la medición de datos, pero gracias al desarrollo de la plataforma web y aplicación en Android, se pudo migrar esa función también. Ahora el botón central funciona como accionador on/off, por lo que la manera de funcionar también cambió siendo originalmente un botón pulsador, ahora es un switch considerando además que no encontramos ningún botón pulsador que fuera de igual o menor tamaño que el switch lo que significaba una gran pérdida de espacio. La idea de haberlo manufacturado, el botón, en silicona quedó como parte del desarrollo,



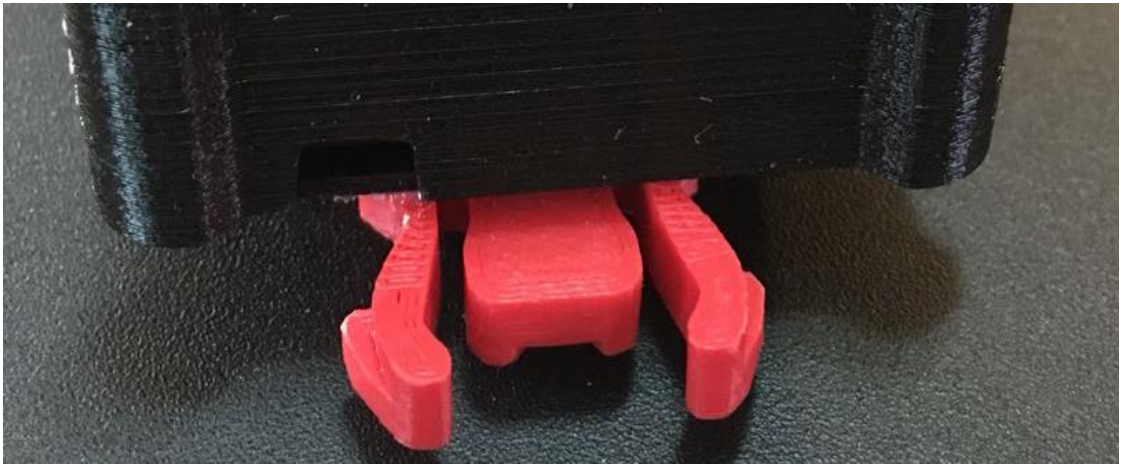
Fotografía 25 Evolución botón de interacción

pero en esta solución por las cualidades del switch, tiene que ser rígido. El clip colocado en la parte posterior funciona, pero entrega un rendimiento relativamente deficiente ya que la fijación no es muy fuerte, por lo que se piensa utilizar una fijación tipo GoPro. Se dejó una apertura en el case para que hubiese acceso a todos los puertos del Arduino (incluido ECG y temperatura). En la parte superior se dejó una ranura para ver las luces que indican el correcto funcionamiento del Arduino

Fotografía 26 Resultado preliminar p10

Por lo tanto, para el siguiente prototipo se pensó en afinar ciertos detalles como el calce de la base con el case, utilizar otro método de anclaje y prototipar también una montura para unir el hub con la polera.

6.11. Prototipo Final



Fotografía 27 Prototipo sistema de anclaje

Fotografía 28 P11 switch

Fotografía 29 Polera con soporte para hub

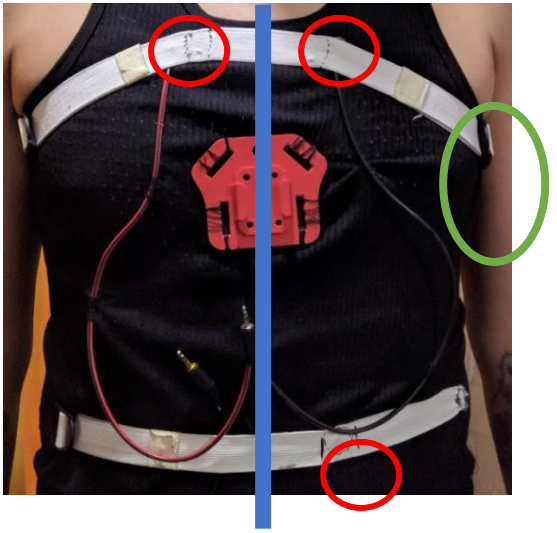
El objetivo final de este prototipo funcional es poder testear que todo funcione en un contexto de prueba, implementando el hub con la montura de pecho, conectores dedicados para cada sensor, entre otras modificaciones con el fin de validar nuestro concepto

