



**Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto - FAMERP**  
**Programa de Pós-Graduação em Enfermagem – Mestrado Acadêmico**

---

**Fernando Faitarone Brasilino**

**Proposta de dispositivo de baixo custo para aferição de sinais vitais e monitoramento à distância**

**São José do Rio Preto**  
**2020**

**Fernando Faitarone Brasilino**

**Proposta de dispositivo de baixo custo para aferição de sinais vitais e monitoramento à distância**

Documento Estruturado apresentado ao Programa de Pós- Graduação *Stricto Sensu* em Enfermagem da Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto - FAMERP, para Defesa Pública de título. *Área de Concentração*: Processo de Trabalho em Saúde. *Linha de Pesquisa*: Processo de cuidar nos ciclos de vida (PCCV). *Grupo de Pesquisa*: “Núcleo de estudos sobre morbidade referida e gestão em saúde” (NEMOREGES).

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Natália Sperli Geraldine Marin dos Santos Sasaki  
**Coorientadora:** Prof. Dra. Luciene Cavalcanti Rodrigues

São José do Rio Preto  
2020

Brasilino, Fernando Faitarone  
Proposta de dispositivo de baixo custo para aferição de sinais vitais e monitoramento a distância / Fernando Faitarone Brasilino  
São José do Rio Preto; 2020.

109 p.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Enfermagem da Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto.

Área de Concentração: Processo de Trabalho em Saúde.

Linha de Pesquisa: Processo de Cuidar nos Ciclos de Vida (PCCV).

Grupo de Pesquisa: Núcleo de estudos sobre morbidade referida e gestão em saúde (NEMOREGES).

Orientadora: Profa. Dra. Natália Sperli Geraldine Marin dos Santos Sasaki.

Coorientadora: Profa. Dra. Luciene Cavalcanti Rodrigues.

1. Serviço de Assistência Domiciliar; 2. Sinais Vitais; 3. Telemonitoramento;  
4. Enfermagem.

## **BANCA EXAMINADORA**

Presidente da Mesa – Orientadora: Profa. Dra. Natália Sperli Geraldés Marin dos Santos Sasaki Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FAMERP

Coorientadora: Profa. Dra. Luciene Cavalcanti Rodrigues  
Faculdade de Tecnologia – FATEC

1º Examinador: Prof. Dr. Mário Henrique de Souza Pardo  
Faculdade de Tecnologia – FATEC

2º Examinadora: Profa. Claudia Eli Gazetta  
Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FAMERP

1º Suplente: Prof. Dr. Carlos Magnus Carlson Filho  
Faculdade de Tecnologia – FATEC

2º Suplente: Prof. Dra. Rosemeire Aparecida Milhim Cordova  
Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FAMERP

3º Suplente: Prof. Dr. Lucimar Sasso Vieira  
Faculdade de Tecnologia – FATEC

4º Suplente: Prof. Dra. Denise Beretta  
Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FAMERP

## SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	i
AGRADECIMENTOS	ii
EPÍGRAFE	iii
LISTA DE FIGURAS	iv
LISTA DE TABELAS	v
LISTA DE QUADROS	vi
LISTA DE ABREVIATURAS	vii
RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
RESUMEN	x
JUSTIFICATIVA	1
1. INTRODUÇÃO	2
1.1 Temperatura	5
1.2 Pressão Arterial	6
1.3 Pulso	7
1.4 Frequência Respiratória	8
1.5 Dor	9
1.6 <i>Home Care</i>	10
2. OBJETIVO	15
3. MÉTODO	15
3.1 Tipo de estudo e questões éticas	15
3.2 Metodologias de desenvolvimento	16
3.2.1 Etapa Análise	17
3.2.2 Construção do protótipo e desenvolvimento da aplicação Web	18
3.3 Modelo proposto	21
3.4 Hardware	23
3.5 Software	25
3.5.1 Software Embarcado	25
3.6 Testes	28
3.7 Dispositivos Utilizados	30
3.7.1 Placa ESP32	30
3.7.2 Placa MAX30100	32
3.7.3 Sensor de Temperatura LM35	34
3.7.4 Módulo Sensor de Pressão	36
3.7.5 Sensor de Dor	37
3.7.6 Bomba de ar e Solenoide	39
3.7.7 Acionamento da Bomba e Válvula	40
3.7.8 Fonte de Alimentação do Circuito	41
3.7.9 Etapa de Visualização dos dados	43
4. Resultados	44
4.1 O Protótipo	45
4.2 Software	49
4.2.1 Controle do Protótipo	49
4.2.2 Banco de Dados	53
4.2.3 Página Web	55
4.2.4 Dados Coletados dos Testes	59

5. Discussão	63
6. Conclusão	68
7. Referências	69
ANEXO A – Código Fonte do <i>Hardware</i>	80
ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa	88
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	91
MANUSCRITO	93



## **DEDICATÓRIA**

Dedico esse trabalho a minha família, meus pais José Roberto e Suminai, aos meus irmãos Fabrício e Mônica, meus filhos Maria Elisa e Frederico e a minha querida esposa e parceira nessa vida Janete. Cada um, contribuiu de alguma forma para a conclusão desse projeto, sendo com palavras de apoio ou mesmo permitindo meu isolamento nesses anos no curso de mestrado.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha orientadora, Natália Sperli Marin dos Santos Sasaki, que com muita tranquilidade e educação, me conduziu com seus conhecimentos, sem ela este trabalho não seria possível.

Agradeço à coorientadora Luciene Cavalcanti Rodrigues por me orientar na parte de tecnologia com muita sabedoria e tranquilidade.

Agradeço à professora Zaida que permitiu minha entrada no grupo Nemoreges, que foi o início dessa trajetória pelo mestrado.

Agradeço à Professora Lurdinha, pela ajuda na aceitação do projeto junto a Natália.

Agradeço a todos da pós-graduação, em especial a Juliana e a Sônia, por sempre estarem prontas para ajudar no que fosse preciso.

Agradeço a Lidiana por me apresentar ao Nemoreges e orientar nesse início.

Agradeço ao Professor Carlos Alberto Primo Agostinho, por adequar meu horário no trabalho para que pudesse cursar as disciplinas do mestrado.

E, a todos os envolvidos direta ou indiretamente, por toda ajuda e orientações fornecidas durante esta trajetória.



## EPÍGRAFE

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota.”

Madre Teresa de Calcutá

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Variação de temperatura e consequências fisiológicas. ....	6
Figura 2 - Escalas de dor, numérica, descritiva verbal e analógica visual. ....	10
Figura 3 – PCB do protótipo. ....	22
Figura 4 – Esquemático de funcionamento do protótipo em seu cenário de aplicação. ....	23
Figura 5 - Protótipo montado na placa de fenolite com detalhes dos componentes. ....	24
Figura 6 - Fluxograma simplificado do software embarcado ....	27
Figura 7 - Oxímetro de referência. ....	28
Figura 8 - Medidor de pressão arterial de referência. ....	29
Figura 9 - Termômetro de referência. ....	29
Figura 10 - Diagrama de portas da placa ESP32. ....	32
Figura 11 - Diagrama de funcionamento do MAX30100. ....	33
Figura 12 - Placa com sensor MAX30100. ....	34
Figura 13 - Sensor LM35DZ. ....	35
Figura 14 - Diagrama de ligação básico. ....	36
Figura 15 - Módulo de Pressão Digital. ....	37
Figura 16 - Potenciômetro e Diagrama de ligação no ESP32. ....	38
Figura 17 - Conjunto bomba de ar e válvula solenoide. ....	39
Figura 18 - Diagrama de ligação dos transistores. ....	41
Figura 19 - Diagrama esquemático do módulo fonte de alimentação. ....	42
Figura 20 - Módulo fonte de alimentação. ....	42
Figura 21 - Gráficos gerados pela WEB baseada em PHP ....	44
Figura 22 - Visão completa do protótipo. ....	45
Figura 23 - Visão detalhada do protótipo ....	46
Figura 24 - Foto de um voluntário usando o sistema. ....	48
Figura 25 - Detalhe do smartphone com os gráficos. ....	49
Figura 26 - IDE Arduino ....	50
Figura 27 - Tabela de relacionamento do banco de dados. ....	54
Figura 28 - Página inicial do simulador de sinais vitais ....	56
Figura 29 - Página de <i>Login</i> ....	56
Figura 30 - Tela para alteração de dados ....	57
Figura 31 - Tela de alteração de dados para o paciente ....	57
Figura 32 - Tela de visualização dos dados recebidos do hardware ....	58
Figura 33 - Tela de cadastro de médicos. ....	58
Figura 34 - Tela de Visualização de pacientes do médico. ....	59

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Diferença entre a coleta dos sinais vitais comparando analisador de referência e protótipo (n=30).....	60
Tabela 2 - Correlação entre os dados coletados dos sinais vitais de referência com o protótipo (n=30).....	61
Tabela 3 - Correlação entre os dados coletados entre os sinais vitais de referência e protótipo, diferenciados pela raça.....	62

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação da Pressão Arterial a partir de 18 anos de idade .....	7
Quadro 2 - Levantamento de custos do protótipo .....	19
Quadro 3 - Comparativo entre ESP32 DEVKIT V1 e ARDUINO UNO WIFI .....	30

## LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	Analógico digital
AD	Atenção domiciliar
ANS	Agência nacional de saúde suplementar
ANVISA	Agência nacional de vigilância sanitária
AVD	Atividades de vida diárias
BPM	Batimentos por minuto
BSH	British hypertension society
CEP	Comitê de ética e pesquisa
CFM	Conselho federal de medicina
CI	Circuito integrado
COFEN	Conselho federal de enfermagem
COFFITO	Conselho federal de fisioterapia e terapia ocupacional
CRM	Conselho regional de medicina
DC	Direct current
EAV	Escala analógica visual
ECG	Eletrocardiograma
EDV	Escala descritiva verbal
EMAD	Equipe multiprofissional de atenção domiciliar
EMAP	Equipe multiprofissional de apoio
EVN	Escala virtual numérica
GPIO	General Purpose Input/Output
IDE	Integrated Development Environment
INPS	Instituto nacional de previdência social
IOT	<i>internet of things</i>
KPA	Kilo Pascal
MA	Mili Amperes
MAP	Mean Arterial Pressure
MMHG	Milímetros de mercúrio
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PCI	Placa de circuito impresso
PHP	Hypertext Preprocessor
PPG	Photoplethysmography
PSI	Pounds per Square Inch
RAM	Random access memory
RDC	Resolução da diretoria colegiada
RN	Resolução normativa
SAD	Serviço de atenção domiciliar
SAMDU	Serviço de Assistência Médica Domiciliar e de Urgência
SMS	Short message service
SPO <sub>2</sub>	Saturação de oxigênio
SUS	Sistema único de saúde
TIC	Tecnologias da Informação e da Comunicação
USB	Universal serial bus
V	Volts
W	Watts

## RESUMO

**Introdução:** O monitoramento de sinais na área industrial e residencial vem ganhando visibilidade e importância, com o monitoramento de temperatura, alarmes e outras variáveis. Na área da Saúde, em especial no campo da Medicina, o monitoramento de sinais vitais é essencial para o diagnóstico de patologias, correlacionadas às funções cardiopulmonares e estado geral do paciente, tal atividade é de extrema importância em ambientes de saúde, seja nos cuidados básicos ou nos mais complexos, onde cada alteração nos parâmetros dos sinais vitais pode representar algum risco ou benefício ao paciente. Este monitoramento reflete na qualidade de vida e dá um salto na qualidade dos cuidados os quais os profissionais prestam. Atualmente os sistemas de monitoramento convencionais empregados requerem investimentos altos, inviabilizando seu uso em modo *Home Care*. O desenvolvimento de um dispositivo de baixo custo para verificação de sinais vitais pode contribuir para a melhoria dessa atividade e, possibilitando, por exemplo, que instituições que prestam o serviço de cuidados relativos a enfermagem em residências, possam adquiri-lo com o objetivo de, auxiliar na melhoria da qualidade de vida de pacientes acamados. **Objetivo:** Este trabalho propõe desenvolver um protótipo de sistema de monitoramento para aferição de sinais vitais a partir da tecnologia de *hardware* de baixo custo e, usando ferramentas de *software* de código aberto. **Método:** Trata-se de uma pesquisa aplicada, na qual visa o desenvolvimento de um protótipo físico e eletrônico. O desenvolvimento do protótipo teve como finalidade auxiliar os profissionais de *Home Care* nos cuidados relativos à enfermagem. O protótipo desenvolvido aferiu cinco sinais relevantes dentro dos cuidados relativos à enfermagem que são: Pulso, Saturação de Oxigênio (SPO2), Pressão Arterial, Temperatura Corporal e Dor. Por se tratar de um protótipo houve a necessidade de solicitação da aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UNILAGO. **Resultados:** As variáveis analisadas durante os testes do protótipo foram: Pulso, Saturação de Oxigênio e Pressão Arterial, sendo feito em uma amostra de 30 pessoas comparando as leituras obtidas entre o protótipo desenvolvido e os equipamentos profissionais de uso rotineiro para aferição de sinais vitais. Foi possível verificar uma diferença na leitura do pulso de 4,3% e, na saturação de oxigênio de 0,9%, demonstrando ainda uma diferença significativa, na pressão arterial sistólica de 5,5% e na leitura diastólica de 1% entre os equipamentos de comparação em relação ao protótipo. **Conclusão:** Os resultados indicaram a relevância do protótipo em relação aos equipamentos de uso rotineiro em residências, porém, uma análise do protótipo comparando as leituras com equipamentos profissionais padrão ouro é necessária para resultados mais fidedignos, bem como um número maior de pessoas para amostragem nos os testes.

**Palavras-Chave:** Serviços de Assistência Domiciliar; Sinais Vitais; Telemonitoramento; Enfermagem .

## ABSTRACT

**Introduction:** Signal monitoring in the industrial and residential area has been gaining visibility and importance, with the monitoring of temperature, alarms, and other variables. In the area of Health, especially in the field of Medicine, monitoring vital signs is essential for the diagnosis of pathologies, correlated to cardiopulmonary functions and the general condition of the patient, this is an extremely important activity in healthcare environments, whether in basic care or in the more complex ones, where each change in the parameters of vital signs may represent some risk or benefit to the patient. This monitoring reflects on the quality of life and gives a leap in the quality of care that professionals provide. Currently, conventional monitoring systems use high investments, making their use in Home Care mode unfeasible. The development of a low-cost device for checking vital signs can contribute to the improvement of this activity and, by making it possible, for example, that institutions that provide nursing home care services, can acquire it in order to, assist in improving the quality of life of bedridden patients. **Objective:** This work proposes to develop a monitoring system protocol for measuring vital signs using low-cost hardware technology and using open source software tools. **Method:** This is an applied research, which aims to develop a physical and electronic prototype. The development of the prototype was to assist Home Care professionals in nursing-related care. The developed prototype gauges five relevant signals within nursing care, which are: Pulse, Oxygen Saturation (SPO2), Blood Pressure, Body Temperature and Pain. As it is a prototype, there was a need to request approval from the UNILAGO Research Ethics Committee. **Objective:** This work proposes to develop a prototype of a monitoring system to measure vital signs using low-cost hardware technology and using open source software tools. **Method** It is an applied research, which aims at the development of a physical and electronic prototype. The development of the prototype was intended to assist Home Care professionals in nursing care. The developed prototype gauges five relevant signals within nursing care, which are: Pulse, Oxygen Saturation (SPO2), Blood Pressure, Body Temperature and Pain. As it is a prototype, it was necessary to request approval from the UNILAGO Research Ethics Committee. **Results:** The variables analyzed during the prototype tests were: Pulse, Oxygen Saturation and Blood Pressure, being done in a sample of 30 people comparing the readings obtained between the developed prototype and the professional equipment for routine use to measure vital signs. It was possible to verify a difference in the reading of the pulse of 4.3% and, in the oxygen saturation of 0.9%, still demonstrating a significant difference, in the systolic blood pressure of 5.5% and in the diastolic reading of 1% between the comparison equipment in relation to the prototype. **Conclusion:** The results indicated the relevance of the prototype in relation to the equipment for routine use in homes, however, an analysis of the prototype comparing the readings with professional gold standard equipment is necessary for more reliable results, as well as a larger number of people to be sampled in the tests.

**Keywords:** Home Care Services; Vital Signs; Telemonitoring; Nursing.



## RESUMEN

**Introducción:** El monitoreo de señales en el ámbito industrial y residencial ha ido ganando visibilidad e importancia, con el monitoreo de temperatura, alarmas y otras variables. En el área de la Salud, especialmente en el campo de la Medicina, la monitorización de los signos vitales es fundamental para el diagnóstico de patologías, correlacionadas con las funciones cardiopulmonares y el estado general del paciente, tal actividad es de suma importancia en entornos de salud, ya sea en cuidados básicos o en los más complejos, donde cada cambio en los parámetros de los signos vitales puede representar algún riesgo o beneficio para el paciente. Este seguimiento refleja la calidad de vida y da un salto en la calidad de la atención que brindan los profesionales. Actualmente, los sistemas de monitorización convencionales empleados requieren grandes inversiones, lo que hace inviable su uso en el modo Home Care. El desarrollo de un dispositivo de control de constantes vitales de bajo costo puede contribuir a la mejora de esta actividad y, por ejemplo, permitir que las instituciones que brindan servicios de atención en hogares de ancianos lo adquieran para, ayudar a mejorar la calidad de vida de los pacientes encamados. **Objetivo:** Este trabajo propone desarrollar un prototipo de sistema de monitorización para medir signos vitales utilizando tecnología hardware de bajo coste y, utilizando herramientas de software de código abierto. **Método** Es una investigación aplicada, que tiene como objetivo el desarrollo de un prototipo físico y electrónico. El desarrollo del prototipo estaba destinado a ayudar a los profesionales de atención domiciliaria en la atención de enfermería. El prototipo desarrollado mide cinco señales relevantes dentro del cuidado de enfermería, que son: pulso, saturación de oxígeno (SPO<sub>2</sub>), presión arterial, temperatura corporal y dolor. Al tratarse de un prototipo, fue necesario solicitar la aprobación del Comité de Ética en Investigación de UNILAGO. **Resultados:** Las variables analizadas durante las pruebas del prototipo fueron: Pulso, Saturación de Oxígeno y Presión Arterial, realizándose en una muestra de 30 personas comparando las lecturas obtenidas entre el prototipo desarrollado y el equipo profesional de uso rutinario para medir signos vitales. Se pudo verificar una diferencia en la lectura del pulso del 4,3% y, en la saturación de oxígeno del 0,9%, aún mostrando una diferencia significativa, en la presión arterial sistólica del 5,5% y en la lectura diastólica del 1% entre las equipo de comparación en relación con el prototipo. **Conclusión** Los resultados indicaron la relevancia del prototipo en relación al equipo para uso rutinario en los hogares, sin embargo, es necesario un análisis del prototipo comparando las lecturas con el equipo estándar de oro profesional para obtener resultados más confiables, así como un mayor número de personas a muestrear en las pruebas.

**Descriptor:** Servicios de Atención de Salud a Domicilio ; Signos Vitales ; Telemonitorización; Enfermería.

## JUSTIFICATIVA

O interesse nessa temática surgiu da necessidade, cada vez mais crescente, de se monitorar os sinais vitais de pacientes ou pessoas que precisem de um cuidado especial, mas que não necessitem estar presentes em uma unidade de saúde. Uma vez que a ideia principal é de unir novas tecnologias que surgiram nos últimos anos, com a área da saúde, já que as plataformas de prototipagem e componentes eletrônicos estão cada vez mais acessíveis, portanto os custos vêm diminuindo, assim como a possibilidade de utilização de ferramentas de *software* em código livre <sup>(1)</sup>.

Após um estudo inicial, verificou-se que é possível o desenvolvimento de um protótipo confiável, a ponto de poder ser utilizado no monitoramento dos sinais vitais, em residências que possuem um paciente atendido por *home care*, pois o profissional que estiver no ambiente pode ser auxiliado em tempo real por outro que esteja distante, porém monitorando o paciente pelo projeto em questão, levando em conta o momento em que a sociedade se encontra, cada vez mais utilizando as tecnologias digitais para todas as aplicações, desde treinamentos até cirurgias, principalmente as que usam recursos que a internet proporciona <sup>(2)</sup>.

Com o envelhecimento populacional, tendo como projeções que, até 2060, 25,5% das pessoas terão mais de 65 anos <sup>(3)</sup>, um novo conceito em saúde móvel será necessário, e, com isso, acabará se modernizando a medicina, principalmente encurtando barreiras geográficas e facilitando o acesso aos cuidados de saúde <sup>(4)</sup>.

As barreiras geográficas representam um dificultador de acesso à obtenção de cuidados a saúde e interfere tanto na busca pelo paciente como na chegada de profissionais. A distância de áreas remotas representa um dificultador para o

trabalhador de saúde, que associado a precariedade de recursos materiais e tecnológicos gera uma debilidade de recursos humanos nestas regiões <sup>(5)</sup>. A ampliação dos salários acima da média acaba não surtindo efeitos. Assim, nesse campo, a implementação de serviços de telessaúde podem ajudar nessa dificuldade <sup>(4)</sup>.

## 1. INTRODUÇÃO

Uma forma de monitorar paciente parte da análise de seus sinais vitais, que são as medidas da função fisiológica em que se encontra. Com isso é possível analisar doenças agudas e crônicas permitindo saber as condições do paciente <sup>(6)</sup>. Esses parâmetros, ao serem analisados com frequência, proporcionam aos profissionais de saúde, principalmente enfermeiros, identificar as necessidades fisiológicas de um paciente e traçar os diagnósticos de enfermagem, bem como as intervenções já efetuadas, dando subsídios para tomadas de decisões sobre a resposta do paciente diante da prática terapêutica aplicada <sup>(6)</sup>.

Essas medidas mostram a capacidade das funções circulatória, respiratória, neural e endócrina do corpo, tendo também a dor como um sinal subjetivo, atualmente esse critério se tornou obrigatório na avaliação de pacientes por ser um sinal que influencia na maioria das doenças <sup>(7)</sup>.

Os valores analisados através desses sinais fornecem subsídios aos médicos e enfermeiros sobre as condições de um paciente, trazendo com isso uma referência sobre a forma de tratamento a se adotar. Embora seja algo rotineiro na área da enfermagem esse monitoramento periódico dos sinais vitais <sup>(8)</sup>.

Deixar de aferir os sinais vitais aumenta o risco de agravar a doença

subestimando-a, colocando o paciente em uma situação de perigo, podendo atrasar o tratamento apropriado <sup>(9)</sup>.

Nos departamentos de emergência dos hospitais existem protocolos sobre o monitoramento dos sinais vitais, porém uma frequência definida sobre a quantidade ideal ficará a cargo da situação em que se encontra o paciente, sendo avaliada e prescrita pelos profissionais médicos e enfermeiros, a partir da queixa do paciente <sup>(10)</sup>.