Al momento de elaborar la polera se consideraron factores como respirabilidad, elasticidad y “forma”. Debido a que la polera está orientada a ser utilizada de manera relativamente prolongada tuvimos que quitar las mangas (y por ende una de las alternativas de soporte) ya que se prestaban para la acumulación de olores indeseados. Como se puede observar en la fotografía 29 también fue necesario implementar zonas reforzadas por elásticos ya que los electrodos que se encuentran en ese lugar necesitan de un sólido contacto piel/metal. Cada una de estas bandas elásticas es independiente y tienen un sistema de apriete para regular el nivel de presión que se ejerce sobre los electrodos dependiendo de la morfología de cada paciente. Como la colocación de los electrodos

corresponde a una configuración relativa entre los puntos, es decir no hay puntos específicos sobre la piel como si fuera un mapa, dentro de la polera se establecieron zonas:

- Zona lateral izquierda esternón
- Zona lateral derecha esternón
- Zona abdominal

Zona derecha Zona Izquierda



Fotografía 30 Distribución de electrodos(rojo) y sensor de temperatura(verde)

Además, en la zona encerrada en verde se colocó el sensor de temperatura corporal.

Las medidas generales de la polera son 106cm de pecho, 45 cm espalda y 85 de largo, están basadas en los datos proporcionados por Craf Yarn Council.

Por último, para la implementación del prototipo funcional decidimos elaborar nuestros propios cables de ECG utilizando broches metálicos, cable de audio estéreo y jack de 3.5, obteniendo resultados positivos en las pruebas que hicimos para verificar la calidad de la señal. Cabe mencionar que en la primera prueba si tuvimos problemas, pero fueron debidos a que el conector de 3.5 tenía un cobertor metálico que probablemente funcionase como antena, al cambiarlo se solucionó el problema de ruido.

Descripción de partes y componentes

Base

Esta pieza considera 3 ejes de soporte para el Arduino, una serie de topes perimetrales para el calce con el cuerpo como también 4 sobre relieves en cada esquina para el atornillado con el case. En la parte posterior cuenta con un “clip” para ser anclado a la montura de pecho colocada en la polera.

Cuerpo

Esta pieza se compone por un solo bloque vaciado, que cuenta con unas aperturas en la zona superior e inferior que permite el acceso a los puertos del Arduino como también a los conectores hembra de 3.5mm. En la parte frontal al medio cuenta con un botón de encendido y apagado. En cada una de sus cuatro aristas cuenta con una muesca perforada que permite el atornillado con la base

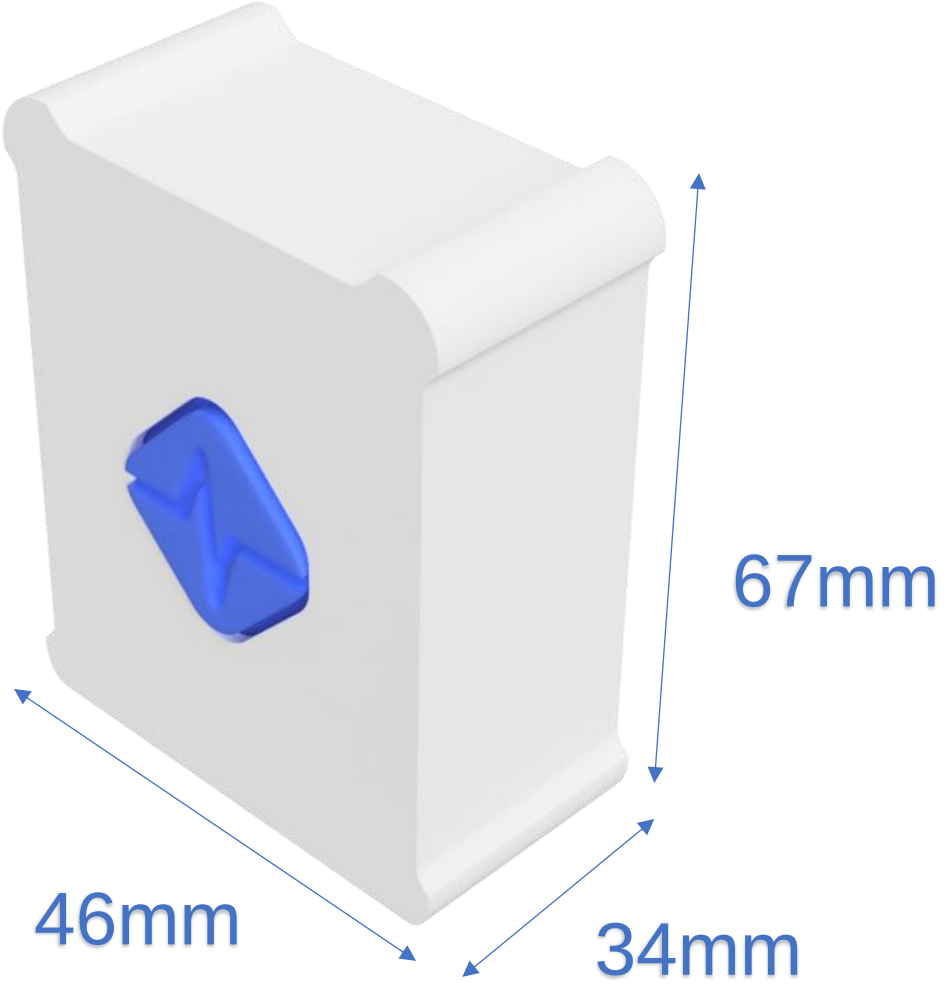
Polera con sensores

Polera sin mangas con bandas de compresión en las zonas donde se colocan los electrodos. Los cables van incorporados en la tela, mientras que en la zona donde el electrodo se conecta a la terminación del cable hay un agujero que permite que estos se conecten atravesando la polera en sí misma. Considera una montura de pecho cosida a la polera donde el hub se puede acoplar.

Botón on/off

Única interfaz de interacción que permite encender y apagar el hub. Funciona bajo la lógica del switch.

Render Final



7. Conclusiones y trabajo a futuro

Como puede observarse, durante el proceso de desarrollo nos vimos enfrentados a varios cambios y decisiones que algunas veces nos jugaron en contra complicando el avance del proyecto, sin embargo, siempre fueron tomadas con el objetivo de llevar a buen puerto nuestras ideas y permitirnos alcanzar un resultado útil para la sociedad. Logramos desarrollar un dispositivo capaz de conectarse vía bluetooth a un smartphone con solo deslizar un switch, el resto del trabajo lo hace el hub en comunicación con el smartphone permitiendo así que el usuario se despreocupe de las tareas más tediosas relacionadas con el monitoreo de signos vitales. Además, logramos incorporar este hub/ dispositivo en una polera inteligente dotada de sensores para medir la actividad eléctrica del corazón como también la temperatura corporal. En conjunto el hub con la polera son capaces de entregar, bajo algunos criterios, resultados de nivel médico lo que permite entonces que profesionales del área de la salud saquen el máximo provecho de este desarrollo, convirtiendo nuestra solución en una herramienta útil para la sociedad. Es cierto que en la etapa actual solo podemos hablar de un prototipo funcional para validar conceptos, sin embargo, el futuro del proyecto es claro y preciso. Es necesario miniaturizar varios componentes, optimizar la duración de la batería, aplicar materiales de alto rendimiento en la polera y robustecer tanto la aplicación como la

plataforma web, además poder optimizar el mecanismo de unión entre el hub y la polera se hace evidente cuando pensamos en la producción masiva de este producto. A pesar de quedar mejoras en el tintero, tanto el equipo como quien escribe quedamos felices con el resultado, no solo porque el proceso haya concluido de manera satisfactoria, sino que también porque logramos establecer un mínimo desde donde seguir creciendo como profesionales y como personas.

8. REFERENCIAS

Airflow Sensor (Breathing) for e-Health Platform [Biometric / Medical Applications]. (2015). Recuperado 6 de diciembre de 2017, a partir de https://www.cooking-hacks.com/airflow-sensor-breathing-ehealth-medical

Aja, E. (1992). El artículo 149.1. 1 de la Constitución como cláusula de cierre del principio de igualdad social. *VVAA, La función del artículo*, *149*(1), 44.