Os principais sinais vitais analisados em qualquer situação, seja em unidades de emergência, cuidados domiciliar, ambulatorial e hospitalar são: Temperatura Corporal, Pressão Arterial, Pulso, Frequência Respiratória e Dor. A Temperatura Corporal é a diferença entre o calor que nosso corpo produz e o calor que acaba perdendo para o ambiente. Esse tipo de sinal vital, que com frequência é verificado em qualquer situação, é considerado o mais antigo dos sinais <sup>(11)</sup>. A Pressão Arterial é a pressão que o sangue exerce nas paredes das artérias ao ser bombeado pelo coração, pode trazer muitas informações sobre algum tipo de patologia associada ao coração, por isso é sempre indicado que esse sinal vital seja checado em todas as consultas <sup>(12)</sup>. O Pulso é o número de vezes que o coração de um paciente bate por minuto, essa medida deve ser feita de forma cautelosa, pois sua elevação pode estar ligada a vários fatores, dentre eles fatores ambientais, medicamentos e até psicológicos <sup>(13)</sup>. A Frequência Respiratória é um dos sinais vitais que acaba sendo esquecida dentro de uma unidade de saúde, sua forma de avaliação é medida através da quantidade de vezes que o paciente inspira e expira o ar, essa medição é dada pelo ciclo completo e em quantidade por minuto. A dificuldade e o tempo despendido nessa avaliação tornam esse sinal muitas vezes ignorado pelos

profissionais da saúde já que essa verificação está relacionada à observação do tórax do paciente e a contagem durante um minuto dos movimentos respiratórios (14).

O aumento na expectativa de vida também traz uma necessidade de cuidados àqueles que possuem ou desenvolvem ao longo do tempo doenças crônicas, dentro desse contexto cria-se a necessidade de cuidados em domicílio, como a utilização dos serviços de *home care*, que é um sistema de saúde com diferentes níveis de cuidados assistindo pacientes clinicamente estáveis<sup>(15)</sup>.

Dentre os benefícios que o sistema de cuidado em domicílio proporciona, destacam-se as complicações hospitalares como infecções e o cuidado mais humanizado (16).

Com a rapidez do crescimento das Tecnologias da Informação e da Comunicação (TIC), ocorre um aumento no acesso à internet em ambientes hospitalares, o que altera o perfil do profissional no acesso às informações na área da Saúde (17). O uso das TICs na área de saúde contribui com a qualidade da assistência, auxiliam nas tomadas de decisões e no desenvolvimento científico (18). A prevenção mesmo de alguém que já esteja em uso de um serviço de atendimento domiciliar é muito importante para evitar o agravamento ou o início de outra doença, tornando-se necessário o monitoramento dos sinais vitais (17-18). Com o monitoramento a distância existe uma facilidade em uma resposta rápida frente aos primeiros sinais de deterioração de um estado clínico do paciente, esse monitoramento constante através de equipamentos que usam as TICs evita que os pacientes fiquem mais tempo internados em hospitais (19).

O registro dos sinais vitais dos pacientes é um fator importante no trabalho

realizado pelos profissionais de enfermagem, quando isso não é feito de forma frequente pode proporcionar uma deterioração clínica, o que leva a um retardo na administração do tratamento corretivo <sup>(20)</sup>. Com o monitoramento remoto dos sinais vitais, uma equipe ou pessoa treinada pode ajudar mesmo que a distância o profissional que esteja no mesmo ambiente que o paciente dando mais segurança a todos os envolvidos <sup>(21)</sup>. As dificuldades na implementação dos serviços de telemedicina ainda esbarram no custo dos equipamentos que são caros e desestimulam a aquisição por parte das instituições de saúde <sup>(22)</sup>. Porém quando existe apenas a necessidade de monitoramento remoto e não de equipamentos caros, há uma taxa de adesão maior <sup>(22-23)</sup>.

## **1.1 Temperatura**

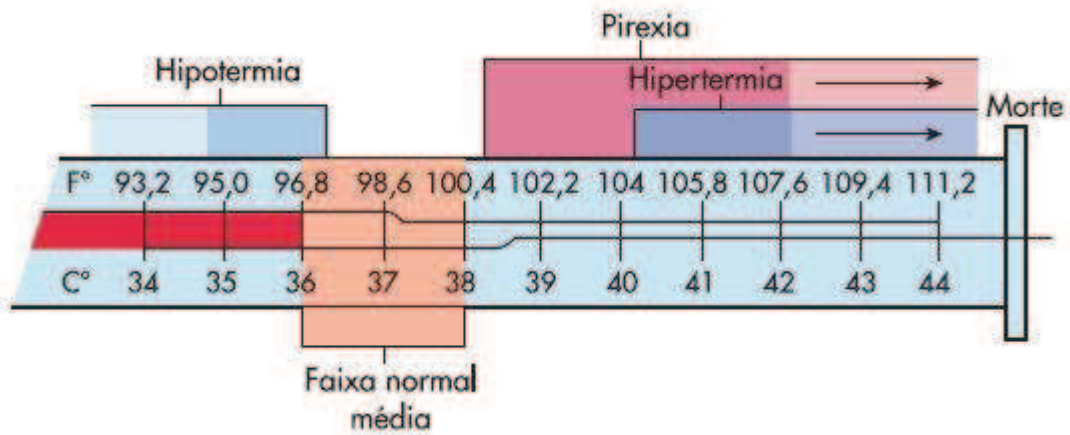
A diferença entre a quantidade de calor que o corpo produz e a quantidade perdida para o ambiente externo é denominada temperatura corpórea, tendo a atividade física e a temperatura ambiente como fatores que alteram essa temperatura corpórea, porém nos seres humanos existem mecanismos que regulam e mantêm a temperatura corpórea central, que é a temperatura de tecidos profundos, o mais constante possível <sup>(8)</sup>.

Porém a temperatura superficial, que é aquela que podemos medir com termômetros, sofre muita interferência do calor perdido ao ambiente externo, sendo aceitável nos seres humanos uma variação de 36°C a 38°C e é nessa faixa de temperatura que as células e tecidos corporais funcionam melhor. Um fator que determina a temperatura do paciente é o local da sua medição, sendo as formas de medição: oral, retal e axilar. Para um adulto jovem e saudável uma temperatura oral

média é de 37°C, mas isso não significa que todos terão a mesma média, cada paciente terá sua temperatura, pois o local da medição, ambiente externo, idade ou alguma disfunção no sistema de termorregulação podem alterar essa temperatura média <sup>(8)</sup>.

Na figura 1 é possível verificar as consequências fisiológicas que a temperatura trás, como a hipotermia que é a temperatura abaixo da faixa normal e pirexia considerada febre, tendo também a hipertermia que pode levar a morte <sup>(8)</sup>.

Figura 1 - Variação de temperatura e consequências fisiológicas.



Fonte: Potter 2013 <sup>7</sup>.

A monitorização da temperatura corporal em pacientes com hipertermia, independentemente da idade, é imprescindível, essa verificação vai depender da avaliação da necessidade e da frequência com que será efetuada <sup>(8-10)</sup>.

## 1.2 Pressão Arterial

O coração é uma bomba que exerce uma pressão, fazendo o sangue pulsar e forçando a parede das artérias, chamamos esse mecanismo de pressão arterial <sup>(8)</sup>. A mudança da pressão faz o sangue fluir pelo sistema circulatório de uma área



de alta pressão para uma de baixa pressão, isso é um bom indicador do estado de saúde no sistema cardiovascular <sup>(8-9)</sup>. A pressão sistólica é quando ocorre o pico máximo de ejeção do sangue e a diastólica quando ocorre o relaxamento dos ventrículos e o sangue que permanece nas artérias exerce uma pressão mínima <sup>(8)</sup>.

A unidade de medida para pressão arterial é dada em milímetros de mercúrio (mmHg), que corresponde a altura atingida pela pressão arterial na coluna de mercúrio, a pressão arterial considerada normal em adultos a partir de 18 anos tem que ser menor ou igual PAS 120mmHg e PAD 80mmHg <sup>(9)</sup>.

Quadro 1 - Classificação da Pressão Arterial a partir de 18 anos de idade

Classificação	PAS (mm Hg)	PAD (mm Hg)
Normal	≤ 120	≤ 80
Pré-hipertensão	121-139	81-89
Hipertensão estágio 1	140 – 159	90 – 99
Hipertensão estágio 2	160 – 179	100 - 109
Hipertensão estágio 3	≥ 180	≥ 110

Fonte: Sociedade brasileira de cardiologia 2016 <sup>(12)</sup>.

O Quadro 1 mostra a classificação da pressão arterial em seus 5 estágios para um adulto a partir de 18 anos.

### 1.3 Pulso

O sistema circulatório sanguíneo é um sistema fechado, ou seja, o sangue não pode sair desse circuito e um indicador do estado de sistema é o pulso, que pode ser verificado através da palpação em diversos pontos do corpo <sup>(8)</sup>.

A contração cardíaca é estimulada por impulsos elétricos com origem no nódulo sinoatrial, onde essa contração ventricular envia cerca de 60 a 70 ml de sangue pela aorta fazendo-a dilatar, criando uma onda de pulso que se irradia por artérias, e quando essa onda atinge artérias periféricas acaba criando uma movimentação que pode ser percebida palpando o local <sup>(8)</sup>.

A medida de movimentação das artérias, em 1 minuto, dá-se o nome de pulsação ou pulso, essa frequência varia bastante de acordo com vários fatores como: exercícios, temperatura, emoções, medicamentos e mudanças posturais. A essa medida dá-se o nome de batimentos por minuto (bpm). Quando o pulso está em uma proporção de 1 para 1, a frequência cardíaca e a frequência do pulso são as mesmas, porém quando existe uma extra-sístole, que é um batimento cardíaco extra, que ocorre antes do coração estar cheio de sangue, essas frequências são diferentes, sendo possível percebê-la por meio de um eletrocardiograma ou da aplicação de monitoramento de um aparelho *Holter* durante o período de 24 horas <sup>(13)</sup>.

#### **1.4 Frequência Respiratória**

A respiração é um mecanismo que o corpo tem para efetuar a troca de gases entre o ambiente, o sangue e as células, isso garante a sobrevivência humana. A forma mais simples de medir a frequência respiratória é através da observação do paciente em suas movimentações torácicas e abdominais, sendo em adultos normais entre 12 a 20 vezes por minuto, os fatores avaliados são a frequência, a profundidade e o ritmo.

Muitas vezes a contagem da frequência respiratória acaba sendo negligenciada, pois a carga de trabalho, o tempo despendido e as interrupções no fluxo de trabalho são fatores que influenciam para o esquecimento dessa avaliação, pois quando o paciente em enfermaria, e não tendo nenhuma queixa relacionado à respiração, esse sinal vital acaba sendo esquecido na avaliação <sup>(24)</sup>. Quando o enfermeiro vai fazer essa verificação, deve tomar cuidado ao analisar a frequência respiratória evitando que o paciente perceba sua análise da respiração, pois o paciente pode acabar alterando a forma de respirar o que induzirá ao erro na medição. Um aparelho que não é utilizado em todas as análises é o monitor de apneia, que é um equipamento que, ligado ao tórax do paciente de forma não invasiva, percebe a movimentação torácica disparando um alarme quando acontece um quadro de apneia <sup>(8 – 24)</sup>.

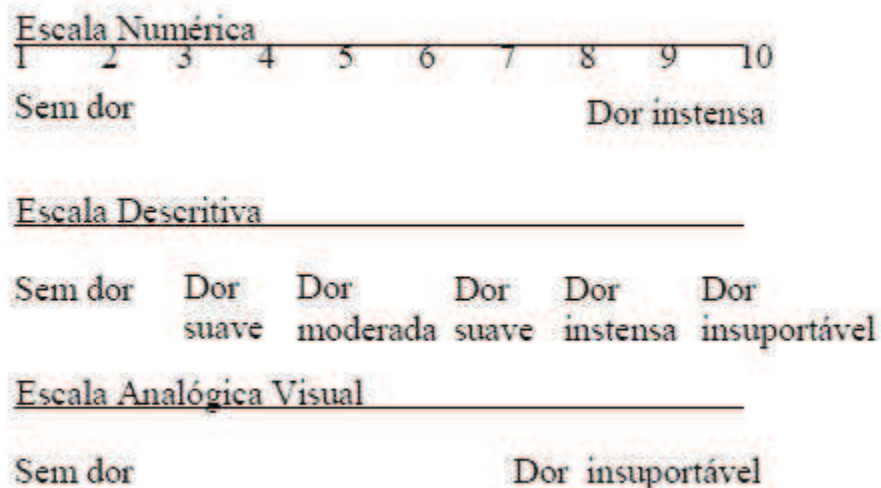
Apesar da oximetria não ser considerada um sinal vital clássico, ela proporciona através de um oxímetro de pulso, que é um aparelho que mede indiretamente a quantidade de oxigênio no sangue, uma ajuda nos diagnósticos mostrando através dessa baixa saturação uma possível insuficiência respiratória <sup>(25)</sup>.

## **1.5 Dor**

Um critério obrigatório na avaliação de pacientes é a dor, que é um sintoma que acompanha a maioria das doenças, o controle da dor em pacientes, incluindo os terminais, passa pela queixa do paciente e pela forma de avaliação do profissional da saúde <sup>(26)</sup>. A dor é mais do que um sintoma, é uma doença, pois ela proporciona, em quem são acometidas, alterações psicossomáticas, psicossociais bem como alterações biológicas. Mesmo sendo avaliada de forma subjetiva, a dor

é analisada pela observação do paciente, por sua queixa e respostas fisiológicas. Possui instrumentos de avaliação por escalas, a escala visual numérica (EVN) que é graduada de 0 a 10 sendo, zero a ausência de dor e 10 como piores dores imagináveis. A escala analógica visual (EAV) não tem subdivisões e sim no início constando como sem dor e no final como dor insuportável, essa escala permite ao paciente apontar o grau referente a sua dor. Outra forma é a escala descritiva verbal (EDV) que é uma linha constante por cinco palavras definidoras <sup>(8-26)</sup>.

Figura 2 - Escalas de dor, numérica, descritiva verbal e analógica visual.



Fonte: Criado pelo autor com adaptação <sup>8</sup>.

É possível verificar conforme a figura 2 a forma como são as escalas de avaliação da dor que devem ser seguidas pelos profissionais da área de saúde.

### 1.6 Home Care

O termo “assistência domiciliar” vem do inglês “Home Care” e significa cuidado no lar. Esse serviço é caracterizado por um conjunto de procedimentos

hospitalares que podem ser desenvolvidos no domicílio dos pacientes e sua abrangência tem ações de equipes multiprofissionais <sup>(26)</sup>.

Esse tipo de assistência acaba sendo indicado às pessoas que possuem doenças crônicas e que possuem algum tipo de dependência, com isso a convivência familiar e o afeto, proporcionam ao paciente, uma qualidade de vida melhor; também provê uma redução no custo relacionado a leitos hospitalares <sup>(26-27)</sup>. Existem vários objetivos a serem atingidos com esse tipo de assistência, como: a contribuição na otimização de leitos hospitalares, a diminuição de infecções hospitalares, a redução dos custos de internação hospitalar e a reinternação; outros fatores que ajudam são: a qualidade de vida, a reinserção ao convívio familiar e a preservar da autonomia do paciente <sup>(26)</sup>.

A prática de cuidados de saúde em domicílio é bem antiga, porém a profissionalização e institucionalização surgiu nos Estados Unidos em 1947, tendo como motivação a liberação de leitos em hospitais, o que também motiva a recuperação de um paciente em um ambiente mais favorável do ponto de vista da humanização dos cuidados <sup>(28)</sup>. A primeira experiência que se tem notícia, no Brasil, referente aos cuidados da saúde em domicílio, data de 1949, que era o Serviço de Assistência Médica Domiciliar e de Urgência (SAMDU), vinculada ao Ministério do Trabalho e incorporada ao Instituto Nacional de Previdência Social (INPS) em 1967, que é que cuidava da saúde do trabalhador à época <sup>(28)</sup>. O início do atendimento domiciliar acontece de duas formas: quando o paciente está internado e recebe alta, porém ainda necessitando de cuidados contínuos; ou quando está em casa e necessita de cuidados que não sejam hospitalares <sup>(29)</sup>. Após a desospitalização, a equipe multiprofissional se desloca para o domicílio do paciente, e este é mantido

lá, de modo a prover leitos para outros pacientes que, de certa forma, necessitam deste espaço. Com o paciente em casa, os recursos humanos e materiais usados para o seu cuidado serão descritos em um prontuário que será facilmente localizado e acessado <sup>(30)</sup>.

Promover suas atividades de vida diárias (AVD), é uma questão fundamental. Onde a importância no tratamento e o sucesso do trabalho da equipe devem satisfazer ao paciente e sua família, passando pelo cuidador e pela equipe de atendimento domiciliar <sup>(29)</sup>. Todo norteamento a Atenção Domiciliar deve ser seguindo a legislação vigente.

A Resolução da Diretoria Colegiada (RDC), da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), nº 11, de 26 de janeiro de 2006, dispõe sobre o Regulamento Técnico de Funcionamento de Serviços que prestam Atenção Domiciliar <sup>(31)</sup>.

A Resolução Normativa (RN) da Agência Nacional de Saúde Suplementar (ANS), nº 211, de 11 de janeiro de 2010, atualiza o Rol de Procedimentos e Eventos em Saúde, que constitui a referência básica para cobertura assistencial mínima nos planos privados de assistência à saúde, contratados a partir de 1º de janeiro de 1999, fixa as diretrizes de atenção à saúde e dá outras providências, fazendo figurar a previsão de cobertura da Assistência Domiciliar <sup>(32)</sup>.

A RN nº 387, de 28 de outubro de 2015, onde no Art. 14. informa que caso a operadora ofereça a internação domiciliar em substituição à internação hospitalar, com ou sem previsão contratual, deverá obedecer às exigências previstas nos normativos vigentes da ANVISA e nas alíneas "c", "d", "e" e "g" do inciso II do artigo 12 da Lei nº 9.656, de 1998 <sup>(33)</sup>.

Alguns aspectos também relacionados à Atenção Domiciliar em relação ao SUS podem ser consultados na Portaria 2.527 que apresenta e redefine a Atenção Domiciliar no Âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS). Juntamente com a LEI Nº 10.424, DE 15 DE ABRIL DE 2002, acrescenta capítulo e artigo à Lei no 8.080, de 19 de setembro de 1990, que dispõe sobre as condições para a promoção, proteção e recuperação da saúde, a organização e o funcionamento de serviços correspondentes e dá outras providências, regulamentando a Assistência Domiciliar no Sistema Único de Saúde <sup>(34)</sup>.

A resolução CFM n. 1.668, de 03 de junho de 2003, do Conselho Federal de Medicina, que dispõe sobre as normas técnicas necessárias à assistência domiciliar de pacientes, definindo as responsabilidades do médico, do hospital, das empresas públicas e privadas, assim como a interface multiprofissional neste tipo de assistência <sup>(35)</sup>.

A Resolução Conselho Federal de Enfermagem (COFEN) 270/2002, aprova a Regulamentação das empresas que prestam Serviços de Enfermagem Domiciliar – *Home Care* <sup>(35)</sup><sup>36</sup>. A Resolução COFEN- 267/2001, que aprova as Atividades de Enfermagem em Domicílio *Home Care* foi revogada pela Resolução COFEN 0646/2014 que normatiza a Atuação da Equipe de Enfermagem na Atenção Domiciliar <sup>(37)</sup>.

As legislações relacionadas ao Fisioterapeuta e Terapeuta Ocupacional em Atendimento Domiciliar têm a Resolução no Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional COFFITO 474/2016 que respalda o exercício do fisioterapeuta, e as Resoluções COFFITO 475 e 480, que resguardam a prática do terapeuta ocupacional na atenção domiciliar <sup>(38)</sup>.



A fonoaudiologia em Atendimento Domiciliar tem a Resolução 337/2006 que dispõe sobre regulamentação dos procedimentos fonoaudiólogos clínicos no âmbito domiciliar e dá outras providências <sup>(39)</sup>.

No campo da Nutrição em área de Atendimento Domiciliar, tem-se a Resolução CFN 380/2005 que dispõe sobre a definição das áreas de atuação, suas atribuições. No Art. 2º, no item de Nutrição Clínica, descreve a atuação em Atendimento Domiciliar <sup>(40)</sup>.

A portaria nº 963, de 27 de maio de 2013, vem redefinir a Atenção Domiciliar no âmbito do SUS, trazendo já em seu Art 2º as definições de Atenção Domiciliar, Serviço de Atenção Domiciliar (SAD) e definido o papel do cuidador <sup>(41)</sup>. No Art 7º são definidos os papéis das equipes que compõem o SAD, tendo as equipes multiprofissionais de atenção domiciliar (EMAD) e equipe multiprofissional de apoio (EMAP), ainda classificando a EMAD tipo 1 e EMAD tipo2 <sup>(43)</sup>.

As equipes compostas pela EMAD tipo 1 e tipo 2, são formadas por médicos, enfermeiros, fisioterapeutas e/ou assistentes sociais e auxiliares/técnicos de enfermagem. Já as equipes formadas pela EMAP terão que possuir no mínimo três profissionais de nível superior dentre as seguintes ocupações: assistente social, fisioterapeuta, fonoaudiólogo, nutricionista, odontólogo, psicólogo, farmacêutico e terapeuta ocupacional <sup>(41 - 42)</sup>. São três os tipos de Atenção Domiciliar, como o AD1 que atenderão pessoas com problemas de saúde, controlados/compensados que também não tenham condições físicas e/ou motoras para se deslocarem às unidades básicas de saúde, e que também necessitem de cuidados de menor complexidade e menor frequência, a responsabilidade são das equipes de atenção básica <sup>(43)</sup>.

Os cuidados referentes à modalidade AD2 são para aqueles que possuem problemas de saúde e não conseguem locomover-se às unidades básicas de saúde, porém necessitem de maior frequência de cuidado, recursos de saúde e acompanhamento contínuo <sup>(41)</sup>.

A modalidade AD3 destina-se aos usuários que possuem os problemas relativos ao AD2, porém que precise de acompanhamento contínuo com uso de equipamentos.

O Programa Melhor em Casa foi criado, em 2011, com o intuito de contemplar, dentro do SAD, pacientes com dificuldades em deslocar aos ambientes de saúde, esse serviço organiza as equipes EMAD, quanto à carga horária dos profissionais envolvidos. Os benefícios propostos pelo programa vão desde: o cuidado humanizado a pacientes em seu domicílio, passando pela liberação de leitos nos hospitais e diminuindo os riscos de infecções a esses pacientes <sup>(44)</sup>.

## **2. OBJETIVO**

Propor e desenvolver um protótipo de dispositivo para aferição de sinais vitais de baixo custo, capaz de transmitir os dados por meio da internet com o uso de ferramentas de código aberto.

## **3. MÉTODO**

### **3.1 Tipo de estudo e questões éticas**

Trata-se de uma pesquisa metodológica aplicada, onde se visa a utilização prática do protótipo a ser desenvolvido <sup>(45)</sup>. O desenvolvimento do protótipo tem

como finalidade auxiliar os profissionais da área de enfermagem nos sistemas de cuidados em domicílio, onde a necessidade de monitoramento dos sinais vitais ajuda na prática dos cuidados relativos à enfermagem, bem como a transmissão em tempo real a outra pessoa ou a uma central de telemonitoramento. O trabalho foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Unilago – União das Faculdades dos Grandes Lagos, em São José do Rio Preto, sob parecer nº 3.918.969 e CAAE 30015320.4.0000.5489.

### **3.2 Metodologias de desenvolvimento**

Conforme citado no objetivo do projeto, o protótipo abrange cinco indicadores de sinais vitais relevantes dentro dos cuidados em domicílio que são: Pulso, Saturação de Oxigênio (SPO<sub>2</sub>), Pressão Arterial, Temperatura Corporal e Dor. Cada indicador consiste em uma aquisição de sinal onde, seu processamento é efetuado na plataforma de prototipagem ESP32. A Saturação de Oxigênio não é considerada um sinal vital, porém ela auxilia no monitoramento destes e contribui para um melhor parâmetro da frequência respiratória <sup>(25)</sup>.