Ajami, S., & Teimouri, F. (2015). Features and application of wearable biosensors in medical care. *Journal of Research in Medical Sciences : The Official Journal of Isfahan University of Medical Sciences*, *20*(12), 1208–1215. https://doi.org/10.4103/1735-1995.172991

APA Style Blog: The Proper Use of Et Al. in APA Style. (s. f.). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de http://blog.apastyle.org/apastyle/2011/11/the-proper-use-of-et-al-in-apa-style.html

atencion-primaria-factor-clave-en-la-reforma-al-sistema-de-salud.pdf. (s. f.). Recuperado a partir de http://politicaspublicas.uc.cl/wp-content/uploads/2015/02/atencion-primaria-factor-clave-en-la-reforma-al-sistema-de-salud.pdf

Baek, J.-Y., An, J.-H., Choi, J.-M., Park, K.-S., & Lee, S.-H. (2008). Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG. *Sensors and Actuators A: Physical*, *143*(2), 423–429. https://doi.org/10.1016/j.sna.2007.11.019

Brenner, P. (2003). Costo de las infecciones intrahospitalarias en hospitales chilenos de alta y mediana complejidad. *Revista chilena de infectología*, *20*(4), 285–290. https://doi.org/10.4067/S0716-10182003000400010

Chahín, C. (2016). INFECCIONES INTRAHOSPITALARIAS. Recuperado 25 de diciembre de 2017, a partir de http://www.bibliotecaminsal.cl/wp/wp-content/uploads/2016/01/iih.pdf

Chaplin, S. (s. f.). Non-invasive blood glucose testing: the horizon. Recuperado 9 de mayo de 2017, a partir de http://www.practicaldiabetes.com/article/non-invasive-blood-glucose-testing-horizon/

Circuitex® Conductive Technology Advances Design Flexibility in Smart Apparel. (2017, febrero 3). Recuperado 10 de diciembre de 2017, a partir de http://noblebiomaterials.com/circuitex-conductive-technology-advances-design-flexibility-smart-apparel/

CobalTex • Materia. (1998, 2017). Recuperado 10 de diciembre de 2017, a partir de https://materia.nl/material/cobaltex/

Conductive Fabric MedTex×180. (2015). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.dfrobot.com/product-726.html

Definición de plataforma virtual — Definicion.de. (2015). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://definicion.de/plataforma-virtual/

Derivaciones Cardiacas, significado. (2013, 2018). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html

Detalle de la Agenda Agenda Digital 2020. Gobierno de Chile. (2017). Recuperado 25 de diciembre de 2017, a partir de http://www.agendadigital.gob.cl/#/seguimiento/medida/Telemedicina-en-la-Red-Publica-de-Salud

Diccionario de cáncer. (s. f.). [nciAppModulePage]. Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario

Domingo, B. J. S., January 28, 2015, & Comments, 0. (2015, enero 28). How to Buy an All-in-One PC. Recuperado 21 de mayo de 2017, a partir de http://www.pcmag.com/article2/0,2817,2409554,00.asp

ECG Monitor Inteligente y Portátil - QardioCore. (2016). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.getqardio.com/es/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone_es/

Electrocardiograma: MedlinePlus enciclopedia médica. (2017). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003868.htm

Electrode belt for acquisition, processing and transmission of cardiac (ECG) signals. (2005, marzo 3). Recuperado a partir de http://www.google.com/patents/US20050049515

Electrodo - EcuRed. (2017). Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de https://www.ecured.cu/Electrodo

Electrodos de electrocardiograma | Equipamiento médico | Praxisdienst. (2017). Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de https://www.praxisdienst.es/

Electrodos del Electrocardiograma, Ubicación. (2013, 2017). Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/electrodos-ekg.html

Electromagnetic Field Shielding Fabrics with a Natural Look and Feel. (s. f.). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.lessemf.com/fabric4.html#1212

Electronics Electronics Electronics Electronics Technology Technology Technology Technology Co., Ltd. (2017). PT Series –Power Type NTC Thermistor Thermistor Thermistor Thermistor. Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de http://www.electronica60norte.com/mwfls/pdf/TERMSITOR8D9.pdf

FabLab – Fab Lab Santiago. (2017). Recuperado 10 de diciembre de 2017, a partir de

http://fablabsantiago.org/fablab/

FABLAB Universidad de Chile. (s. f.). Recuperado 10 de diciembre de 2017, a partir de http://www.fablab.uchile.cl/

Fernández, M. C., Sordo Rivera, R., Amador, P., Peralta Rojas, J. A., & Alvarez Muñiz, M. (1985). Comportamiento de los indicadores de utilization de la cama hospitalaria por espacialidades y etapas de atencion. *Revista cubana de administración de salud*, *11*(1), 30–42.