A metodologia de desenvolvimento foi baseada em três etapas, onde a primeira foi à busca e análise de trabalhos relacionados ao tema. Nessa etapa buscaram-se trabalhos que contemplassem o uso de *hardware* e *software* de baixo custo para a construção de um protótipo de aquisição de sinais vitais. A segunda etapa foi à fase de construção do protótipo e desenvolvimento da aplicação WEB, a qual permite visualizar os sinais coletados e processados pelo protótipo. Na terceira etapa foi a comparação do protótipo desenvolvido, com equipamentos de aquisição de sinais vitais já homologados, para que pudesse ser feito uma análise

maior sobre a confiabilidade do projeto.

A partir da definição do método e de acordo com o objetivo do trabalho, segue abaixo a primeira etapa que o método sugere: a análise.

### **3.2.1 Etapa Análise**

Como já citado anteriormente, essa etapa consiste na análise de trabalhos relacionados ao tema.

No trabalho apresentado por Araújo et al <sup>(45)</sup> demonstra que é necessário a utilização de um telefone celular junto ao paciente, para que o processamento seja feito no dispositivo móvel, no qual a informação é recebida através da tecnologia Bluetooth. De acordo com o projeto, o monitoramento não é feito em tempo real e sim armazenando em um servidor na internet. Caso os dados estejam alterados será disparado um e-mail e um *Short Message Service* (SMS) para as pessoas responsáveis.

Machado <sup>(46)</sup> implementou uma arquitetura baseada em servidores de aplicação do tipo J2EE que possibilitam armazenar, através de um coletor de dados, a pressão arterial, os batimentos cardíacos e a temperatura corporal, onde esses dados são enviados através de dispositivos móveis, não utilizando um dispositivo físico específico.

Xuan <sup>(47)</sup> propõe um sistema de aquisição de múltiplos sinais vitais utilizando hardware de aquisição com placa NI BNC2102 e utilização do software LabVIEW e dois sensores, sendo um sensor piezoelétrico para medições de pressão arterial e eletrodos para captação do eletrocardiograma, os dados são tratados e mostrados pelo software LabVIEW, não tendo nenhuma indicação de transmissão dos dados

via WEB.

Em Andrade AM et al <sup>(48)</sup> ressalta-se o uso de tecnologias duras no atendimento domiciliar, caracterizado pelo uso de equipamentos, máquinas, instrumentos, exames laboratoriais e de imagem e medicamentos, tendo no rol de atividades prestadas pelo enfermeiro de atenção domiciliar a aferição de sinais vitais.

Sikka N<sup>(49)</sup> demonstra a necessidade de treinamento de pessoal para ser um telepresentador, que será um profissional, podendo ser um médico, um enfermeiro, um técnico em enfermagem ou auxiliar, que são capacitados a realizar teleconsultas, intermediando informações entre o médico e o paciente, efetuando a coleta de sinais vitais e reportando ao médico do outro lado, porém deixa claro que esse trabalho carece investimentos maiores na capacitação desses profissionais.

### **3.2.2 Construção do protótipo e desenvolvimento da aplicação Web**

O custo desse protótipo foi um fator relevante para sua concepção, com isso tornando-o viável do ponto de vista econômico, no quadro 2 é possível verificar todos os valores financeiros envolvidos no protótipo, esses valores foram levantados ao final da montagem para uma atualização melhor dos preços.

Quadro 2 - Levantamento de custos do protótipo

Componente	Quantidade	Preço Unitário	Preço total
ESP32	01	53,80	53,80
BC548	02	0,50	1,00
Resistor	02	0,30	0,60
Sensor de Pressão	01	66,48	66,48
MAX30100	01	48,35	48,35
LM35	01	16,00	16,00
Cabo Manga	02	11,50	23,00
Fonte de Alimentação	01	32,90	32,90
Potenciômetro	01	2,50	2,50
Knob Potenciômetro	01	3,50	3,50
Caixa	01	50,00	50,00
Case MAX30100	01	15,00	15,00
Bomba de Ar	01	33,83	33,83
Válvula Solenoide	01	38,97	38,97
Manguito	01	50,00	50,00
Mão de Obra	01	50,00	50,00
Desenvolvimento do Software	01	350,00	350,00
Placa de Fenolite 10x15cm	01	20,00	20,00
Conector sensores	02	15,00	30,00
<b>Total</b>			<b>885,93</b>

Fonte: Autor.

A construção do protótipo foi feita por etapas, onde cada uma consta de sua montagem e teste para que, ao final, possa ser feita a integração de todos os sinais coletados e processados, fechando o projeto na sua etapa de construção.

Um indicador do trabalho que o coração desempenha é a frequência de pulso, que indica o número de vezes em que o coração bate por minuto, e essa frequência pode ser medida, através da análise da opacidade do dedo, analisado por um sensor que usa fotopletismografia ou PPG (*Photoplethysmography*, do Inglês) <sup>(50)</sup>.

Fotopletismografia é uma técnica que utiliza a absorção de luz para efetuar medições de alguns sinais vitais, como a saturação de oxigênio no sangue ( $SpO_2$ ) e o pulso, isso é feito pela análise da propagação da onda emitida pela luz de um diodo através do tecido do dedo e posteriormente capturada por um receptor, que pode ser um fotodiodo. A diferença de tempo entre a onda emitida e a recebida é que torna possível a análise desses sinais vitais <sup>(29-50)</sup>. Alterações da frequência cardíaca são esperadas como respostas do organismo diante de estímulos fisiológicos e ambientais, como alterações hemodinâmicas, metabólicas, estresse do paciente frente ao tratamento, com isso o profissional acaba tendo mais um parâmetro nos cuidados ao paciente <sup>(51)</sup>.

A construção do protótipo foi efetuada em uma placa de circuito impresso (PCI) de fenolite perfurada, sendo de material laminado composto por papelão impregnado com resina fenólica e esse material laminado é recoberto com uma fina camada de cobre onde são soldados os componentes eletrônicos através de perfurações que possuem distância entre si de 0,1 polegada <sup>(52)</sup>.

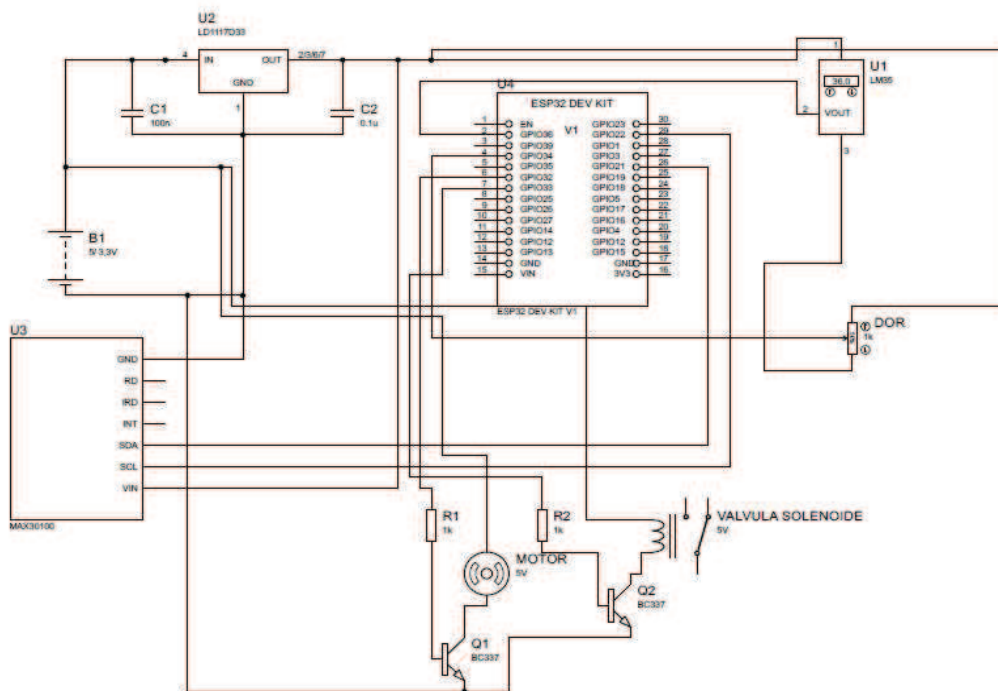


### 3.3 Modelo proposto

O protótipo é constituído por quatro dispositivos de aquisição de sinais vitais, com uma placa de prototipagem de baixo custo que faz aquisição e processamento desses sinais e os enviam para um servidor WEB para que possam ser visualizados por um *browser* que acesse a internet. Dentre esses dispositivos está o MAX30100, que é o dispositivo responsável pela captura dos sinais de pulso e oxigenação sanguínea (Saturação de O<sub>2</sub>). Outro componente envolvido é o LM35, responsável pela aquisição da temperatura corpórea. Também um módulo sensor de pressão que fará essa conversão da pressão em sinais elétricos e um potenciômetro que, ao ser manipulado pelo profissional de saúde, informará a quantidade de dor do paciente à placa onde o processamento acontece, o ESP32 tem um destaque grande no projeto devido a sua capacidade de integrar todas as partes do protótipo, pois é uma plataforma de prototipagem, de baixo custo, responsável por todo o gerenciamento das informações coletadas pelos sensores, e também o envio desses dados à aplicação Web, e que é responsável por mostrar ao usuário os dados coletados pelos sensores. O digrama esquemático com as ligações entre os sensores e a placa de prototipagem ajudam a entender o funcionamento da parte física do protótipo (figura 03).

A visualização dos sinais ficará a cargo de uma aplicação desenvolvida na linguagem *Hypertext Preprocessor* (PHP), com isso é possível verificar os dados, em tempo real, do paciente, de uma forma amigável e bem próxima aos medidores multiparamétricos utilizados em hospitais.

Figura 3 – PCB do protótipo.

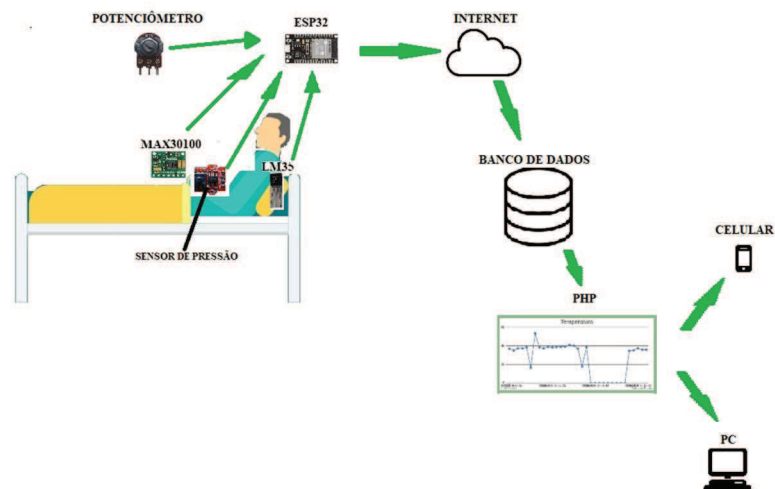


Fonte: Elaborado pelo autor.

A ligação entre protótipo sistema de armazenamento e visualização dos dados são demonstrados na figura 4, onde os sensores que coletam os sinais vitais do paciente (MAX30100, SENSOR DE PRESSÃO, LM35 e POTÊNCIOMETRO), fazem o envio desses dados através de fios conectados ao ESP32, e após o processamento desses dados eles são enviados ao banco de dados via internet através de uma requisição POST, essa requisição é utilizada pelo protocolo HTTP usado na *World Wide Web*, essa requisição serve para solicitar

ao servidor web que aceite os dados anexados no corpo da mensagem para armazenamento, essa utilização normalmente se dá quando se faz o *upload* de um dado. Após esses dados serem armazenados no banco de dados eles podem ser acessados pela página de internet e visualizados em qualquer dispositivo que tenha acesso a rede mundial de computadores, como: celulares, computadores, *tablets* entre outros.

Figura 4 – Esquemático de funcionamento do protótipo em seu cenário de aplicação.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.4 Hardware

A montagem do hardware foi efetuada em uma placa de fenolite padrão perfurada, medindo 10 x 5 cm, essa placa permite toda a prototipagem fazendo as ligações dos componentes pela face cobreada que facilita a soldagem dos componentes, possibilitando as conexões dos sensores e do ESP32 em uma placa.

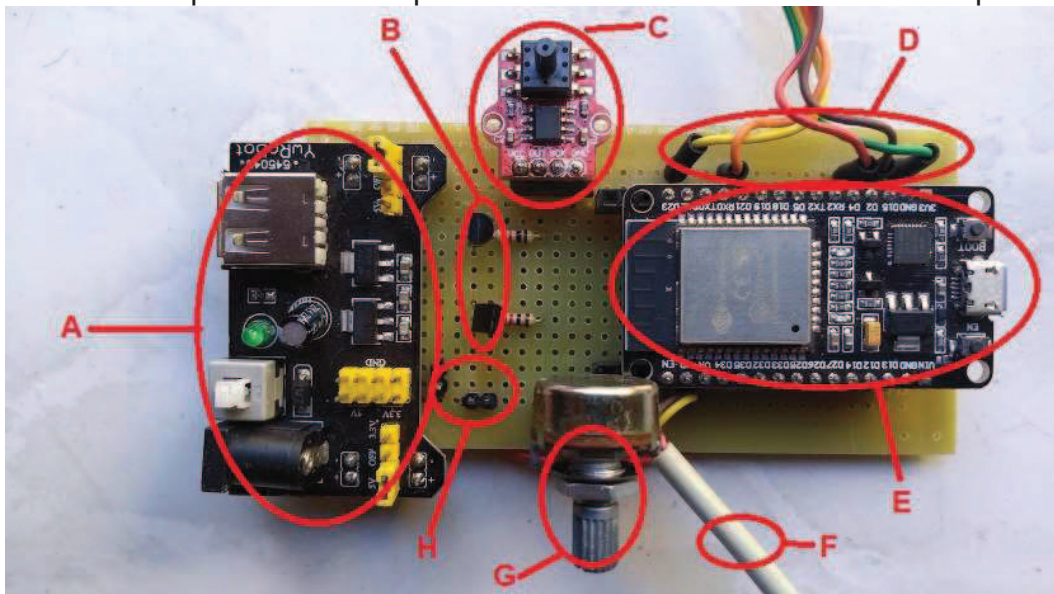
A Figura 4 mostra toda montagem feita com os componentes envolvidos usando letras para destacar cada item aplicado.

Em A há a conexão com a fonte de alimentação do circuito responsável por manter os níveis de tensão elétrica estáveis a todos os componentes e, em B os transistores que ao receber o comando, vindo da placa de controle, são responsáveis pelos acionamentos da bomba de ar e da válvula solenoide.

A leitura da pressão é feita pelo sensor destacado pela letra C, e na letra D os fios que conectam a placa MAX30100, alimentando eletricamente e recebendo os dados referentes ao pulso e SPO2.

A placa ESP32 é identificada pela letra E, tendo mais três itens próximos, o item F, que é o cabo de ligação ao sensor de temperatura; o item G, que é o potenciômetro que fará a indicação do nível de dor e, o item H, que são os conectores responsáveis pela ligação da bomba de ar e da válvula solenoide.

Figura 5 - Protótipo montado na placa de fenolite com detalhes dos componentes.



Fonte: Autor.

### 3.5 Software

Os *software* são programas com rotinas pré-estabelecidas que tem a função de controlar todo o sistema, nesse projeto foram utilizadas duas linguagens de programação, a primeira, a linguagem C, que é empregada diretamente na placa ESP32 com a função de receber os dados dos sensores e processá-los, de forma que essas informações possam ser transmitidas via internet para serem armazenadas em um banco de dados e mostradas em uma aplicação WEB.

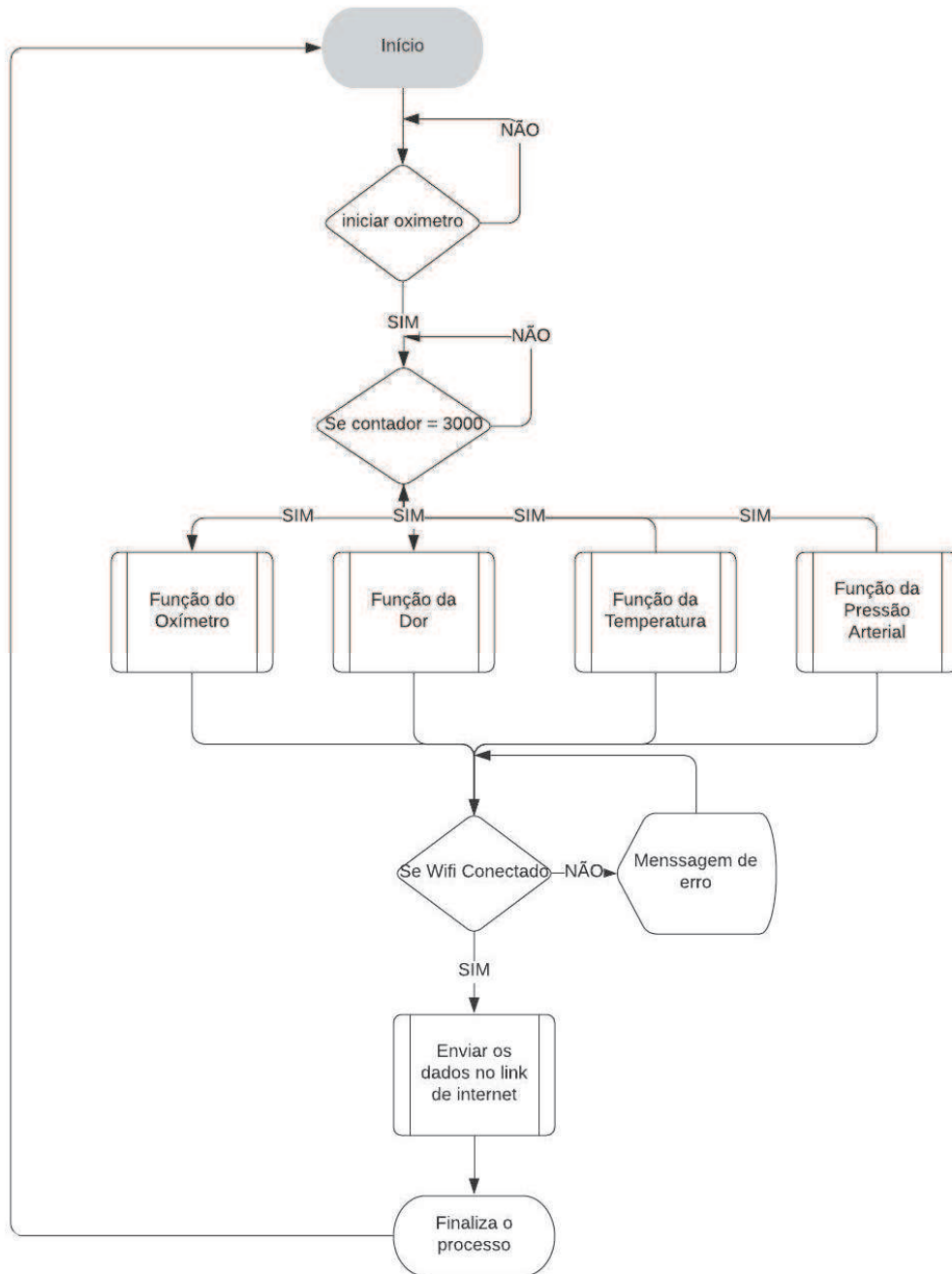
A segunda, a linguagem PHP, que é uma linguagem utilizada quase que exclusivamente para área de desenvolvimento WEB, sendo *open source*, o que permite o uso em aplicações, sem custo, dessa ferramenta <sup>(53)</sup>. Os valores enviados pelo *hardware* serão armazenados no banco de dados e, esses serão gerenciados pelo software escrito em PHP pois, essa linguagem tem acesso ao banco de dados, sendo ela a responsável por mostrar, em uma página de internet, as informações de uma forma amigável ao usuário.

#### 3.5.1 Software Embarcado

Quando um dispositivo é controlado por um microcontrolador é dito que esse sistema é embarcado. É importante destacar que esse sistema não possui todos os recursos de um computador convencional <sup>(54)</sup>. A programação foi desenvolvida numa *Integrated Development Environment*, (IDE) que é o ambiente de desenvolvimento integrado do Arduino. Essa interface permite a programação do ESP32 em linguagem C, sendo possível efetuar os testes do *software* de controle quantas vezes forem necessários.

Todo código fonte de programação do protótipo está disponível no anexo A desta dissertação, e na Figura 5 encontra-se o fluxograma da programação utilizado. É possível verifica no fluxograma que, após iniciar a rotina de execução do software, ele irá para a rotina de inicializar o oxímetro que, continuará a rotina somente quando for detectada a presença do dedo, caso sim, irá para um contador, que fará a contagem até 3000, contagem essa para o tempo de 30 segundos que é o de atualização do *site*, após satisfeita essa condição o programa chamará a rotina de leitura do oxímetro coletando os dados de pulso e saturação de oxigênio, também chamará a rotina da dor, identificando a posição do potenciômetro, após concluída essa etapa virá a rotina da temperatura e, para finalizar, a rotina da pressão arterial. Coletados esses dados, serão armazenados em suas respectivas variáveis, para só então entrar na condição de verificação de conexão com WIFI, caso não satisfaça a condição, ele apresenta uma mensagem de erro e volta a verificar essa conexão, caso satisfeita a condição os dados coletados são enviados, através de uma requisição POST, ao link de internet onde serão armazenados os dados, então o processo se finaliza e volta ao início.

Figura 6 - Fluxograma simplificado do software embarcado.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.6 Testes

Para verificar o funcionamento do protótipo foram comparações com equipamentos profissionais de monitoramento de sinais, como o oxímetro, esfigmomanômetro e termômetro. Esses testes comparativos foram realizados em uma amostra total de 30 pessoas.

O oxímetro utilizado para a aferição da saturação sanguínea e batimentos cardíacos foi o modelo EP-2719, do fabricante Ecopower, conforme é possível verificar pela imagem da Figura 7.

Figura 7 - Oxímetro de referência.

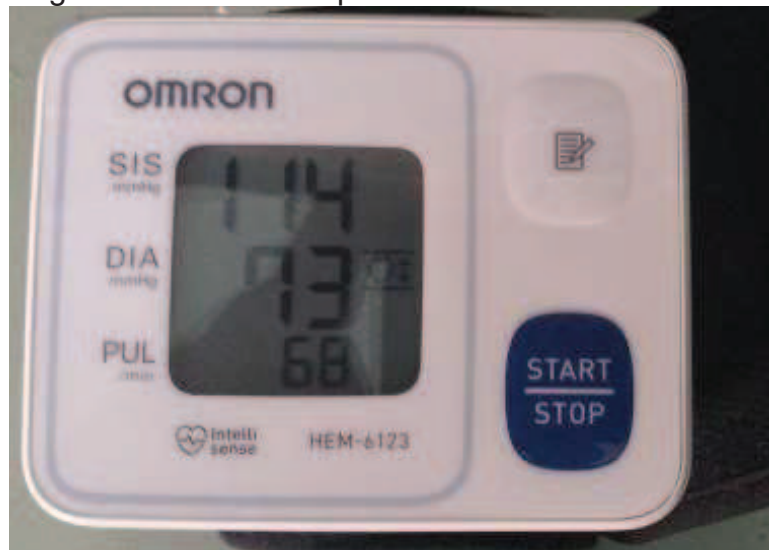


Fonte: Foto do autor.

Para aferição da pressão arterial foi utilizado um medidor de pressão arterial de pulso automático modelo HEM-6123 da fabricante Omron, conforme Figura 8.



Figura 8 - Medidor de pressão arterial de referência.



Fonte: foto do autor.

Para a comparação da temperatura, foi utilizado um termômetro clínico digital modelo TH-1027 da marca G-Tech conforme Figura 9.

Figura 9 - Termômetro de referência.



Fonte: Foto do autor.

Para a análise e interpretação dos dados foi utilizada a estatística descritiva com medidas de tendência central (média) e dispersão (desvio padrão). O teste *Shapiro Wilk* não demonstrou normalidade entre as variáveis investigadas, optando-se assim pelos testes não paramétricos. O comparativo das amostras se deu pelo teste *Wilcoxon-Mann-Whitney* amostras independentes, adotando nível de significância  $p < 0,05$ . Utilizou-se a matriz do coeficiente de *Spearman* para correlacionarmos as variáveis investigadas e o coeficiente de determinação, adotando *Anova One Way*, nível de significância  $p < 0,05$ . O programa estatístico utilizado foi o *Action 2.9*.

### 3.7 Dispositivos Utilizados

#### 3.7.1 Placa ESP32

Usando de analogia, essa placa de prototipagem para projetos de eletrônica e automação é considerada o cérebro do projeto, pois nela serão feitos às aquisições dos sinais vitais coletados pelos sensores e processamento de toda essa informação para que possa ser enviada a aplicação WEB.

A escolha dessa placa se dá pelas características de processamento e pela integração de várias funções em apenas um hardware frente à outra plataforma de desenvolvimento muito conhecida no cenário da prototipagem que é a plataforma Arduino.

No Quadro 3 é feito um comparativo entre as duas placas de prototipagem.

Quadro 3 - Comparativo entre ESP32 DEVKIT V1 e ARDUINO UNO WIFI.

DESCRIÇÃO	ESP 32	ARDUINO UNO WIFI REV2
Processador	Xtensa® Dual-Core 32-bit LX6	8 bits da Microchip
Alimentação	3,3 volts	5 volts
Corrente de Consumo	20mA	80mA
Frequência de Operação	240 MHz	16 MHz
Memória FLASH	4 MB	48 KB
Memória RAM	520 KB	6,1 KB
Memória ROM/EEPROM	448 Kb	256 Bytes
Pinos de I/O	25	14
Conversores ADC	15 de 12 bits	6 de 8 bits
WiFi	Sim	Sim
Preço Médio (Original)	USD 5,01	USD 44,90

Fonte: Autor adaptado <sup>(55)</sup>.

O chip do ESP 32 combina *Wi-Fi* e *Bluetooth* com uma tecnologia de baixa potência <sup>(56)</sup>, com isso o tamanho do projeto acaba sendo muito reduzido, dando

também uma economia de energia a ponto de podermos usar a alimentação através de baterias.

Dentre as características que precisamos para esse protótipo, destacam-se, o processador Dual core, memória *Random Access Memory* (RAM) de 520Kb, suas 15 portas de entrada analógicas com resolução de 12 bits, 2 barramentos de comunicação *Inter-Integrated Circuit* (I2C) e *WiFi* de 2,4GHz <sup>(56)</sup>.

O processador de 32bits ajuda no processamento mais rápido dos dados coletados pelos sensores, isso se faz necessário, pois os sinais vitais coletados são em tempo real, fazendo com que toda rotina de trabalho seja em uma velocidade maior para conseguir suprir à +- quantidade de informação enviada ao processador.

A memória RAM de 520Kb fornece um espaço maior para a execução das variáveis criadas no programa, essas variáveis são palavras criadas para armazenar dados recebidos dos sensores, o que se faz necessário frente à quantidade de informação manipulada durante a execução do programa.

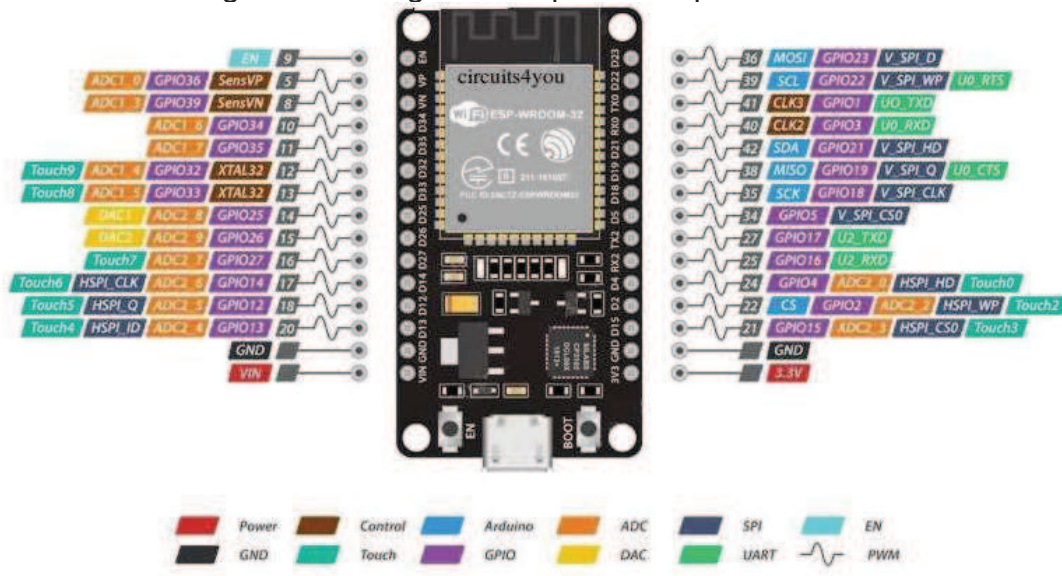
Os barramentos de comunicação são vias que receberão os dados vindos dos sensores e enviarão para o processador efetuar as operações necessárias para a transmissão dos dados.

A quantidade de entradas analógicas nessa placa, também chama a atenção, pois o protótipo necessita dessas portas para a aquisição de sinais vitais, que são analógicos, e suas entradas analógicas, que são de 12bits de resolução, fornece uma precisão na conversão dos dados vindos dos sensores.

Essa placa de prototipagem possui 30 terminais dos quais 25 podem ser configurados de acordo com a necessidade do projeto.

A figura 10 mostra a imagem da placa de prototipagem com seus terminais.

Figura 10 - Diagrama de portas da placa ESP32.



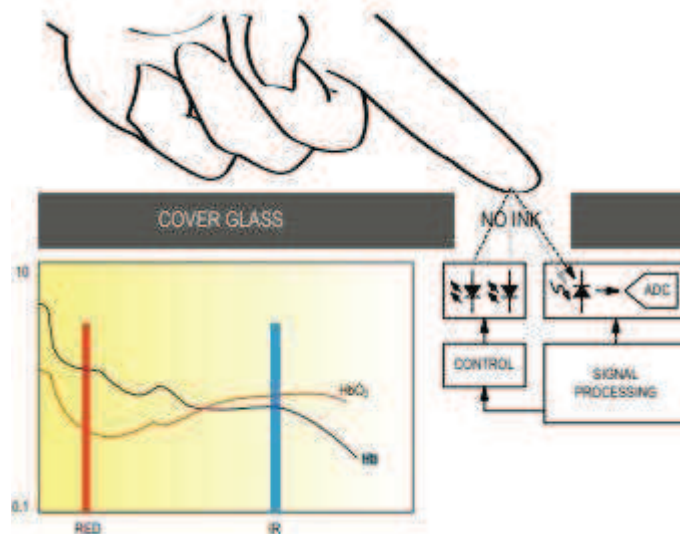
Fonte: randomnerdtutorials (57).

### 3.7.2 Placa MAX30100

A oximetria de pulso que indiretamente mede a quantidade de oxigênio no sangue do paciente e os batimentos cardíacos ficam por conta do circuito integrado (CI) MAX30100, que é um dispositivo óptico para efetuar essa leitura através de dois LEDs e um fotodetector (58).

Os LEDs enviam sinais com comprimentos de ondas diferentes, uma na faixa de luz vermelha e outra na faixa de infravermelho, essas ondas refletem na superfície do dedo sendo coletadas por um foto receptor (figura 11). Após essa coleta dos dados estes são enviados a um conversor analógico-digital, que modifica esse sinal enviando-o para o processador de sinais, que disponibilizará esses dados em sua saída.

Figura 11 - Diagrama de funcionamento do MAX30100.



Fonte: maximintegrated.com <sup>(58)</sup>.

A capacidade desse sensor de operar em baixas tensões e baixíssima corrente de operação dos LEDs, o torna uma opção bem viável em aplicações de baixo consumo de energia. Uma característica muito interessante é a capacidade de cancelamento das frequências da luz ambiente, diminuindo a interferência externa quanto aos dados coletados, outra é sua alta taxa de amostragem que pode ser de 50 a 1000 amostras por segundo <sup>(29)</sup>, o que certamente dá a esse componente uma qualidade na precisão. Todo processamento do sinal coletado é feito dentro da estrutura do próprio sensor, que envia esses dados usando um barramento serial com o protocolo I2C, economizando portas na placa de prototipagem, pois utiliza um pino para a comunicação e outro para a sincronização dos dispositivos, ficando a cargo da placa ESP32 apenas receber o sinal e enviar ao aplicativo para visualização.

Seu tamanho reduzido torna-se uma característica bastante interessante para a aplicação (Figura 12).

Figura 12 - Placa com sensor MAX30100.



Fonte: Foto do Autor.

### 3.7.3 Sensor de Temperatura LM35

O Sensor escolhido para a aplicação de verificação da temperatura, é o LM35 (figura 13) que tem uma precisão da ordem de  $\pm \frac{1}{4}^{\circ} \text{C}$  à temperatura ambiente e  $\pm \frac{3}{4}^{\circ} \text{C}$  acima de uma faixa de temperatura de  $-55^{\circ} \text{C}$  a  $150^{\circ} \text{C}$ . A série LM35 são constituídas por circuitos integrados de precisão tendo como característica a saída linear proporcional à temperatura centígrada. Esse dispositivo não requer nenhuma calibração externa, ficando a cargo do software que irá gerenciar fazer essa calibração, por esse fato de não ter a calibração externa é que isso facilita a *interface* de leitura <sup>(59)</sup>.



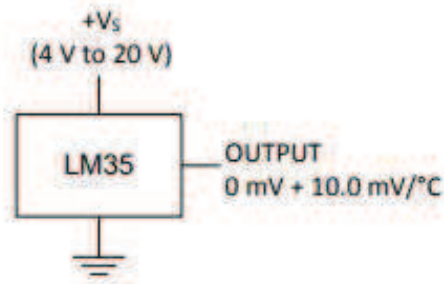
Figura 13 - Sensor LM35DZ



Fonte: Foto do autor.

A alimentação desse circuito é muito simples e não requer grandes empenhos com fontes exclusivas, seu consumo de corrente é bem baixo, da ordem de  $60 \mu\text{A}$ , e com tensões que podem variar de 4 a 20 volts. Por ter essa particularidade de tensões baixas, esse sensor se aplica dentro desse projeto, utilizando a alimentação da placa de prototipagem<sup>(59)</sup>. Mesmo a placa fornecendo 3,3v é possível utilizá-lo no projeto em sua configuração mais simples de ligação (figura 14), usando um terminal para alimentação, outro para o terra e o terceiro como saída do sinal para a placa de prototipagem.

Figura 14 - Diagrama de ligação básico.



Fonte: ti <sup>(59)</sup>.

### 3.7.4 Módulo Sensor de Pressão

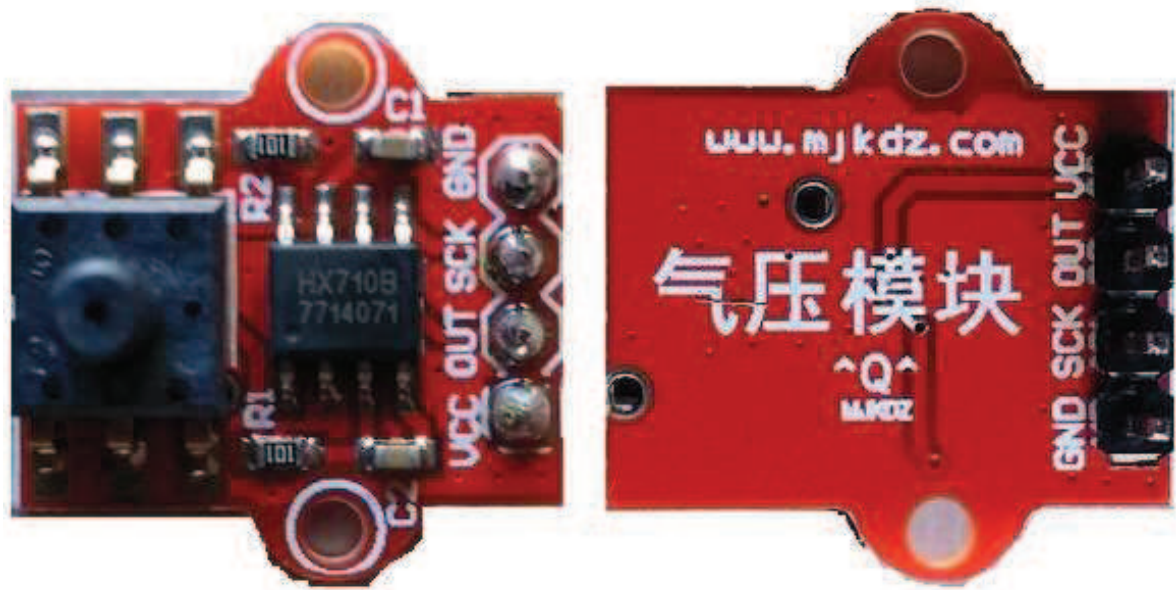
O módulo sensor de pressão utilizado, é baseado no sensor MPS20N0040D-D que tem sua variação de pressão de 0 a 40Kpa, isso corresponde em seu limite máximo a 300 mmHg em um esfigmomanômetro, com essa faixa de operação é possível efetuar as medidas da pressão arterial de um paciente.

Outro aspecto para a utilização desse módulo, está na sua integração com um conversor Analógico-Digital (A/D) integrado, proporcionando toda a conversão já no módulo, fornecendo ao ESP32 os dados já prontos para serem utilizados, diminuindo o trabalho na etapa de processamento.

A figura 15 mostra o sensor de pressão com o circuito conversor A/D, modelo HX710B, também com seus terminais para ligação ao circuito que processa as informações, esse módulo, com poucos terminais, permite uma ligação menos complicada ao projeto.



Figura 15 - Módulo de Pressão Digital.



Fonte: Foto do autor.

### 3.7.5 Sensor de Dor

Um diferencial desse projeto está em contemplar um dos sinais vitais mais importantes em um atendimento, que é a Dor. Essa variável é informada pelo paciente quando questionado pelo profissional de saúde. A forma adotada para o projeto é a Escala Visual Numérica (EVN), que é graduada de 0 a 10, sendo zero ausência de dor, e dez como pior dor imaginável. Para mensurar e marcar esses valores foi implementado um potenciômetro em sua utilização mais corriqueira, essa visualização, no momento da operação, será feita por uma marcação na escala de 1 a 10, na caixa do protótipo, para que o profissional saiba o valor que está informando ao sistema.

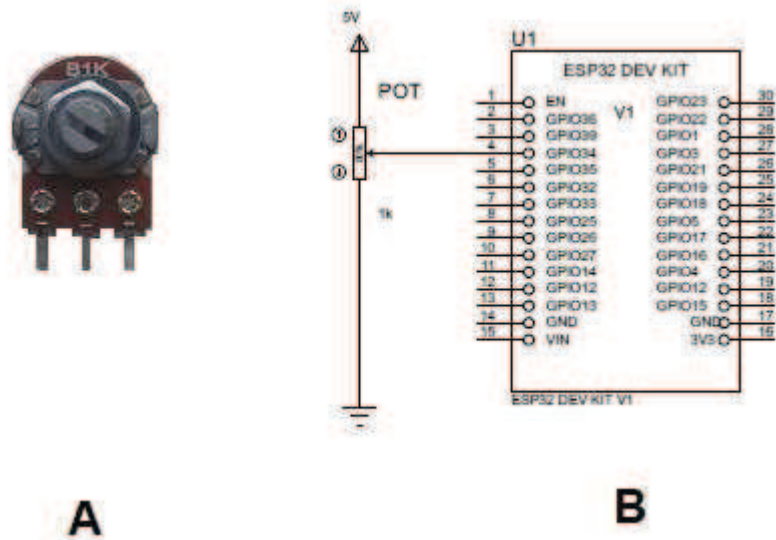
Um potenciômetro geralmente é constituído por um resistor de três terminais com um eixo central que movimenta ligado a uma trilha, que na maioria das vezes, é de carvão e, ao ser girado muda sua resistência elétrica entre dois terminais, com

isso ao ser aplicada uma tensão elétrica nesses terminais podemos alterar o valor da tensão em sua saída, sendo possível enviar esses valores de tensão a uma das portas do ESP32, para que eles possam ser lidos.

Uma rotina dentro do código fonte fará a leitura e conversão desses valores e mostrará um valor de zero a dez, de acordo com a escala de dor. Esse potenciômetro pode ser manipulado tanto pelo paciente como pelo enfermeiro que estiver acompanhando-o.

Na Figura 16A está o potenciômetro utilizado no protótipo e em 16B o diagrama de ligação dele junto à placa de prototipagem, uma conexão onde o terminal de uma extremidade é conectado à fonte de alimentação em 5v e na outra extremidade ao terra do circuito, ficando o terminal central ligado ao ESP32.

Figura 16 - Potenciômetro e Diagrama de ligação no ESP32.



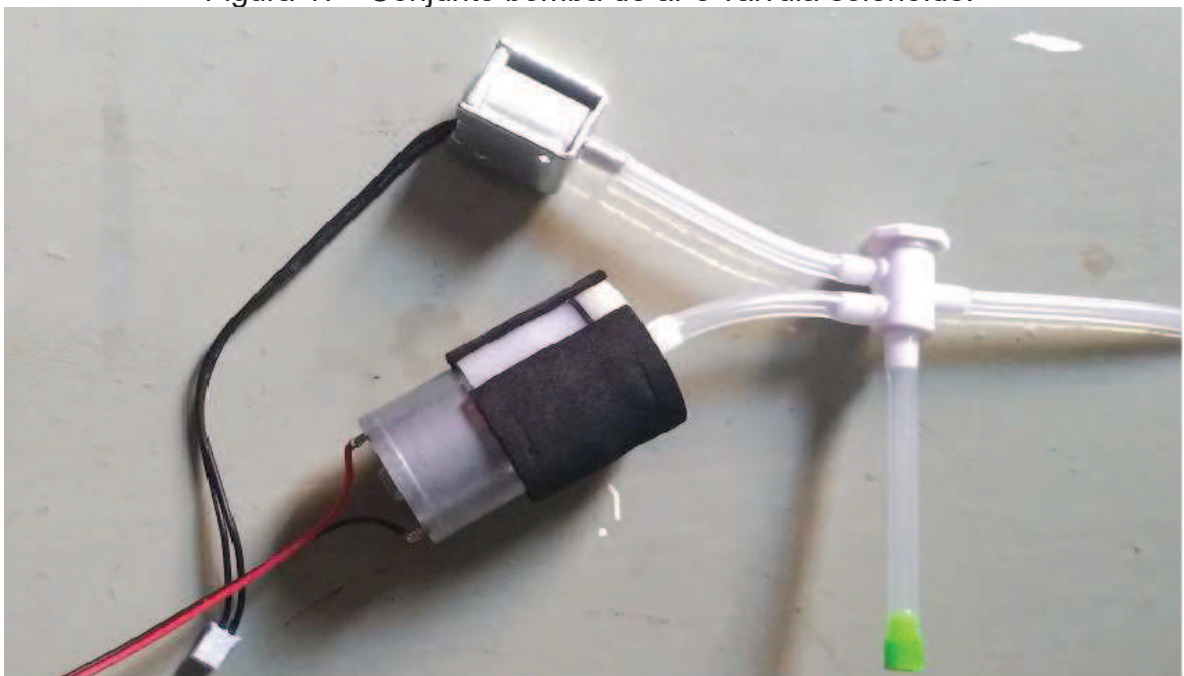
Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.7.6 Bomba de ar e Solenoide

Para que seja possível inflar o manguito foi utilizado uma bomba de ar modelo YYF 310, de 6 volts, com potência de 0,1 W e com pressão de até 100psi. Essa bomba está em conjunto com a válvula modelo YYV1-6B3 de 6 volts que tem a função de liberar o ar mantido dentro do sistema pressurizado (Figura 17).

Tanto a bomba como a válvula estão conectadas por um dispositivo de 4 vias que tem a função de direcionar o ar de acordo com a direção necessária. Quando estiver enchendo o manguito, para a leitura da pressão, a válvula ficará fechada permitindo que a direção do ar seja da bomba para o sensor e manguito, após a leitura a válvula é acionada e libera esse ar por sua via.

Figura 17 - Conjunto bomba de ar e válvula solenoide.



Fonte: Foto do autor.

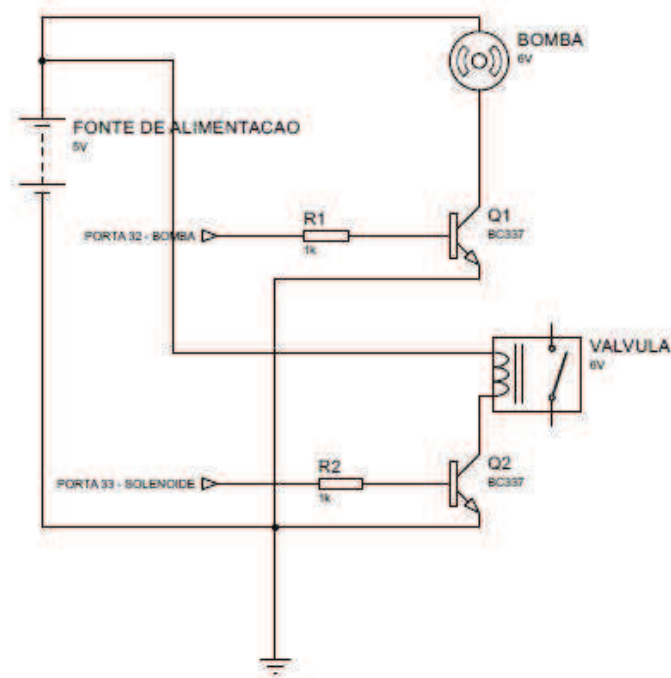
### 3.7.7 Acionamento da Bomba e Válvula

O acionamento da bomba e válvula será efetuado pela placa ESP32 que de acordo com o código fonte efetuará tais acionamentos, porém essa placa de prototipagem opera em tensões abaixo das tensões desses dispositivos, a placa opera com 3,3v sendo que a bomba e válvula operam entre 4 e 6v, com isso torna-se necessário que a alimentação venha de outra fonte com tensão de operação maior, essa fonte será melhor descrita posteriormente.

Para que isso seja feito foram utilizados dois transistores BC337 atuando como chave, a escolha deu-se pelas características de tensão e corrente desse componente que de acordo com seu *datasheet* trabalha entre coletor e emissor com 45v e corrente de coletor de 800 mA, com isso será possível operar tanto a bomba como a válvula sem sobrecarregar a placa.

A Figura 18, mostra a ligação dos transistores para acionamento da bomba de ar e da válvula solenoide, onde a ligação da bomba está na porta *General Purpose Input/Output* (GPIO32) e a válvula com sua ligação na porta GPIO33, ambas sendo acionadas pelo código fonte, quando este necessitar fazer a leitura da pressão arterial.

Figura 18 - Diagrama de ligação dos transistores.