Flip. (2017). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.avantari.org/flip/

FreeStyle Libre. (2017). Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de https://www.freestyle.cl/libre/

Gallegos, I. (2016, marzo 1). Chile: Hospital redujo fuertemente listas de espera con telemedicina. Recuperado 25 de diciembre de 2017, a partir de https://clustersalud.americaeconomia.com/chile-hospital-redujo-fuertemente-listas-de-espera-con-telemedicina

Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, *273*(1603), 2861–2867. https://doi.org/10.1098/rspb.2006.3637

GlucoWise™ : Meet the new non-invasive glucose monitor that helps you take control of your life. (2017). Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de http://www.gluco-wise.com/

Government of Canada, C. S. A. (2014, enero 22). Astroskin – A smart shirt for space. Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de http://www.asc-csa.gc.ca/eng/sciences/astroskin.asp

Gridling, G., & Weiss, B. (2007). Introduction to microcontrollers. *Vienna University of Technology Institute of Computer Engineering Embedded Computing Systems Group*. Recuperado a partir de http://www.physics.csbsju.edu/~awhitten/phys358/Microcontroller.pdf

Grier, J. (2008, mayo 9). 1-lead to 12-lead and exercise ECG. Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de https://www.ndsu.edu/pubweb/~grier/1to12-lead-ECG-EKG.html

Gruetzmann, A., Hansen, S., & Müller, J. (2007). Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Physiological Measurement*, *28*(11), 1375–1390. https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/11/005

Guerrero, F. (2013, noviembre 14). Hospital El Pino inaugura sistema de telemonitoreo de pacientes. Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de http://www.24horas.cl/tendencias/salud-bienestar/hospital-el-pino-inaugura-sistema-de-

telemonitoreo-de-pacientes-937514

Hernández, D. (1999, febrero 11). Medicina de Rehabilitación BIOMECÁNICA [home page]. Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20591

Hirmas Adauy, M., Poffald Angulo, L., Sepúlveda, J., María, A., Aguilera Sanhueza, X., Delgado Becerra, I., & Vega Morales, J. (2013). Barreras y facilitadores de acceso a la atención de salud: una revisión sistemática cualitativa.

Home | Nuubo. (2017). Recuperado 5 de junio de 2017, a partir de http://www.nuubo.com/

Home Care – Telemonitoring - CentraCare Health, Central Minnesota. (2017). Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de https://www.centracare.com/services/home-care/telemonitoring/

Hospital virtual: empresa chilena lanza plataforma de telemonitoreo para pacientes en sus casas. (2016, diciembre 2). Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de http://www.eldinamo.cl/nacional/2016/12/02/hospital-virtual-tele-monitoreo-pacientes/

Hubert, M. (2011). *The Complete Photo Guide to Crochet:* All You Need to Know to Crochet* The Essential Reference for Novice and Expert Crocheters* Comprehe*. Creative Publishing international.

IMU (Unidad de Medición Inercial) - VISTRONICA SAS. (2016). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://www.vistronica.com/imu/

infomed, red telematica de salud en cuba. (1999, febrero 11). Medicina de Rehabilitación BIOMECÁNICA [home page]. Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20591

iQuickIt. (2012, 2015). iQuickIt Saliva Analyzer. Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de http://www.iquickitsalivaanalyzer.com/iquickit/

iRhythm Technologies, Inc. (2017). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de https://www.zioreports.com/Application.html#XT_PATCH_INFO_ANONYMOUS

ITMS :: Telemedicina.com. (2017). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.itms.cl/

Kaschel Cárcamo, H., & Pérez Bahamondes, J. (2014). Monitoreo ubicuo de salud en tiempo real con WBSN. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, *22*(2), 169–176. https://doi.org/10.4067/S0718-33052014000200003

Kotler, P. (1997). Mercadotecnia. *Prentice-Hall*.