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 3.7.8 Fonte de Alimentação do Circuito

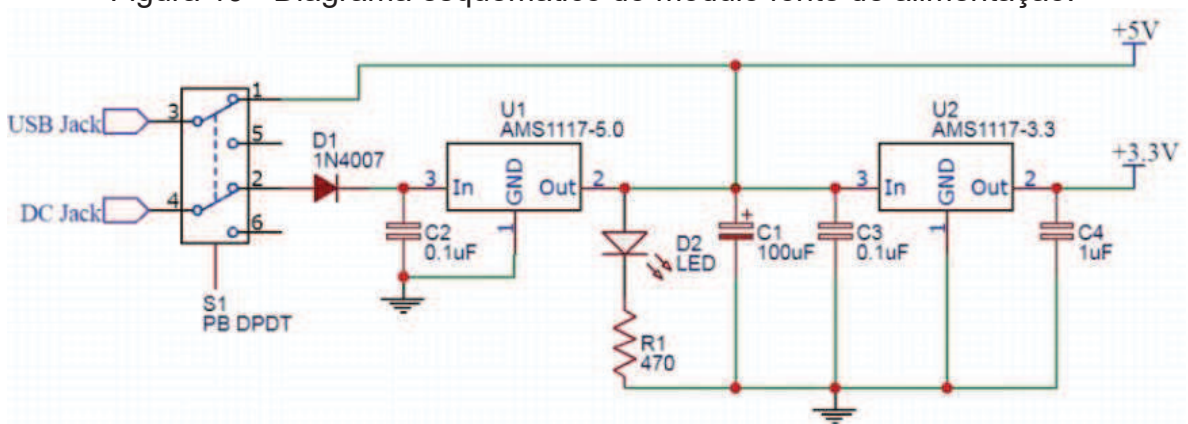
Uma etapa importante para todo o funcionamento do *hardware* é a alimentação elétrica sendo que, para essa placa, existem duas formas de utilizar, podendo ser pela porta *Universal Serial Bus* (USB) ou pelo terminal *Vin* da placa ESP32. Essa placa possui um regulador de tensão para 3,3v podendo ser alimentado por até 18v de acordo com seu *datasheet* <sup>(60)</sup>, porém utilizamos 5v pois alguns sensores e atuadores, como a bomba e a válvula, necessitam dessas tensões.

A opção para obter essa alimentação de forma segura é a utilização de um módulo fonte de alimentação, esse módulo pode ser alimentado por uma fonte com cabo USB ou por um *jack* em *Direct Current* (DC), sendo através dessa alimentação

permitida a entrada de até 12v com segurança e sua capacidade de corrente é de 400mA.

Na figura 19, consta o diagrama elétrico desse módulo, ficando visível a separação entre a entrada USB e DC.

Figura 19 - Diagrama esquemático do módulo fonte de alimentação.



Fonte: protosupplies <sup>(60)</sup>.

O módulo utilizado tem baixo custo de aquisição e uma boa estabilidade quanto a manutenção das tensões de saída (figura 20).

Figura 20 - Módulo fonte de alimentação.



Fonte: Foto do autor.

### 3.7.9 Etapa de Visualização dos dados

A visualização dos dados consiste em mostrar ao usuário de forma clara os dados relativos aos sinais coletados e processados pelo ESP32. A forma dessa visualização será feita por uma página web, utilizando a linguagem PHP para seu desenvolvimento. A preferência pela utilização dessa linguagem, foi pela facilidade de programação e por ter uma resposta rápida com o servidor, permitindo a visualização dos sinais vitais.

A vantagem dessa aplicação web se dá pelo fato de que, qualquer dispositivo que tenha acesso à internet, possa efetuar a visualização desses dados, não necessitando instalação de software para ser visto em qualquer lugar.

Porém esses dados não serão mostrados apenas na aplicação, eles precisam ser armazenados para serem vistos quando o profissional da saúde precisar.

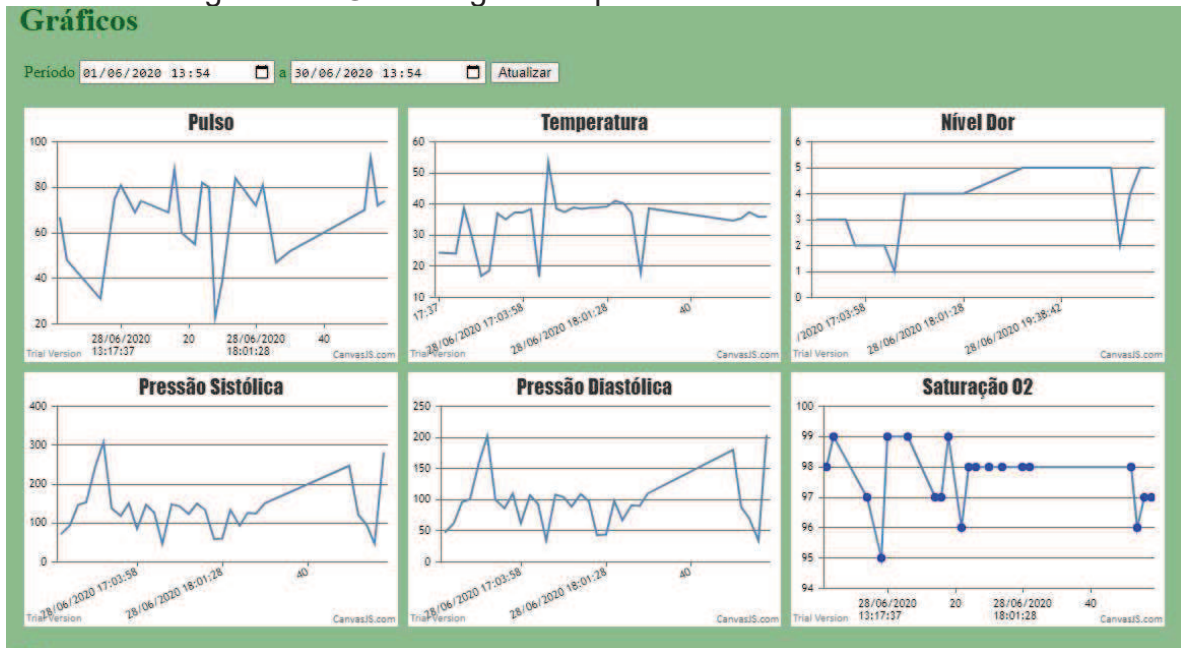
A ferramenta utilizada para o armazenamento é o *Structured Query Language* (MySQL), por ser um gerenciador de banco de dados, de código aberto e gratuito, sendo utilizada essa aplicação em nuvem, não necessitando de um servidor exclusivo <sup>(61)</sup>. Sua utilização sem custos permite que o protótipo fique com um valor mais acessível.

A *interface* da aplicação PHP, pode ser demonstrada pela figura 21, que mostra os seis gráficos gerados através dos dados enviados pelo *hardware* e armazenados no banco de dados, esses gráficos mostram a evolução dos sinais vitais de acordo com o tempo, permitindo ao profissional da saúde a análise dessas informações de forma separada, tendo em cada gráfico um sinal. Esses valores podem ser selecionados pelo período, em uma caixa de opções, permitindo uma



visualização apenas do período desejado.

Figura 21 - Gráficos gerados pela WEB baseada em PHP.



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4. Resultados

Com a presente pesquisa, espera-se contribuir para o desenvolvimento de um dispositivo que permita, ao profissional da saúde, aferir os sinais vitais de um paciente em domicílio e que use o serviço de *Home Care*.

Sendo que esse dispositivo é de baixo custo, tem a capacidade de transmitir os dados através da internet e armazená-los em um banco de dados, para que o profissional da saúde possa analisá-los em local e momento em que necessitar.

Ao contemplar as etapas propostas para a elaboração do protótipo, foi possível obter um produto com benefícios de utilização, como: melhoria no

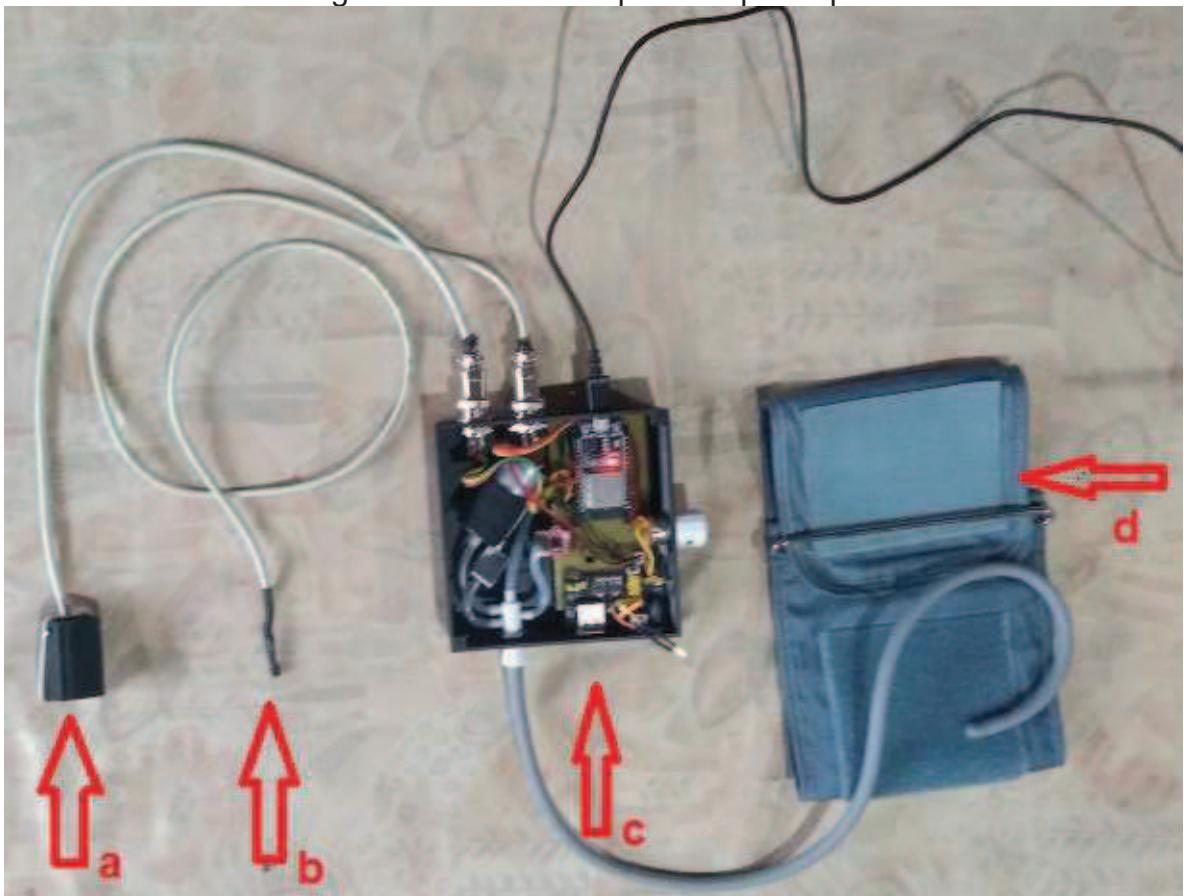


aproveitamento do tempo do profissional da saúde, diminuição de custos hospitalares, melhor aproveitamento dos leitos, com a redução das internações e melhoria na qualidade de vida dos pacientes.

#### 4.1 O Protótipo

O Protótipo está alocado em uma caixa confeccionada com a utilização de uma impressora 3D, medindo 11,5 x 11,5cm. Sua apresentação final pode ser verificada na imagem que consta Figura 22 com seus dispositivos conectados.

Figura 22 - Visão completa do protótipo.

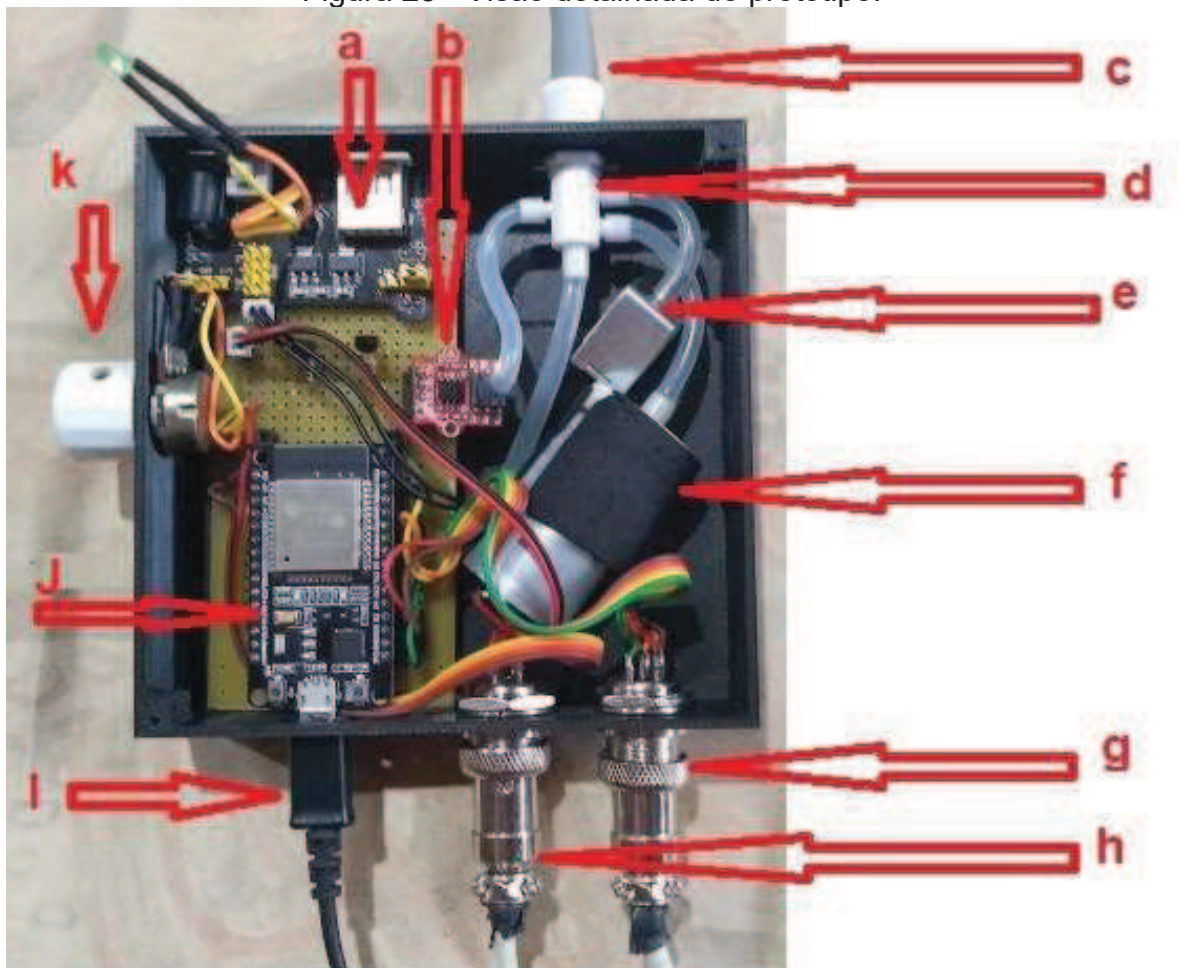


Fonte: Autor.

Na Figura 22a mostra o case fabricado em impressora 3D para acondicionar o sensor MAX30100 e o dedo do paciente, essa peça proporciona a eliminação de

luz ambiente no sensor, evitando a perda do sinal coletado, ele é ligado por um cabo de 6 vias até a placa de prototipagem. Na Figura 22b está o sensor LM35 responsável pela aquisição da temperatura corporal, também ligado ao protótipo por um cabo de 4 vias. A Figura 22c mostra os componentes já inseridos dentro da caixa plástica, evitando que fiquem expostos com o risco de danificarem, e a Figura 22d mostra a braçadeira utilizada para a aferição da pressão arterial.

Figura 23 - Visão detalhada do protótipo.



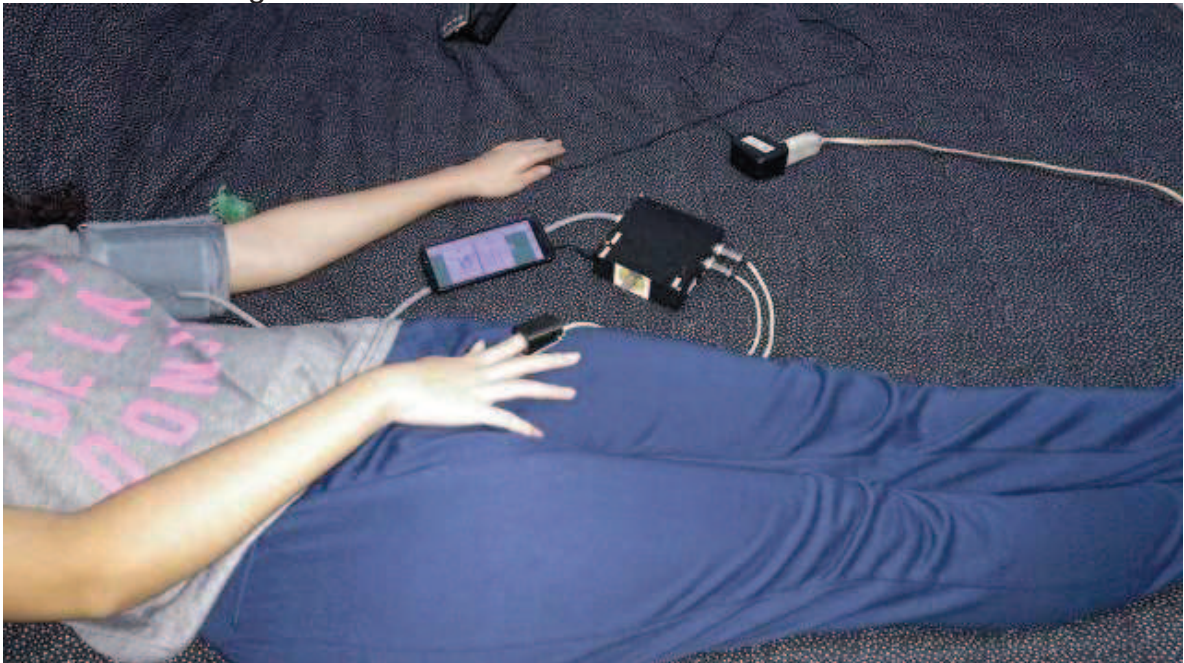
Fonte: Autor

Observando a Figura 23a, pode-se ver a placa da fonte utilizada, sendo essa responsável pela alimentação de todo o protótipo, quando utilizado o conector USB ou o conector DC P4 fêmea. Na Figura 23b é mostrado o sensor de pressão já

conectado às mangueiras que receberão o ar e que possibilitará a medição da pressão arterial. A Figura 23c mostra a conexão da mangueira da braçadeira sendo conectada em um divisor de 4 vias mostrado na Figura 23d, esse divisor tem uma importância grande na etapa que consiste na medição da pressão arterial, pois é através dele que é possível direcionar o ar ao sensor de pressão e posteriormente liberá-lo ao final da medição. Na Figura 23e, está a válvula solenoide responsável pelo direcionamento do fluxo de ar durante a utilização na medição da pressão arterial, pois quando o motor, mostrado na Figura 23f, está acionado inflando a braçadeira, a válvula não recebe o comando para liberar, permitindo que todo ar inserido pelo motor fique no sistema de mangueiras, nesse momento o ar tem uma pequena saída pela válvula, propositalmente, para que a medida pelo sensor de pressão seja concluída, quando finalizado o processo a solenoide recebe o comando e efetua sua abertura liberando todo o ar. Nas Figuras 23g e 23h são mostrados os conectores do sensor do oxímetro e da temperatura, esses conectores possuem uma rosca para o travamento, evitando que o paciente, ao movimentar-se não acabe desconectando-os. Na Figura 23i é apresentado um orifício que permite a conexão de um cabo mini USB à placa do ESP32, essa conexão tem a finalidade de efetuar a programação carregando novos códigos ao sistema, bem como efetuar a alimentação, caso seja necessário, lembrando que ela deve ser feita sem nenhuma conexão na fonte do protótipo, para evitar possíveis danos. A Figura 23j mostra a ESP32 soldada na placa de fenolite padrão e a figura 23k mostra o botão conectado ao potenciômetro, que tem a função de marcar o valor da dor, relatada pelo paciente ao enfermeiro.

A Figura 24 mostra a utilização do protótipo na aquisição dos sinais vitais de uma pessoa, bem como a visualização em um *smartphone* tendo os dados de pulso e temperatura.

Figura 24 - Foto de um voluntário usando o sistema.

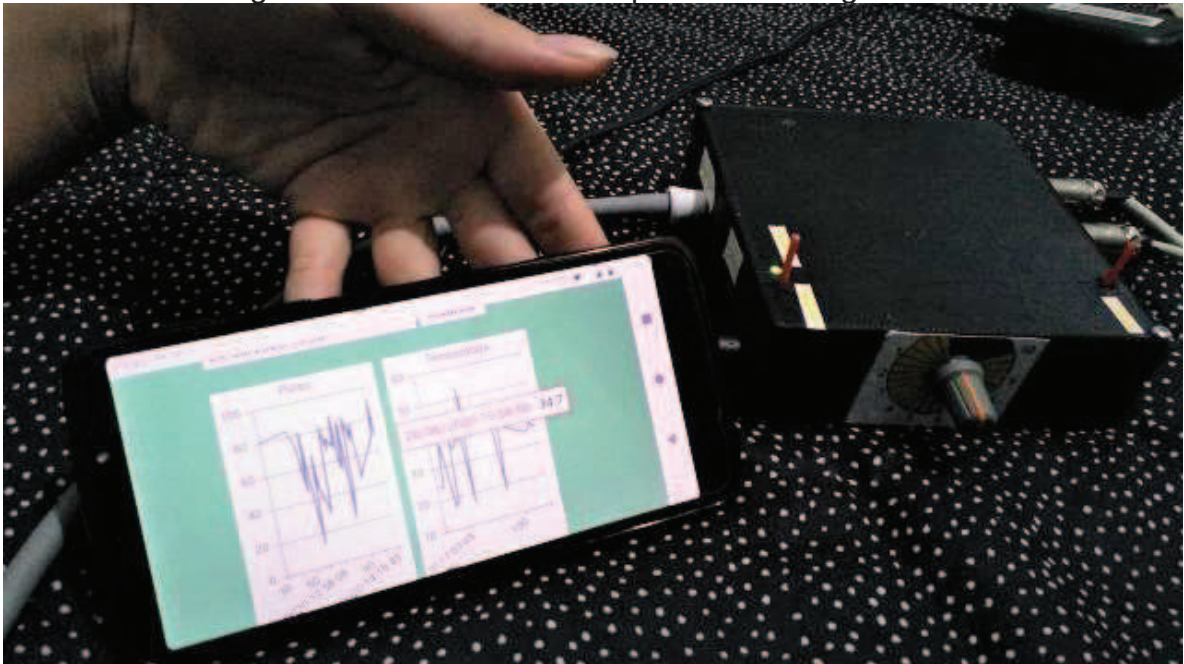


Fonte: Foto do autor.

A Figura 25 mostra em detalhe o *smartphone* com os gráficos de pulso e temperatura, tendo um alerta em vermelho mostrando que algum ponto fuge dos parâmetros.



Figura 25 - Detalhe do smartphone com os gráficos.



Fonte: foto do autor.