K'Watch Glucose. (2017). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.pkvitality.com/ktrack-glucose/

Less EMF Inc. (1996, 2017). NICKEL/COPPER RIPSTOP FABRIC High Performance and Non-Corroding. Recuperado 10 de diciembre de 2017, a partir de https://www.lessemf.com/1213.pdf

Less EMF Inc. (2016). Stick E Shield, Exceptional Shielding Fabric with Adhesive Backing. Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.lessemf.com/344.pdf

List of Wearables | Vandrico Inc. (2016). Recuperado 22 de junio de 2017, a partir de http://vandrico.com/wearables/list

Marouf, M., Vukomanovic, G., Saranovac, L., & Bozic, M. (2017). Multi-purpose ECG telemetry system. *BioMedical Engineering OnLine*, *16*, 80. https://doi.org/10.1186/s12938-017-0371-6

Martí, A. (2015, noviembre 10). Médicos y desarrollo de apps: el smartphone como asistente en el tratamiento. Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.xatakamovil.com/aplicaciones/medicos-y-desarrollo-de-apps-el-smartphone-como-asistente-en-el-tratamiento

Medición de la temperatura: MedlinePlus enciclopedia médica. (2017, septiembre 6). Recuperado 4 de diciembre de 2017, a partir de https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003400.htm

Memorias multidisciplinarias. (2017). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de http://competenciastransversales.usm.cl/index.php/memorias-multidisciplinarias#que-son

Meziane, N., Webster, J. G., Attari, M., & Nimunkar, A. J. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiological Measurement*, *34*(9), R47. https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/9/R47

Mike Chi, Y., Jung, T.-P., & Cauwenberghs, G. (2010). *Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review* (Vol. 3). https://doi.org/10.1109/RBME.2010.2084078

Mobile Healthcare Transformation | AirStrip. (2017). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.airstrip.com/

Mostrador, E. (2013, septiembre 13). Pacientes crónicos podrán controlarse desde su hogar a través de tele monitoreo. Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de http://www.elmostrador.cl/noticias/pais/2013/11/13/pacientes-cronicos-podran-controlarse-desde-su-hogar-a-traves-de-tele-monitoreo/

New Single Lead Portable ECG Machine iPhone Heart Rate Monitor Handheld Cardiac Monitor Sick Sinus Syndrome Wecardio. (2016, 2017). Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir

de http://www.ecg-borsam.com/sale-8644349-new-single-lead-portable-ecg-machine-iphone-heart-rate-monitor-handheld-cardiac-monitor-sick-sinus-s.html

Noble, R. J., Hillis, J. S., & Rothbaum, D. A. (1990). Electrocardiography. En H. K. Walker, W. D. Hall, & J. W. Hurst (Eds.), *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations* (3rd ed.). Boston: Butterworths. Recuperado a partir de http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK354/

Non-invasive Glucometer from OrSense Approved in Europe |. (2007, junio 21). Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de https://www.medgadget.com/2007/06/noninvasive_glucometer_from_orsense_approved_in_europe.html

OS X Daily - News and Tips for Mac, iPhone, iPad, and Everything Apple. (2017). Recuperado 27 de mayo de 2017, a partir de http://osdaily.info/review-alivecor-mobile-ecg-lets-an-iphone-monitor-your-heartbeat-share-with-nbsp-doctors-6703.html

Pinto, M., Barjas-Castro, M. L., Nascimento, S., Falconi, M. A., Zulli, R., & Castro, V. (2013). The new noninvasive occlusion spectroscopy hemoglobin measurement method: a reliable and easy anemia screening test for blood donors. *Transfusion*, *53*(4), 766–769. https://doi.org/10.1111/j.1537-2995.2012.03784.x

PURE COPPER POLYESTER TAFFETA FABRIC. (2016, febrero 6). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de https://www.filteremf.com/buy/pure-copper-polyester-taffeta-fabric/

¿Que es Wearable? - Los dispositivos vestibles. (2014). Recuperado 25 de diciembre de 2017, a partir de http://www.dispositivoswearables.net/

Respiratory Belt Transducer. (2017). Recuperado 6 de diciembre de 2017, a partir de https://www.adinstruments.com/products/respiratory-belt-transducer

Roig, F., & Saigí, F. (2011). Barreras para la normalización de la telemedicina en un sistema de salud basado en la concertación de servicios. *Gaceta Sanitaria*, *25*(5), 397–402. https://doi.org/10.1016/j.gaceta.2011.01.004

SEEQ Mobile Cardiac Telemetry System | Diagnostics & Monitoring. (s. f.). Recuperado 2 de mayo de 2017, a partir de http://www.medtronicdiagnostics.com/us/cardiac-monitors/seeq-mct-system/index.htm

Sewing with Conductive Thread - learn.sparkfun.com. (2015). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://learn.sparkfun.com/tutorials/sewing-with-conductive-thread

Shivakumar, N. S., & Sasikala, M. (2014). Design of vital sign monitor based on wireless sensor networks and telemedicine technology. En *2014 International Conference on Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE)* (pp. 1–5).

https://doi.org/10.1109/ICGCCEE.2014.6922257

Singh, K. (2005, mayo 24). Biotelemtry: could technological developments assist healthcare in rural India. Recuperado 2 de mayo de 2017, a partir de http://www.rrh.org.au/publishedarticles/article_print_234.pdf

Statex. (2010). MedTex P-180. Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de http://image.dfrobot.com/image/data/FIT0220/medtex180.pdf

Stoppa, M., & Chiolerio, A. (2014). Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review. *Sensors*, *14*(7), 11957–11992. https://doi.org/10.3390/s140711957

StretchSense. (s. f.). Recuperado 12 de junio de 2017, a partir de https://stretchsense.com/

Tecnología de Telemedicina llega al Hospital de Laja. (2017). Recuperado 12 de junio de 2017, a partir de http://www.salud-e.cl/prensa/tecnologia-de-telemedicina-llega-al-hospital-de-laja/

Tejidos inteligentes: La tecnología detrás de las prendas. (2016, septiembre 12). Recuperado 9 de diciembre de 2017, a partir de http://www.desnivel.com/material/noticias/tejidos-inteligentes-la-tecnologia-detras-de-las-prendas

Termistor. (2003, 2018). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://cl.omega.com/prodinfo/termistor.html

Termistor - EcuRed. (2011). Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de https://www.ecured.cu/Termistor

The Best Telemedicine Apps of 2016. (2016, julio 13). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.healthline.com/health/best-telemedicine-iphone-android-apps

The GlucoTrack. (2016). Recuperado 10 de mayo de 2017, a partir de http://www.glucotrack.com.au/glucotrack-product-features.html

Twombly, C. (2015). How are Conductive Fabrics Used? Recuperado 9 de enero de 2018, a partir de http://www.herculite.com/blog/how-are-conductive-fabrics-used

Viloria Núñez, C., Cardona Peña, J., & Saavedra Antolinez, I. (2014). Telemonitoreo de datos cardiacos y respiratorios a través de un sistema Web con JSP. *Ingeniería y Desarrollo*, *32*(1). Recuperado a partir de http://www.redalyc.org/resumen.oa?id=85230428007

ViSi Mobile System. (2016). Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de http://www.soterawireless.com/visi-mobile/

VivaLNK | Vital Scout. (s. f.). Recuperado 8 de enero de 2018, a partir de http://vivalnk.com/vitalscout/

Warneke, B. A., & Pister, K. S. J. (2004). An ultra-low energy microcontroller for Smart Dust wireless sensor networks. En *2004 IEEE International Solid-State Circuits Conference*

(IEEE Cat. No.04CH37519) (p. 316–317 Vol.1). https://doi.org/10.1109/ISSCC.2004.1332721

Wearable Telemetry — Eating Health Care. (2017, marzo 22). Recuperado 2 de mayo de 2017, a partir de http://www.insidesources.com/wearable-telemetry-eating-health-care/

What is wireless medical telemetry services (WMTS)? - Definition from WhatIs.com. (2016). Recuperado 6 de mayo de 2017, a partir de http://searchhealthit.techtarget.com/definition/WMTS-wireless-medical-telemetry-services

Wiggers, K. (2017, enero 3). PKvitality's SkinTaste sensor painlessly penetrates your skin to measure glucose. Recuperado 5 de mayo de 2017, a partir de https://www.digitaltrends.com/health-fitness/pkvitality-wearables-monitor-glucose-physiological-markers/

Zimetbaum P., T. A., & Samuel M., R. M. (2013). Use of a noninvasive continuous monitoring device in the management of atrial fibrillation: a pilot study. *Pacing Clin Electrophysiol.*, 36(3): 328-333.