## 4.2 Software

### 4.2.1 Controle do Protótipo

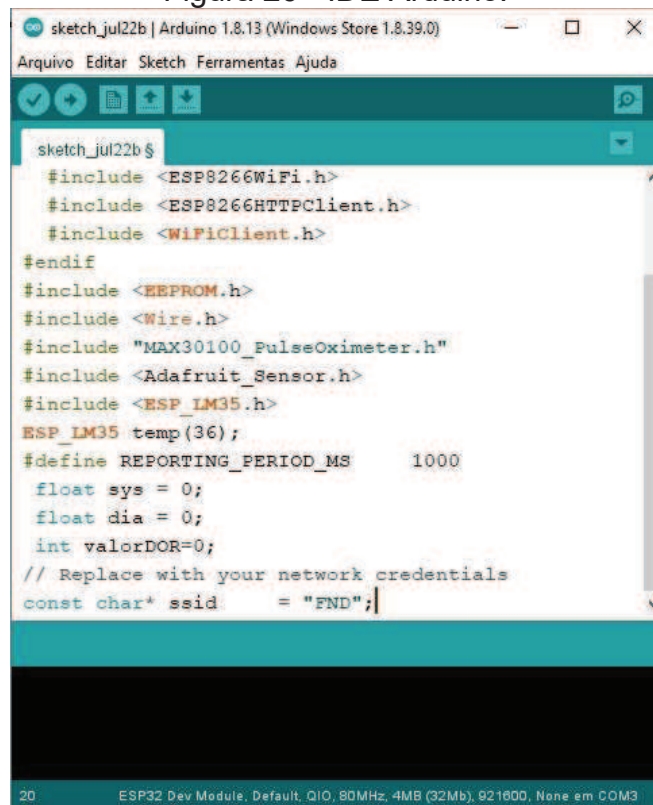
Para ser controlado o ESP32 é necessário utilizar uma linguagem de programação, sendo ela C++, através dela é possível informar à placa de prototipagem as ações que deve desenvolver. Essa programação foi feita e carregada à placa através de uma IDE.

O uso da IDE é necessário para compilar o programa que foi escrito em C++, esse ato de compilar nada mais é que, converter a linguagem de programação em outra, que é a da máquina, é a forma de o microcontrolador que compõem a placa, entender o que está sendo informado pela programação.

Na figura 26 pode-se ver a IDE utilizada na programação e compilação do código fonte utilizada no controle e processamento dos dados na placa ESP32.

Ainda é possível ver a estrutura inicial do código, bem como as bibliotecas utilizadas. As bibliotecas são trechos de software que proporcionam uma funcionalidade específica ao programa desenvolvido, como as bibliotecas de terceiros que são aquelas desenvolvidas por empresas que produzem sensores ou módulos, elas tem a função de coletar os dados dos sensores e processá-los de forma a entregá-los ao programa sempre que forem solicitados de forma simples.

Figura 26 - IDE Arduino.



```
sketch_jul22b | Arduino 1.8.13 (Windows Store 1.8.39.0)
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda

sketch_jul22b $
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <ESP8266HTTPClient.h>
#include <WiFiClient.h>
#endif
#include <EEPROM.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include <Adafruit_Sensor.h>
#include <ESP_LM35.h>
ESP_LM35 temp(36);
#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
float sys = 0;
float dia = 0;
int valorDOR=0;
// Replace with your network credentials
const char* ssid = "FND";
```

20 ESP32 Dev Module, Default, QIO, 80MHz, 4MB (32Mb), 921600, None em COM3

Fonte: Autor

As bibliotecas utilizadas foram a WiFi.h, HTTPClient.h, ESP8266WiFi.h, ESP8266HTTPClient.h, WiFiClient.h, Wire.h, "MAX30100\_PulseOximeter.h", Adafruit\_Sensor.h, ESP\_LM35.h.

A biblioteca WiFi.h permite a conexão em uma rede de internet por meio da placa wifi integrada ao ESP32, a HTTPClient.h permite realizar a comunicação com o servidor em que está hospedada a página de internet criada para a aplicação, a ESP8266WiFi.h responsável por realizar conexão com a rede e monitoramento, a ESP8266HTTPClient.h permite executar solicitações HTTP, ou seja, é o responsável por solicitar a página onde está hospedada a aplicação, a WiFiClient.h responsável por criar um cliente que se conecta a um endereço IP da internet e especifica as portas de utilização, a wire.h permite enviar e receber dados através de *interface* de dois fios I2C permitindo utilizar uma rede de dispositivos e sensores, a "MAX30100\_PulseOximeter.h" é responsável pela leitura e processamento dos sinais de frequência cardíaca e SpO2, permitindo a leitura dos valores de *infrared* (IR) e ajuste das configurações dos parâmetros de funcionamento do chip MAX30100, já a biblioteca Adafruit\_Sensor.h, permite a utilização do sensor de pressão e a ESP\_LM35.h, permite efetuar as leituras e a média da temperatura com o sensor LM35.

Após incluir todas as bibliotecas necessárias e declaradas todas as variáveis, inserimos as credenciais da rede de internet para poder obter uma conexão de dados, utilizamos `const char* ssid = "*****"` que será o nome da rede e, `const char* password = "*****"`, que é a senha da rede.

Para executar as aquisições dos dados de sensores, foram utilizadas unções, que são trechos do código que executam determinadas rotinas, programadas somente quando solicitadas em algum momento. Foram utilizadas quatro funções nesse protótipo que são: `pox.update()`, `lerDOR()`, `lerLM35()`, `Pressao()`.

A função `pox.update()` executa a atualização dos dados coletados e processados pelo MAX30100, essa função sempre é chamada dentro do *loop* que fica executando toda a rotina enquanto o *hardware* estiver ligado.

A função `lerDOR()` é responsável pela aquisição dos valores do potenciômetro que é conectado à porta analógica A6 e converte o valor binário de 0 a 4096 em valores decimais de 0 a 10.

A função `lerLM35()`, proporciona a aquisição dos dados vindos do sensor LM35 através da porta analógica A0 e fará a média de 2475 leituras para entregar ao programa principal, sempre que solicitado.

A função `Pressao()`, quando solicitada, aciona a bomba que infla a bolsa e fecha a válvula solenoide, não permitindo que o ar escape, essa rotina executará 70 vezes, pois existe um delay ao final dela de 250 mili segundos, isso permite que a bomba fique acionada por 17,5 segundos inflando o manguito durante esse processo, o ESP32 que tem uma resolução em sua porta analógica de 12 bits, retorna um número inteiro dentro do intervalo [0, 4095]. Então é feita uma conversão do número inteiro em uma tensão elétrica correspondente, armazenando a tensão máxima coletada pelo ESP32. A pressão aplicada é calculada usando a equação na folha de dados do transdutor. O *Mean Arterial Pressure* (MAP) é a pressão calculada subtraída da pressão atmosférica que é de 14,7 psi, que é a pressão atmosférica na região. Como a unidade precisa ser convertida em mmHg, o valor é multiplicado por 51,7. Depois de fazer várias medições, verificou-se um deslocamento de pressão que diminuiu conforme a tensão aumentou. Portanto foi efetuado uma compensação subtraindo "3,16 / maxvolt" da pressão. Após o encerramento das leituras o MAP é calculado e a bomba é desligada, bem como é



acionada a abertura da válvula solenoide, e o valor da pressão sistólica e diastólica são calculadas multiplicando o MAP por 1,1 para sistólica, e 0,8 para diastólica.

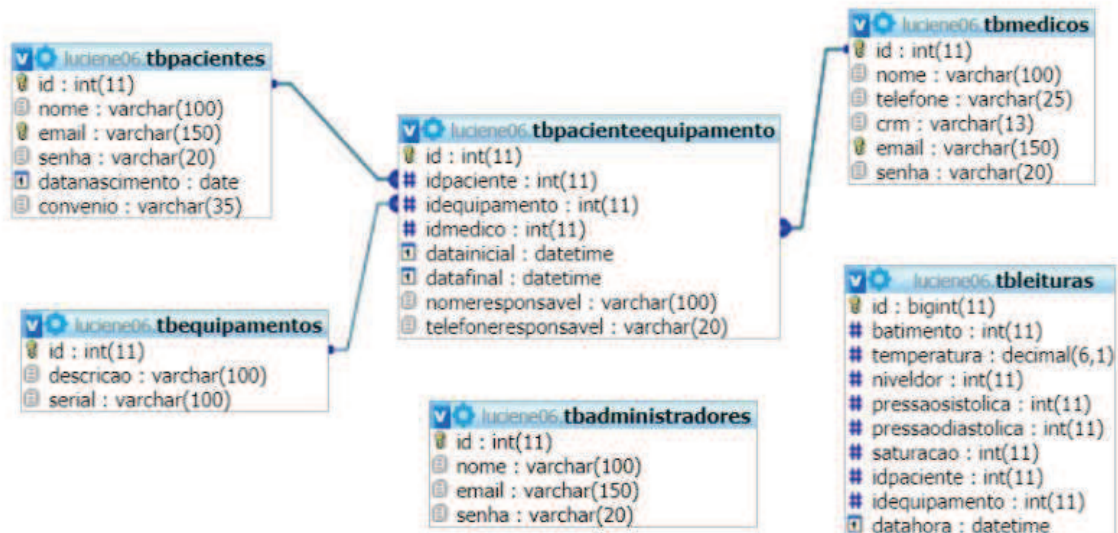
Dentro da função `void loop()` todas as funções são executadas de acordo com as necessidades, um contador ficará sendo alimentado até completar 3000 vezes pois, ao final da rotina, existe um delay de 10ms que, ao rodar esse rotina, a quantidade de vezes dará uma atraso de 30 segundos, após esse valor ser completado a rotina passa a ser executada dentro de uma condição *if* responsável por chamar as funções do MAX, DOR, Temperatura e Pressão enviando os dados coletados para a página de internet.

#### **4.2.2 Banco de Dados**

O banco de dados utilizado foi o MySQL que já foi explicado sua utilização na etapa de visualização dos dados, tem a função de armazenar os dados vindos do *hardware* para serem analisados em qualquer período que o profissional de saúde desejar.

O relacionamento entre as informações utilizadas no banco de dados é mostrado na Figura 27.

Figura 27 - Tabela de relacionamento do banco de dados.



Fonte: Elaborado pelo autor

No diagrama é possível observar as tabelas envolvidas no sistema de gerenciamento dos equipamentos instalados em *home care*, de forma que são cadastrados os Pacientes, Médicos e Equipamentos para que posteriormente sejam relacionados (Tabela *tbpacienteequipamento*) a fim de controlar qual paciente utiliza qual equipamento e assim também saber qual médico monitora este paciente para que seja possível realizar a filtragem dos gráficos e dados que cada ator pode visualizar dentro do sistema.

As leituras são armazenadas na tabela *tbleituras*, de acordo com os dados enviados pelo equipamento, diretamente para a página web via POST a cada 30 segundos. Tais dados dão origem aos gráficos com as informações de leituras dos sinais de cada paciente.

A tabela `tadministradores` possui o cadastro de usuários que são administradores do sistema, ou seja, os que possuem permissões para cadastramento de equipamentos e seus relacionamentos com pacientes e médicos.

Um médico pode monitorar mais de um paciente e seu respectivo equipamento, os equipamentos podem ser utilizados por diferentes pacientes ao longo do tempo, desta forma são controladas as datas inicial e final de utilização deles. Aproveita-se, também, para armazenar os dados do responsável por este paciente/equipamento para que, em caso de urgência, este possa ser contatado de forma rápida.

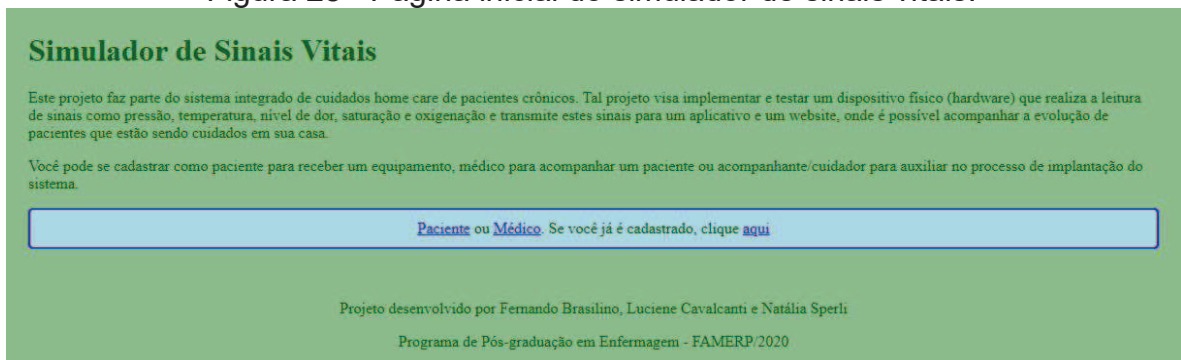
Tanto pacientes, quanto médicos, podem realizar seu cadastro diretamente pelo sistema, após a realização do *login* o sistema filtra as ações que podem ser realizadas por cada perfil de usuário dentro do sistema.

#### **4.2.3 Página Web**

A construção da página Web proporciona a visualização dos dados bem como a alteração de alguns parâmetros relacionados a identificação do paciente e dos profissionais de saúde.

A figura 28 representa a página inicial do sistema, nessa página é possível que, o paciente monitorado ou o profissional de enfermagem que o acompanha, clique no nome “paciente” para que seja encaminhado à outra página de *login*, podendo ver seus dados enviados pelo *hardware*. Já no nome “médico”, é possível que o profissional cadastrado também seja encaminhado para outra tela de *login*, que também disponibilizará dados sobre seus pacientes monitorados.

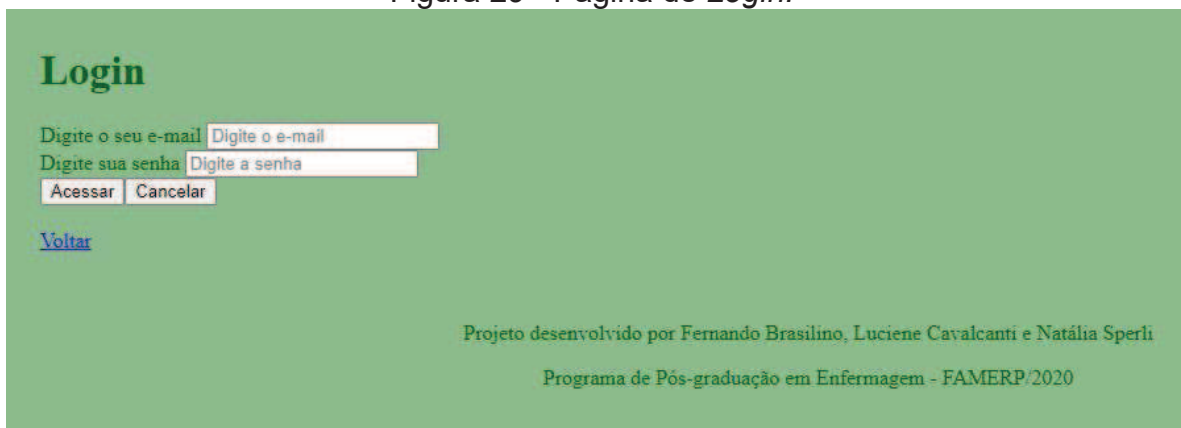
Figura 28 - Página inicial do simulador de sinais vitais.



Fonte: Elaborado pelo autor

O *login* que dá mais segurança ao sistema, permitindo somente aos usuários cadastrados acessarem os dados relativos a eles, sendo necessário cadastrar um e-mail e uma senha anteriormente, para poder seguir em frente na utilização da plataforma (figura 29).

Figura 29 - Página de *Login*.



Fonte: elaborado pelo autor

A figura 30 mostra a tela que permite atualizar o perfil do usuário, um link para a visualização dos dados e, também a possibilidade de alterar o médico ou o acompanhante.

Figura 30 - Tela para alteração de dados

**Login**

Seja bem vindo(a) Paciente 100

[Atualize seu perfil](#)  
[Veja seus dados capturados pelo equipamento](#)  
[Sair](#)

Projeto desenvolvido por Fernando Brasilino, Luciene Cavalcanti e Natália Sperli  
 Programa de Pós-graduação em Enfermagem - FAMERP/2020

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 31 mostra a possibilidade de efetuar a alteração dos dados do paciente como: nome, e-mail, senha, data de nascimento, sexo e convênio médico, bem como um campo para anotações gerais, principalmente quando há o uso de medicamentos.

Figura 31 - Tela de alteração de dados para o paciente

**Cadastro de Pacientes**

Nome:

E-mail:

Senha:

Data de Nascimento:

Convênio:

Sexo:  Feminino  Masculino

Medicamentos:

[Voltar](#)

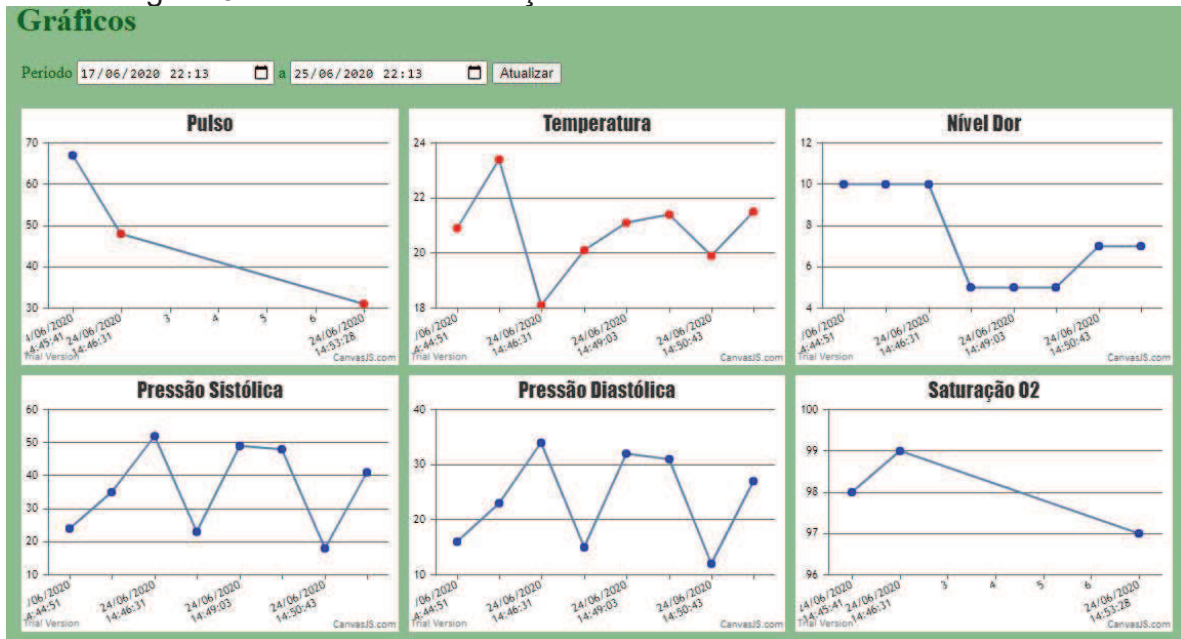
Projeto desenvolvido por Fernando Brasilino, Luciene Cavalcanti e Natália Sperli  
 Programa de Pós-graduação em Enfermagem - FAMERP/2020

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 32 é da tela de visualização dos dados obtidos através do *hardware* que são mostrados em gráficos, possibilitando limitar esses dados por períodos,

alterando a data inicial e final, mostra também a marcação em vermelho, caso os dados extrapolem os limites pré-definidos, para cada sinal vital.

Figura 32 - Tela de visualização dos dados recebidos do hardware



Fonte: Elaborado pelo autor

Na figura 33 é possível cadastrar novos médicos, inserindo o nome, e-mail, senha, número de telefone e o número do Conselho Regional de Medicina (CRM) em que o médico esteja registrado.

Figura 33 - Tela de cadastro de médicos

**Cadastro de Médicos**

Nome:

E-mail:

Senha:

Telefone:

CRM:

[Voltar](#)

Projeto desenvolvido por Fernando Brasilino, Luciene Cavalcanti e Natália Sperli  
Programa de Pós-graduação em Enfermagem - FAMERP/2020

Fonte: Elaborado pelo autor

A figura 34 permite ao médico verificar todos os pacientes que estejam sob seus cuidados, constando de alguns dados deles como: nome, e-mail, data de nascimento, convênio, sexo e se toma algum medicamento, porém existe um link descrito como “ver gráficos”, que encaminha o médico a uma tela permitindo acompanhar os sinais vitais do paciente que estiver sob seu cuidado.

Figura 34 - Tela de Visualização de pacientes do médico

Meus pacientes						
Nome	Email	Data Nascimento	Convênio	Sexo	Medicamentos	
Paciente 100	email@email.236	28.02/2002	assefaz	F	Toma remédio para pressão	<a href="#">Ver gráficos</a>

[Voltar](#)

Projeto desenvolvido por Fernando Brasilino, Luciene Cavalcanti e Natália Sperli  
Programa de Pós-graduação em Enfermagem - FAMERP 2020

Fonte: Elaborado pelo autor

#### 4.2.4 Dados Coletados dos Testes

A tabela 1 apresenta os sinais vitais coletados e comparados entre os valores de referência e o protótipo desenvolvido na pesquisa. O pulso (bpm) em repouso apresentou uma média de  $79,2 \pm 12,6$  bpm e a obtida pelo protótipo  $76,0 \pm 11,7$ , resultando uma diferença de  $-3,2$  ( $-4,3\%$ ) bpm, esses dados confirmam diferença entre eles ( $p=0,04$ ). A saturação de oxigênio (SPO2%) em repouso, apresentou uma média de  $98,1 \pm 1,3\%$  e a obtida pelo protótipo  $97,2 \pm 0,8\%$ , uma diferença de  $-0,9$  ( $-0,9\%$ ), demonstrando haver diferença entre os achados ( $p=0,01$ ). A pressão arterial sistólica (PAS mmHg) em repouso apresentou média de  $122,1 \pm 14,1$  mmHg e a obtida pelo protótipo,  $115,7 \pm 7,7$  mmHg, uma diferença de  $-6,4$  ( $-5,5\%$ ) mmHg, demonstrando diferença entre os achados ( $p=0,04$ ). A pressão arterial diastólica

(PAD mmHg) em repouso apresentou média de  $77,6 \pm 9,2$  mmHg e a obtida pelo protótipo,  $71,5 \pm 5,2$  mmHg, uma diferença de  $-6,1$  ( $-7,9\%$ ) mmHg, demonstrando o mesmo comportamento de diferença entre os achados dos sinais vitais acima, não havendo similaridade entre as médias ( $p=0,01$ ). O único sinal vital que demonstrou similaridade entre os dados foi a temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) em repouso, que apresentou média de  $35,8 \pm 0,6$   $^{\circ}\text{C}$  e pelo protótipo  $35,4 \pm 1,9$   $^{\circ}\text{C}$ , diferença de  $-0,4$  ( $-1,0\%$ )  $^{\circ}\text{C}$ . Os dados de temperatura demonstraram não haver diferenças entre ( $p=0,28$ ) do protótipo e o equipamento de referência.

Tabela 1 - Diferença entre a coleta dos sinais vitais comparando analisador de referência e protótipo (n=30).

Sinais vitais	Referência		Protótipo		$\Delta$	$\Delta\%$	p
	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD			
PULSO	79,2	12,6	76,0	11,7	-3,2	-4,3%	0,04
SPO2%	98,1	1,3	97,2	0,8	-0,9	-0,9%	0,01
PAS	122,1	14,1	115,7	7,7	-6,4	-5,5%	0,04
PAD	77,6	9,2	71,5	5,2	-6,1	-7,9%	0,01
$^{\circ}\text{C}$	35,8	0,6	35,4	1,9	-0,4	-1,0%	0,28

$\bar{X}$ = média, SD= desvio padrão,  $\Delta$ = diferença absoluta,  $\Delta(\%)$ = diferença relativa, p= Wilcoxon-Mann-Whitney amostras independentes ( $p<0,05$ ), PULSO= Batimento cardíaco de repouso (bpm), SPO2%= saturação relativa de oxigênio no sangue, PAS= pressão arterial sistólica (mmHg), PAD= pressão arterial diastólica (mmHg),  $^{\circ}\text{C}$ = temperatura corporal .

A tabela 2 correlaciona os dados obtidos pela coleta dos equipamentos, a aquisição dos sinais vitais foi realizada por um equipamento de referência e pelo protótipo desenvolvido. A correlação do pulso (bpm) em repouso apresentou ser forte  $r=0,77$  ( $r^2=59,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando estar próximos da mesma função de medição. A correlação da saturação de oxigênio (SPO2%) de repouso apresentou ser positiva e moderada  $r=0,54$  ( $r^2=28,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando



não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável pressão arterial sistólica (PAS) de repouso apresentou ser negativa bem fraca  $r = -0,03$  ( $r^2 = 0,1\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável pressão arterial sistólica (PAD) de repouso apresentou ser negativa e bem fraca  $r = -0,11$  ( $r^2 = 1,2\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) de repouso apresentou ser positiva e fraca  $r = 0,30$  ( $r^2 = 8,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição.

Tabela 2 - Correlação entre os dados coletados dos sinais vitais de referência com o protótipo (n=30).

	r	r <sup>2</sup>
PULSO	0,77	59,7%
SPO2%	0,54	28,7%
PAS	-0,03	0,1%
PAD	-0,11	1,2%
$^{\circ}\text{C}$	0,30	8,7%

r= correlação de *Spearman*, r<sup>2</sup>= coeficiente de determinação, PULSO= batimento cardíaco em repouso (bpm), SPO2%= saturação relativa de oxigênio no sangue, PAS= pressão arterial sistólica (mmHg), PAD= pressão arterial diastólica (mmHg),  $^{\circ}\text{C}$ = temperatura corporal.

A tabela 3 correlaciona os dados obtidos pela coleta dos equipamentos, a aquisição dos sinais vitais foi realizada por um equipamento de referência e pelo protótipo desenvolvido, nessa análise pela diferenciação da cor da pele das amostras. Pardos (n=7) houve correlação muito forte  $r = 0,94$  ( $r^2 = 87,8\%$ ) para batimento cardíaco de repouso (bpm), moderada  $r = 0,78$  ( $r^2 = 61,5\%$ ) para saturação de oxigênio (SPO2%) de repouso. Correlação positiva muito forte  $r = 1,00$  ( $r^2 = 99,3\%$ ) temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) de repouso. As correlações de pressão arterial sistólica

(PAS)  $r = -0,35$  ( $r^2 = 12,4\%$ ) e pressão arterial diastólica (PAD)  $r = -0,32$  ( $r^2 = 10,2\%$ ) apresentaram positiva fraca. Brancos ( $n = 20$ ) houve correlação forte  $r = 0,62$  ( $r^2 = 38,4\%$ ) para batimento cardíaco de repouso (bpm), moderada  $r = 0,41$  ( $r^2 = 16,7\%$ ) para saturação de oxigênio (SPO2%) de repouso. Correlação positiva muito fraca  $r = 0,20$  ( $r^2 = 4,2\%$ ) temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) de repouso. As correlações de pressão arterial sistólica (PAS)  $r = -0,06$  ( $r^2 = 0,4\%$ ) e pressão arterial diastólica (PAD)  $r = -0,14$  ( $r^2 = 1,9\%$ ) apresentou-se positiva fraca.

Tabela 3 - Correlação entre os dados coletados entre os sinais vitais de referência e protótipo, diferenciados pela raça.

Cor	n	FC		SPO2%		PAS		PAD		$^{\circ}\text{C}$	
		r	$r^2$	r	$r^2$	r	$r^2$	r	$r^2$	r	$r^2$
Pardo	7	0,94	87,8%	0,78	61,5%	-0,35	12,4%	-0,32	10,2%	1,00	99,3%
Branco	20	0,62	38,4%	0,41	16,7%	0,06	0,4%	-0,14	1,9%	0,20	4,2%
Amarelo	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Preto	2	1,00	100,0%	-	-	1,00	100,0%	1,00	100,0%	1,00	100,0%

$r =$  correlação de *Spearman*,  $r^2 =$  coeficiente de determinação, FC= frequência cardíaca de repouso (bpm), SPO2%= saturação relativa de oxigênio no sangue, PAS= pressão arterial sistólica (mmHg), PAD= pressão arterial diastólica (mmHg),  $^{\circ}\text{C}$ = temperatura corporal.

Os resultados apresentados nos testes realizados mostraram que o protótipo tem um funcionamento estável perante o *hardware* e *software* nos quesitos: aquisição, processamento e transmissão dos dados, bem como o armazenamento no banco de dados. Também demonstrou funcionamento sem problemas no quesito apresentação na página de internet.

Os gráficos que são atualizados a cada 30 segundos, demonstram que todos os sensores apresentam funcionamento dentro do esperado, apresentando os dados na escala vertical, com os valores relativos a cada sinal específico, e na escala horizontal, representa a data e horário em que foi coletado o dado referente,

permitindo verificar possíveis alterações no paciente e confrontar com algum evento que tenha ocorrido no momento específico.

## 5. Discussão

As Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) são responsáveis por 70% dos óbitos mundiais além de trazer consequências devastadoras para familiares e sobrecarregar os sistemas de saúde representando grandes custos para este cuidado <sup>(62)</sup>.

O monitoramento a distância ou telemonitoramento permite uma interação entre paciente e profissional de saúde, contribuindo para diminuir barreiras, como o tempo e o deslocamento, ampliando o atendimento às pessoas com doenças crônicas <sup>(63)</sup>. É caracterizado pelo acompanhamento remoto do local onde se encontra o paciente com transmissão do sinal para o local em que serão interpretados os dados, podendo ser um centro especializado como a própria atenção básica <sup>(64)</sup>. No Brasil, existem diversas empresas que operam o telemonitoramento em diversas modalidades como teleconsulta, resultados de exames, com foco predominante na medicina preventiva, prestados por empresas privadas. Apesar dos números apontarem para redução de custos com o uso destes serviços, questões regulatórias e falta de estudos mais aprofundados na saúde pública fazem com que sejam pouco explorados <sup>(64)</sup>, o fator econômico e social que o Programa nacional de telessaúde traz, proporciona o aumento da difusão dessa modalidade de atendimento, onde foi constatado a diminuição nos deslocamentos de pacientes, possibilitando uma economia de 35 milhões para o SUS somente após o primeiro ano de implantação <sup>(65)</sup>.

A epidemia de COVID-19 fez com que o Conselho Federal de Medicina (CFM) concedesse mesmo que temporariamente enquanto durar a pandemia a utilização da telemedicina, tendo o telemonitoramento como aliado no tratamento da doença, a falta de regulamentação também é uma barreira apontada por parte dos médicos para a adoção da telemedicina <sup>(66)</sup>, onde em tempos de pandemia a telemedicina passou a ocupar grande espaço na área da saúde, tornando-se um serviço de saúde essencial, para os pacientes não graves, evitando o aumento no número de pessoas em hospitais e diminuindo a exposição de profissionais e pacientes ao vírus <sup>(67)</sup>.

Diante de algumas condições como: diabetes, doença obstrutiva pulmonar crônica, câncer de próstata e pacientes em casas de repouso, a aceitabilidade frente a redução de custos individuais, a segurança nas informações e a qualidade na teleconsulta, traz a telemedicina uma aceitação grande por parte dos pacientes <sup>(68)</sup>.

O monitoramento remoto ajuda a diminuir a ida de pacientes aos departamentos de emergência, aumentando a qualidade de vida daqueles assistidos por esse tipo de cuidado, a redução de custos com internações e atendimentos domiciliares presenciais representam uma forte tendência ao uso das tecnologias de monitoramento <sup>(69)</sup>. Além disso, acrescenta uma melhora no estado de saúde de pacientes assistidos por essa modalidade de cuidado, em relação aos cuidados usuais, pois resulta em maior atenção ao estado fisiológico do paciente ao aferir todos os dias, no horário pré-determinado, pressão arterial, pulso, saturação de oxigênio. <sup>(70)</sup>

O desenvolvimento de aplicações para monitoramento remoto, acaba enfrentando algumas barreiras como: custo elevado, facilidade de uso dos

sistemas, confiabilidade dos dados coletados por sensores, segurança e privacidade de dados <sup>(1)</sup>. Outra situação limitante consiste na aceitação dos pacientes, principalmente idosos da atualidade diante das dificuldades em lidar com essas tecnologias, impondo resistência a utilização das mesmas, porém esse problema poderá ser atenuado quando a nova geração começar a utilizar esses recursos dando a oportunidade da difusão em massa das tecnologias como as que estão sendo desenvolvidas <sup>(71)</sup>.

Apesar das dificuldades enfrentadas pelos idosos no uso das tecnologias na saúde, os profissionais da enfermagem, com o aumento da complexidade dos casos e da demanda de trabalho, acreditam que o desenvolvimento das tecnologias móveis agilizam o trabalho e otimizam o tempo, facilitam as atividades assistenciais e gerenciais, o que estimula o aumento da produção das tecnologias voltadas à saúde <sup>(72)</sup>.

Como em *An Improved Performance of Home E-health Portable Monitoring System*, foram contemplados cinco sinais, sendo: electrocardiograma (ECG), pulso, sensor de gás, sensor de tumor cerebral e temperatura, no trabalho ficou claro que os dados são vistos em um display de LCD e enviados ao celular do médico ou paciente sempre que algum dado extrapolar um limite pré definido <sup>(73)</sup>. Em *Patients Monitoring System (PMS)*, o autor destaca o uso de aplicação em rede para o monitoramento de sinais vitais, sendo o único sinal coletado o de temperatura, ficando os dados armazenados em uma aplicação Mysql e podendo ser vista por uma aplicação em uma interface gráfica do usuário local que fica no posto de enfermagem <sup>(74)</sup>. Já em *e-Health Prototype System for Cardiac Telemonitoring*, a proposta foi de um sistema que utiliza uma plataforma de sensores *e-Health* em

consorcio a uma placa Arduino, porém o único sinal vital coletado e transmitido é o batimento cardíaco, também envia a localização geográfica do paciente, os dados são enviados a uma aplicação utilizando a plataforma UBIDOTS que é uma plataforma para *internet of things* (IoT) que permite a visualização dos dados de sensores <sup>(75)</sup>. Em HEMAN, a proposta foi de analisar os dados de oximetria, Eletrocardiograma, Eletromiografia, resposta galvânica da pele, temperatura corporal e pressão arterial, sua construção permite a comunicação por vídeo com o médico, sendo os dados armazenados localmente ou caso possua conexão com a internet sendo transmitida a uma aplicação Web dedicada <sup>(76)</sup>. Em *MobiCare* utilizou-se um sistema para envio do ECG de uma paciente e a posição em que estava, se deitado ou de pé, a visualização dos dados ficou a cargo de uma aplicação Android, essa aplicação oferece um sistema de notificação de emergência, enviando uma notificação a números pré programados, também conta com um sistema de farmácia automatizada enviando medicamentos prescritos pelo médico ao paciente <sup>(77)</sup>. Em *Non-invasive Vital Signs Monitoring System with Real-Time Caution and Emergency Alerts*, foi utilizado um sensor para medir saturação de oxigênio e batimentos cardíacos, também aquisição de temperatura corporal, com envio desses dados a um banco de dados, de hora em hora. Uma aplicação para celular foi desenvolvida e o hardware comunica-se com o celular através da tecnologia Bluetooth, os dados são enviados ao banco de dados pelo celular e não diretamente do hardware <sup>(78)</sup>, porém em desenvolvimento de um sistema de monitoramento de ECG e temperatura utilizando dispositivos móveis, o autor cria um protótipo para a aquisição e monitoramento da temperatura corporal e ECG de 12 derivações, não acrescentando outros sinais devido à complexidade de

implementação no *hardware*, uma aplicação Android foi desenvolvida com o intuito de armazenar e mostrar os dados coletados, esse equipamento não foi testado em pessoas, somente em equipamentos que geram sinais para testes <sup>(79)</sup>.

Para a medição do pulso o protótipo apresentou uma diferença em relação ao equipamento de referência, o que não representa perigo ao diagnóstico do paciente, com a saturação de oxigênio a correlação apresentou ser positiva e moderada, e fatores técnicos como: movimento do paciente, interferência eletromagnética ou luminosa, podem ter influenciado o que oferece pequena margem de erro para saturação entre 60% e 100% não sendo um problema que inviabilize o projeto <sup>(68)</sup>.

Para a pressão arterial sistólica temos uma correlação fraca diante do equipamento de referência, porém se admitirmos apenas os dois dígitos como de costume nas medições ambulatoriais, veremos que essa distância entre a média do protótipo para o equipamento de referência ficará pequena, não representando riscos maiores ao paciente, o mesmo caso acontece para a pressão arterial diastólica.

PAS e DIA apresentaram diferenças médias de 6,1 e 6,4 mmHg em relação ao equipamento de referência o que fica acima dos 5mmHg adotados pelo protocolo British hypertension society (BSH) <sup>(80)</sup>.

A temperatura corporal apresentou uma relação forte perante os dois equipamentos utilizados, mesmo que ainda apresentem diferenças, mas que não comprometem o tratamento ou diagnóstico do paciente no entanto, a temperatura axilar varia entre as pessoas, e sua variação 36,2 a 37,5° C, são aceitas como

normais, com isso podem-se compensar alguns fatores que influenciam na medição como temperatura ambiente e erros de medição <sup>(81)</sup>.

## 6. Conclusão

Apesar de o protótipo ter sido desenvolvido especificamente para o monitoramento de sinais com utilização em *Home Care*, ele pode ser facilmente adaptado para realizar o monitoramento em outras situações que se julgue necessário, desde que o local possua acesso à internet.

Os resultados obtidos na coleta e processamento dos sinais vitais mostram algumas diferenças em relação aos equipamentos usados como referência, porém isso não indica a ineficiência do protótipo e sim, que o mesmo carece de aperfeiçoamento no que tange a calibração com equipamentos de referência específicos para testes e que é possível de se utilizá-lo nas finalidades de monitoramento dos sinais vitais, pois apresenta estabilidade no quesito coleta dos dados, processamento e envio ao banco de dados com a apresentação em página de internet.

Como diferença, em relação a outros protótipos pesquisados, estão o baixo custo de implementação, a quantidade de sinais monitorados, em apenas um protótipo, e a possibilidade de se marcar um sinal vital importante para a prática terapêutica que é a Dor, sinal esse não contemplado em nenhum outro projeto pesquisado até o momento.



## 7. Referências

1. Rocha TAH, Fachini LA, Thumé E, Silva NC, Barbosa ACQ, Carmo M, et al. Saúde móvel: novas perspectivas para a oferta de serviços em saúde. *Epidemiol Serv Saúde*. 2016;25(1):159-70. <https://doi.org/10.5123/s1679-49742016000100016>
2. Martins RC, Trevilato DD, Jost MT, Caregnato RCA. Nursing performance in robotic surgeries: integrative review. *Rev Bras Enferm*. 2019;72(3):795-800.
3. IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística [homepage na Internet]. 2018 [acesso em 2019 Out 8]. Projeção da população 2018: número de habitantes do País deve para de crescer em 2047; [aproximadamente 7 telas]. Disponível em: [https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/21837-projecao-da-populacao-2018-numero-de-habitantes-do-pais-deve-parar-de-crescer-em-2047#:~:text=A%20popula%C3%A7%C3%A3o%20total%20projetada%20para,\(22%20milh%C3%B5es\)](https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/21837-projecao-da-populacao-2018-numero-de-habitantes-do-pais-deve-parar-de-crescer-em-2047#:~:text=A%20popula%C3%A7%C3%A3o%20total%20projetada%20para,(22%20milh%C3%B5es)).
4. Stralen ACSV, Massote AW, Carvalho CL, Girardi SN. Percepção de médicos sobre fatores de atração e fixação em áreas remotas e desassistidas: rotas da escassez. *Physis*. 2017;27(1):147-72. <https://doi.org/10.1590/s0103-73312017000100008>
5. Sasaki NSGMS, Santos MLSG, Vendramini SHF, Ruffino-Neto A, Villa TCS, Chiaravalloti-Neto F. Atrasos na suspeita e no diagnóstico de tuberculose e fatores relacionados. *Rev Bras Epidemiol*. 2015;18(4):809-23. <https://doi.org/10.1590/1980-5497201500040011>
6. Araujo LC, Romero B. Pain: evaluation of the fifth vital sign. A theoretical reflection. *Rev Dor*. 2015;16(4):291-6. <https://doi.org/10.5935/1806-0013.20150060>
7. Potter PA, Perry AG. Fundamentos de enfermagem. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
8. Van de Maat J, Jonkman H, Van de Voort E, Mintegi S, Gervaix A, Bressan S, et al. Measuring vital signs in children with fever at the emergency department:

an observational study on adherence to the NICE recommendations in Europe. *Eur J Pediatr.* 2020;179(7):1097-1106. DOI: 10.1007/s00431-020-03601-y

9. Martins JCA, Guedes HM, Souza CC, Chianca TCM. Association between vital signs and Manchester Triage System: a retrospective observational study. *Online Braz J Nurs.* 2017;16(4):379-88. <https://doi.org/10.17665/1676-4285.20175876>

10. Sociedade Brasileira de Hipertensão (SBH), Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) e Sociedade Brasileira de Nefrologia (SBN). VI Diretrizes brasileiras de hipertensão arterial. *Arq Bras Cardiol.* 2010; 95(1): 1-51

11. Tansey EA, Montgomery LEA, Quinn JG, Roe SM, Johnson CD. Understanding basic vein physiology and venous blood pressure through simple physical assessments. *Adv Physiol Educ.* 2019;43(3):423-9. doi: 10.1152/advan.00182.2018

12. Sociedade Brasileira de Cardiologia. 7ª Diretriz Brasileira de Hipertensão Arterial. *Arq Bras Cardiol.* 2016;107(Supl 3):1-103.

13. Porto CC, Porto AL. *Semiologia médica.* 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2014.

14. Nielsen LG, Folkestad L, Brodersen JB, Brabrand M. Inter-Observer Agreement in Measuring Respiratory Rate. *PLoS ONE.* 2015; 10(6) [Epub].

15. Borges MV, Silva ARL, Souza EM Fantinel LD. Implicações simbólicas na organização de um home care: interpretações entre a equipe de saúde e os cuidadores familiares. *REAd Rev Eletr Adm.* 2016;22(1):52-76. <https://doi.org/10.1590/1413-2311.102014.53644>.

16. Qaddoura A, Yazdan-Ashoori P, Kabali C, Thabane L, Haynes RB, Connolly SJ, et al. Efficacy of Hospital at home in patients with heart failure: a systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE.* 2015;10(6):e0129282. DOI: 10.1371/journal.pone.0129282

17. Tan F, Chen S, Lyu W, Lyu Z, Yu C, Lu C, et al. Non-invasive human vital signs monitoring based on twin-core optical fiber sensors. *Biomed Opt Express.* 2019;10(11):5940-51. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.005940>

18. Lopes JE, Heimann C. Uso das tecnologias da informação e comunicação nas ações médicas a distância: um caminho promissor a ser investido na saúde pública. *J Health Inform.* 2016;8(1):26-30.

19. Koole MAC, Kauw D, Winter MM, Dohmen DAJ, Tulevski II, Haan R, et al. First real-world experience with mobile health telemonitoring in adult patients with congenital heart disease. *Neth Heart J.* 2019;27(1):30-7. DOI: 10.1007/s12471-018-1201-6

20. Redfern OC, Griffiths P, Maruotti A, Saucedo AR, Smith GB. The association between nurse staffing levels and the timeliness of vital signs monitoring: a retrospective observational study in the UK. *BMJ Open.* 2019;9(9):e032157. <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2019-032157>

21. Downey C, Ng S, Jayne D, Wong D. Reliability of a wearable wireless patch for continuous remote monitoring of vital signs in patients recovering from major surgery: a clinical validation study from the TRaCINg Trial. *BMJ Open.* 2019;9(8):e031150. <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2019-031150>

22. Luciano E, Mahmood MA, Rad PM. Telemedicine adoption issues in the United States and Brazil: perception of healthcare professionals. *Health Inform J.* 2020;1-18. <https://doi.org/10.1177/1460458220902957>

23. Kruse CS, Karem P, Shifflett K, Vegi L, Ravi K, Brooks M. Evaluating barriers to adopting telemedicine worldwide: a systematic review. *J Telemed Telecare.* 2018;24(1):4-12. doi: 10.1177/1357633X166740877

24. Flenady T, Dwyer T, Applegarth J. Accurate respiratory rates count: So should you!. *Australas Emerg Nurs J.* 2017;20(1):45-7. doi: 10.1016/j.aenj.2016.12.003

25. Porto CC, Porto AL. Exame clínico: Porto & Porto. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2013.

26. Carnaúba CMD, Silva TDA, Viana JF, Alves JBN, Andrade NL, Trindade Filho EM. Caracterização clínica e epidemiológica dos pacientes em atendimento domiciliar na cidade de Maceió, AL, Brasil. *Rev Bras Geriatr Gerontol.* 2017;20(3):352-62. <https://doi.org/10.1590/1981-22562017020.160163>

27. Simão VM, Miotto RCT. O cuidado paliativo e domiciliar em países da América Latina. *Saúde Debate*. 2016;40(108):156-69. <https://doi.org/10.1590/0103-1104-20161080013>

28. Braga PP, Sena RR, Seixas CT, Castro EAB, Andrade AM, Silva YC. Oferta e demanda na atenção domiciliar em saúde. *Ciênc Saúde Coletiva*. 2016;21(3):903-12. <https://doi.org/10.1590/1413-81232015213.11382015>

29. Santos NCM. Atendimento domiciliar: estrutura física, aspectos legais e operacionalização do serviço. São Paulo: Érica; 2015.

30. Oliveira SG, Kruse MHL. Melhor em casa: dispositivo de segurança. *Texto Contexto Enferm*. 2017;26(1):e2660015. <https://doi.org/10.1590/0104-07072017002660015>

31. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária [homepage na Internet]. Brasília (DF); 2006 [acesso em 2020 Mar 25]. Resolução RDC nº11, de 26 de janeiro de 2006. Dispõe sobre o Regulamento Técnico de Funcionamento de Serviços que prestam Atenção Domiciliar; [aproximadamente 6 telas]. Disponível em:  
[http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2006/res0011\\_26\\_01\\_2006.html](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2006/res0011_26_01_2006.html)

32. Agência Nacional de Saúde Suplementar [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 25]. Resolução Normativa - RN nº 211, de 11 de janeiro de 2010. Atualiza o Rol de Procedimentos e Eventos em Saúde, que constitui a referência básica para cobertura assistencial mínima nos planos privados de assistência à saúde, contratados a partir de 1º de janeiro de 1999, fixa as diretrizes de atenção à saúde e dá outras providências. Revogada pela RN nº 338 de 21 de outubro de 2013; [aproximadamente 11 telas]. Disponível em:  
[http://www.mpsp.mp.br/portal/page/portal/cao\\_consumidor/consumidor\\_grupos/Resol-211-10-ANS.htm](http://www.mpsp.mp.br/portal/page/portal/cao_consumidor/consumidor_grupos/Resol-211-10-ANS.htm)

33. Agência Nacional de Saúde Suplementar [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 25]. Resolução Normativa - RN Nº 387, de 28 de outubro de 2015. Atualiza o Rol de Procedimentos e Eventos em Saúde, que constitui a referência básica para cobertura assistencial mínima nos planos privados de assistência à saúde, contratados a partir de 1º de janeiro de 1999; fixa as diretrizes de atenção à saúde; revoga as Resoluções Normativas – RN nº 338, de 21 de outubro de 2013, RN nº 349, de 9 de maio de 2014; e dá outras providências [aproximadamente 12 telas]. Disponível em:  
<http://www.ans.gov.br/component/legislacao/?view=legislacao&task=TextoLei&for>

mat=raw&id=MzExMA

34. Brasil. Presidência da República. Casa Civil [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Lei nº 10.424, de 15 de abril de 2002. Acrescenta capítulo e artigo à Lei nº 8.080, de 19 de setembro de 1990, que dispõe sobre as condições para a promoção, proteção e recuperação da saúde, a organização e o funcionamento de serviços correspondentes e dá outras providências, regulamentando a assistência domiciliar no Sistema Único de Saúde; [aproximadamente 2 telas]. Disponível em: [http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/leis/2002/L10424.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/2002/L10424.htm)

35. Conselho Federal de Medicina [homepage na Internet]. Brasília (DF): CFM; 2003 [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução CFM nº 1.668 de 3 de junho de 2003. Dispõe sobre normas técnicas necessárias à assistência domiciliar de paciente, definindo as responsabilidades do médico, hospital, empresas públicas e privadas; e a interface multiprofissional neste tipo de assistência; [aproximadamente 4 telas]. Disponível em: <https://www.diariodasleis.com.br/legislacao/federal/38934-dispoe-sobre-normas-tecnicas-necessarias-a-assistencia-domiciliar-de-paciente-definindo-as-responsabilidades-do-medico-hospital-empresas-publicas-e-privadas-e-a-interface-multiprofissional-neste-t.html>

36. Conselho Federal de Enfermagem - COFEN [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução COFEN 270/2002. Aprova a Regulamentação das empresas que prestam Serviços de Enfermagem Domiciliar - Home Care; [aproximadamente 2 telas]. Disponível em [http://www.cofen.gov.br/resoluo-cofen-2702002\\_4307.html](http://www.cofen.gov.br/resoluo-cofen-2702002_4307.html)

37. Conselho Federal de Enfermagem - COFEN [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução COFEN- 267/2001. Aprova atividades de Enfermagem em Domicílio Home Care; [aproximadamente 2 telas]. Disponível em: [http://www.cofen.gov.br/resoluo-cofen-2672001\\_4304.html](http://www.cofen.gov.br/resoluo-cofen-2672001_4304.html)

38. Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional - COFFITO [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução COFFITO 474/2016. Normatiza a atuação da equipe de Fisioterapia na Atenção Domiciliar/Home Care, , D.O.U. 2017 jan 19; [aproximadamente 3 telas]. Disponível em: <http://www.normaslegais.com.br/legislacao/Resolucao-coffito-474-2016.htm>

39. Conselho Federal de Fonoaudiologia – CFFa [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução CFFa nº 337, de 20 de outubro de 2006. Dispõe sobre regulamentação dos procedimentos fonoaudiológicos clínicos no âmbito domiciliar e dá outras providências; [aproximadamente 2 telas]. Disponível em:

<https://www.fonoaudiologia.org.br/cffa/wp-content/uploads/2013/07/res-337-2006.pdf>

40. Conselho Federal de Nutricionistas [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Resolução CFN 380/2005. Dispõe sobre a definição das áreas de atuação do nutricionista e suas atribuições, estabelece parâmetros numéricos de referência, por área de atuação, e dá outras providências; [aproximadamente 45 telas]. Disponível em: <http://crn1.org.br/images/pdf/res380.pdf>

41. Ministério da Saúde [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 26]. Portaria nº 963, de 27 de maio de 2013. Redefine a Atenção Domiciliar no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS); [aproximadamente 9 telas]. Disponível em: [http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt0963\\_27\\_05\\_2013.html](http://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2013/prt0963_27_05_2013.html)

42. Castro EAB, Leone DRR, Santos CM, Neta FCCG, Gonçalves JRL, Contim D, et al. Organização da atenção domiciliar com o Programa Melhor em Casa. *Rev Gaúcha Enferm.* 2018;39:e2016-0002. <https://doi.org/10.1590/1983-1447.2018.2016-0002>

43. Atty ATM, Tomazelli JG. Cuidados paliativos na atenção domiciliar para pacientes oncológicos no Brasil. *Saúde Debate.* 2018;42(116):225-36. <http://dx.doi.org/10.1590/0103-1104201811618>

44. Nishimura F, Carrara AF, Freitas CE. Effect of the Melhor em Casa program on hospital costs. *Rev Saúde Pública.* 2019; 53:104. <http://dx.doi.org/10.11606/s1518-8787.2019053000859>

45. Araujo BG, Valentim RAM, Guerreiro AMG, Leite CRM, Lacerda JMT, Navarro DOAC. Middleware para Monitoramento e envio de alertas aplicado ao ambiente hospitalar. *Rev Bras Inovação Tecnológica Saúde.* 2011;1(1):49-60. <https://doi.org/10.18816/r-bits.v1i1.1485>

46. Machado A, Padoin EL, Salvadori F, Campos M, Sausen OS, Dil S. Utilização de Dispositivos Móveis e Web Services no Monitoramento de Pacientes. In: *Anais do 4º Congresso Sul Catarinense de Computação* [evento na Internet]; 2008; Criciúma. 2008 [acesso em 2020 Mar 25]. Disponível em: <file:///C:/Users/Positivo/Downloads/1977-5971-1-PB.pdf>

47. Xuan FW, Chui DM, Kei LW. Novel system sampling multi vital signs for e-home healthcare. In: 7<sup>o</sup> International Conference on Information, Communications and Signal Processing - ICICS. 2009. DOI: 10.1109/ICICS.2009.5397621

48. Andrade AM, Silva KL, Seixas CT, Braga PP. Atuação do enfermeiro na atenção domiciliar: uma revisão integrativa da literatura. *Rev Bras Enferm.* 2017;70(1):210-9. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2016-0214>

49. Sikka N, Combs D, Lum N, Curry KE. Layperson telepresenters: increasing capacity for telehealth in underserved communities. *Telemed e-Health.* 2020. <https://doi.org/10.1089/tmj.2019.0316>. Ahead of print.

50. Hermand E, Cassirame J, Ennequin G, Hue O. Validation of a Photoplethysmographic Heart Rate Monitor: Polar OH1. *Int J Sports Med.* 2019;40(7):462-7. doi: 10.1055/a-0875-4033

51. Warren KM, Harvey JR, Chon KH, Mendelson Y. Improving pulse rate measurements during random motion using a wearable multichannel reflectance photoplethysmograph. *Sensors.* 2016;16(3):342. doi: 10.3390/s16030342

52. Henrique Júnior SS, Moura FP, Correa RS, Afonso JC, Vianna CA, Mantovano JL. Processamento de placas de circuito impresso de equipamentos eletroeletrônicos de pequeno porte. *Química Nova.* 2013;36(4):570-6. <https://doi.org/10.1590/S0100-40422013000400015>

53. Ahmad DK, Ahmad MF, Ahmad MN, Ahmad AS. An experiment of animation development in hypertext preprocessor (PHP) and hypertext markup language (HTML). *Int J Sci Res. in Computer Science and Engineering.* 2020;8(2):45-51.

54. Nascimento Júnior JF, Borges VES, Nascimento RMMF. Descrição temporal de forças de colisão: um modelo didático para laboratório de física assistido por sistema embarcado. *Rev Bras Ensino Física.* 2019;41(3):e20180219. <https://doi.org/10.1590/1806-9126-rbef-2018-0219>

55. Store Arduino Board [homepage na Internet]. [acesso em 2019 Out 21]. Arduino Uno Wifi Rev2; [aproximadamente 8 telas]. Disponível <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-wifi-rev2>



56. Espressif.com [homepage na Internet]. [acesso em 2019 Out 21]. Development boards. Disponível em: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf/](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf/)

57. Random Nerd Tutorials [homepage na Internet]. [acesso em 2020 maio 20]. Getting Started with the ESP32 Development Board; [aproximadamente 38 telas]. Disponível em: <https://randomnerdtutorials.com/getting-started-with-esp32/>

58. Maxim Integrated [homepage na Internet]. [acesso em 2019 Nov 12]. Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health; [aproximadamente 29 telas]. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

59. Texas Instruments [homepage na Internet]. [acesso em 2020 Mar 11]. LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors; [aproximadamente 38 telas]. Disponível em: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf?HQS=TI-null-null-alldatasheets-df-pf-SEP-wwe>

60. Proto Supplies [homepage na Internet]. [acesso em 2020 maio 20]. Breadboard Power Supply Module; [aproximadamente 6 telas]. Disponível em: <https://protosupplies.com/product/ywrobot-breadboard-power-supply/>

61. Dawodi M, Hedayati MH, Baktash JÁ, Erfan AL. Facebook MySQL Performance. In: Conferences IEEE 10<sup>o</sup> Annual Information Technology, Electronics and Mobile Communication Conference (IEMCON) [evento na Internet]; 2019; Vancouver, BC.; 2019 [acesso em 2020 Mar 14]. DOI: 10.1109/IEMCON.2019.8936259

62. Malta DC, Bernal RTI, Lima MG, Araújo SSC, Silva MMA, Freitas MIF, et al. Doenças crônicas não transmissíveis e a utilização de serviços de saúde: análise da Pesquisa Nacional de Saúde no Brasil. Rev Saude Publica. 2017;51(Supl 1):1-10. <https://doi.org/10.1590/s1518-8787.2017051000090>

63. Mussi FC, Palmeira CS, Santos CAST, Guimarães AC, Lima ML, Nascimento TS. Effect of nursing telemonitoring on the knowledge of obese women: clinical trial. Rev Bras Enferm. 2019;72(Supl 3):212-9. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2018-0500>



64. Paula AC, Maldonado JMSV, Gadelha CAG. Telemonitoramento e a dinâmica empresarial em saúde: desafios e oportunidades para o SUS. *Rev Saúde Pública*. 2020; 54:65. DOI: <https://doi.org/10.11606/s1518-8787.2020054001996>

65. Nilson LG, Maeyama MA, Dolny LL, Boing AF, Calvo MCM. Telessaúde: da implantação ao entendimento como tecnologia social. *Rev Bras Tecnol Sociais*. 2018;5(1):33-47. DOI: <https://doi.org/10.14210/rbts.v5n1.p33-47>

66. Caetano R, Silva AB, Guedes ACCM, Paiva CCN, Ribeiro GR, Santos DL, et al. Desafios e oportunidades para telessaúde em tempos da pandemia pela COVID-19: uma reflexão sobre os espaços e iniciativas no contexto brasileiro. *Cad Saude Publica*. 2020;36(5):1-16. <http://dx.doi.org/10.1590/0102-311x00088920>

67. Corrêa JCB, Zaganelli MV, Gonçalves BDS. Telemedicina no Brasil : desafios ético-jurídicos em tempos de pandemia da Covid-19. *Rev Multidiscip Humanidades Tecnol*. 2020;25(1):200-19.

68. Catapan SC, Calvo MCM. Teleconsulta: uma revisão integrativa da interação médico-paciente mediada pela tecnologia. *Rev Bras Educ Med*. 2020;44(1):1-13. <https://doi.org/10.1590/1981-5271v44.1-20190224>

69. Nouryan CN, Morahan S, Pecinka K, Akerman M, Lesser M, Chaikin D, et al. Home telemonitoring of community-dwelling heart failure patients after home care discharge. *Telemed J E Health*. 2019;25(6):447-54. doi: 10.1089/tmj.2018.0099

70. Madigan E, Schmotzer BJ, Struk CJ, DiCarlo CM, Piña IL, Boxer RS. Home health care with telemonitoring improves health status for older adults with heart failure. *Home Health Care Serv Q*. 2013;32(1):57-74. doi: 10.1080/01621424.2012.755144

71. Castro DM, Coral W, Cabra J, Colorado J, Méndez D, Trujillo L. Survey on IoT solutions applied to healthcare. *DYNA*. 2017;84(203):192-200. DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/dyna.v84n203.64558>

72. Silva AMA, Mascarenhas VHA, Araújo SNM, Machado RS, Santos AMR, Andrade EMLR. Tecnologias móveis na área de Enfermagem. *Rev Bras Enferm*. 2018;71(5):2719-46. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2017-0513>

73. Anand VKM, Nisar PSB, Naresh GD, Nagendra RS, Mithun S. An improved performance of home E-health portable monitoring system. In: Conferences da 2ª International Conference on Recent Trends in Electronics, Information & Communication Technology RTEICT [evento na Internet]; 2017; Bangalore, Índia [acesso em 2020 Mar 14]. DOI: 10.1109/RTEICT.2017.8256995

74. Misbahuddin S, Ibrahim MM, Alnajar AM, Alolabi BQ, Ammar AF. Automatic patients' vital sign monitoring by Single Board Computer (SBC) Based MPI Cluster. In: Conferences da 2ª International Conference on Computer Applications & Information Security ICCAIS [evento na Internet]; 2019; Riyadh, Saudi Arabia [acesso em 2020 Mar 14]. DOI: 10.1109/CAIS.2019.8769551

75. Vargas Escobar LJ, Salinas SA. E-Health prototype system for cardiac telemonitoring. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference [evento na Internet]; 2016 [acesso em 2020 Mar 14]. DOI: 10.1109/embc.2016.7591702

76. Raj C, Jain C, Arif W. HEMAN: Health monitoring and nous: An IoT based e-health care system for remote telemedicine. In: Conference do International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET) , WiSPNET [evento na Internet]; 2017 [acesso em 2020 Mar 14]. DOI: 10.1109/WiSPNET.2017.8300134

77. Kelkawi A, Najafpour H, Khalifa A, Khanafer M. MobiCare: e-Health and Emergency Wireless Monitoring System. In: Conference do International Conference on Computing Sciences and Engineering (ICCSE) [evento na Internet]; 2018; Kuwait City, Kuwait [acesso 2020 Mar 25]. DOI: 10.1109/ICCSE1.2018.8374216

78. Cabanillas-Carbonell MA, Zapata-Paulini JE. Non-invasive Vital Signs Monitoring System with Real-Time Caution and Emergency Alerts. In: Conference do E-Health and Bioengineering Conference (EHB) [evento na Internet]; 2019; Iasi, Romania [acesso em 2020 Mar 25]. DOI: 10.1109/EHB47216.2019.8970047

79. Moribe S. Desenvolvimento de um sistema de monitoramento de sinais de ecg e temperatura utilizando dispositivos móveis [dissertação]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica; 2016.

80. Ribeiro CCM, Lamas JLT. Comparação entre as técnicas de mensuração da pressão arterial em um e em dois tempos. *Rev Bras Enferm.* 2012;65(4):630-6. <https://doi.org/10.1590/S0034-71672012000400012>

81. Marui S, Misawa A, Tanaka Y, Nagashima K. Assessment of axillary temperature for the evaluation of normal body temperature of healthy young adults at rest in a thermoneutral environment. *J Physiol Anthropol.* 2017; 36:18. doi: 10.1186/s40101-017-0133-y

## ANEXO A – Código Fonte do *Hardware*

```
#ifndef ESP32

#include <WiFi.h>

#include <HTTPClient.h>

#else

#include <ESP8266WiFi.h>

#include <ESP8266HTTPClient.h>

#include <WiFiClient.h>

#endif

#include <EEPROM.h>

#include <Wire.h>

#include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#include <Adafruit_Sensor.h>

#include <ESP_LM35.h>

ESP_LM35 temp(36);

float sys = 0;

float dia = 0;

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000

int valorDOR=0;

const char* ssid = "****";

const char* password = "*****";

PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0;
```

```
const char*serverName =  
"http://www.luciene.pro.br/emonitor/gravarleituras.php?";
```

```
String apiKeyValue = "tPmAT5Ab3j7F9";
```

```
float PressureMin = -15;
```

```
float PressureMax = 15;
```

```
float Vsupply = 5;
```

```
//int analogInPin = A7;
```

```
float volta = 0;
```

```
int i;
```

```
int cont=0;
```

```
float maxvolt = 0;
```

```
float volt = 0;
```

```
float pressure = 0;
```

```
float MAP = 0;
```

```
float maxv = 0;
```

```
const int bomba = 32;
```

```
const int solenoide = 33;
```

```
void lerSensorMAX() // Função para ler os parâmetros do MAX30100
```

```
{
```

```
    int bt = pox.getHeartRate();
```

```
    int ox= pox.getSpO2();
```

```
    if (isnan(bt) || isnan(ox)) { // isnan = IS Not A Number <= verifica se o valor
lido não é um número

        return;
    }
}

void lerLM35()// Função para ler o parâmetro do LM35
{

    double celsius = temp.tempC();
}

void lerDOR() // Função para ler o parâmetro da DOR
{

    valorDOR = analogRead(A6);

    valorDOR = map(valorDOR, 0, 4095, 0, 10); // Função que permite a
conversão do intervalo de 0-1023 para 0-100
}

void Pressao() // Função para calcular pressão arterial
{

    digitalWrite(solenoide, LOW);

    for(i=0; i < 70; i=i+1)
    {

        digitalWrite(bomba, HIGH);
```

```

digitalWrite(solenoide, HIGH);

volta = (analogRead(A7)/10);

Serial.println(volta);

volt= (volta*Vsupply)/(pow(2,10)-1);

//maxv= (abs(volt-2.5));

maxv= _max(abs(volt-2.5),maxvolt);

maxvolt = abs(maxv-2.5);

delay(250);

}

digitalWrite(bomba, LOW);

digitalWrite(solenoide, LOW);

pressure=(((maxvolt)-.1*Vsupply)/(.8*Vsupply)/(PressureMax-
PressureMin))+PressureMin;

MAP= -1*(14.7-pressure*-1)*23.7 - 3.16/maxvolt;

EEPROM.begin(4);

Serial.println(EEPROM.read(0));

EEPROM.write(0, MAP);

EEPROM.commit();

EEPROM.end();//Fecha a EEPROM.

float sys = (MAP*1.104);

float dia = (MAP*0.725);

Serial.print (abs(MAP));

```

```
    Serial.print(" ");
    Serial.print(abs(sys));
    Serial.print(" / ");
    Serial.println(abs(dia));
    delay(5000);
}

void onBeatDetected()
{
    Serial.println("Batimento detectado");
}

void setup() {
    pinMode (bomba, OUTPUT);
    pinMode (solenoid, OUTPUT);
    Serial.begin(115200);
    WiFi.begin(ssid, password);
    Serial.println("Connecting");
    while(WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
        delay(500);
        Serial.print(".");
        Serial.println("Initializing pulse oximeter..");
    }
    Serial.println("");
    Serial.print("Connected to WiFi network with IP Address: ");
```



```
Serial.println(WiFi.localIP());

if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FALHOU");

    for (;;)
    } else {
        Serial.println("SUCESSO");
    }

    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop() {
    pox.update();
    if ( cont == 3000)
    {
        pox.update();
        lerDOR();
        lerLM35();
        Pressao();
    }
    if(WiFi.status()== WL_CONNECTED){
        HTTPClient http;

        http.begin("http://www.luciene.pro.br/emonitor/gravarleituras.php");
        http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");
```

```

String httpRequestData = "&batimento=" + String(pox.getHeartRate()) +
"&temperatura=" + String(temp.tempC())
    + "&niveldor=" + String(valorDOR) + "&pressaosistolica=" +
String(abs(MAP*1.104))
    + "&pressaodiastolica=" + String(abs(MAP*0.725)) +
"&saturacao=" + String( pox.getSpO2())
    + "&idpaciente=" + String("1") + "&idequipamento=" +
String("2") + "";

```

```

Serial.print("httpRequestData: ");
Serial.println(httpRequestData);
int httpResponseCode = http.POST(httpRequestData);
if (httpResponseCode>0) {
    Serial.print("HTTP Response code: ");
    Serial.println(httpResponseCode);
}
else {
    Serial.print("Error code: ");
    Serial.println(httpResponseCode);
}
http.end();
}
else {
    Serial.println("WiFi Disconnected");
}

```

```
cont=0;  
ESP.restart();  
}  
cont=cont+1;  
delay(10);  
}
```



**UNIÃO DAS FACULDADES  
DOS GRANDES LAGOS -  
UNILAGO/SP**



Continuação do Parecer: 1010-000

Brasil, pelo (o) pesquisador (es) responsável (eis), é avaliado por este CEP. Qualquer deferimento sobre a não veracidade ou invalidade destes documentos anula o presente parecer.

**Recomendações:**

O presente CEP recomenda a consideração do anonimato dos sujeitos das pesquisas na divulgação dos dados coletados. Bem como a proteção dos mesmos mediante preceitos ético e legais.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Projeto aprovado.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1488860.pdf	27/02/2020 15:43:54		Aceito
TGLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TGLE.docx	27/02/2020 15:43:38	NATALIA SPERLI GERALDES MARIN DOS SANTOS SASAKI	Aceito
Folha de Rosto	folha_derosto.pdf	23/01/2020 11:48:19	NATALIA SPERLI GERALDES MARIN DOS SANTOS SASAKI	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_cep.docx	21/01/2020 15:54:58	NATALIA SPERLI GERALDES MARIN DOS SANTOS SASAKI	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado.

**Necessita Aprovação da CONEP:**

Não

Endereço: Rua Eduardo Nelsen, 950  
Bairro: Jardim Aeroporto CEP: 15.050-070  
UF: SP Município: SÃO JOSÉ DO RIO PRETO  
Telefone: (17)3364-6333 Fax: (17)3364-6019 E-mail: unilago@unilago.com.br

UNIÃO DAS FACULDADES  
DOS GRANDES LAGOS -  
UNILAGO/SP



Continuação do Processo 3.911.909

SÃO JOSÉ DO RIO PRETO, 16 de Março de 2020

---

Assinado por:  
Daniela Corneio Bertolin  
(Coordenadora)

Endereço: Rua Eduardo Nelson, 960  
Bairro: Jardim Aeroporto CEP: 15.030-070  
UF: SP Município: SÃO JOSÉ DO RIO PRETO  
Telefone: (17)3354-6033 Fax: (17)3354-8019 E-mail: unilago@unilago.com.br

## **APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

### **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)**

O senhor(a) está sendo convidado para participar de um estudo intitulado **Proposta de dispositivo de baixo custo para aferição de sinais vitais e monitoramento à distância** cujo objetivo será propor e desenvolver um dispositivo para captação e condicionamento de sinais vitais de baixo custo, capaz de transmitir os dados através da internet com o uso de ferramentas de código aberto. Este documento visa assegurar seus direitos e deveres como participante. Elaborado em duas vias, uma ficará com o(a) senhor(a) e a outra com o entrevistador. Sua participação será inteiramente voluntária, ou seja, não receberá nenhuma remuneração para participar, nem tampouco pagará nada para fazê-lo, e que poderá abandonar a qualquer momento, sem que essa decisão gere qualquer objeção ou penalidade. Por favor, leia este documento com calma e atenção. Se tiver alguma dúvida, poderá esclarecê-la com o pesquisador.

A sua participação **no estudo será a de testar o dispositivo, por meio da colocação do sensor no dedo, braço e axila.**

A participação na entrevista não deverá causar desconforto ou riscos físicos e psicológicos aos idosos. Os participantes têm garantido o seu direito à indenização, diante de eventuais danos decorrentes da participação na pesquisa.

políticas e programas favoráveis à qualidade de vida dos idosos do município.

Os participantes têm total garantia de que sua identidade será mantida em sigilo. Somente os pesquisadores terão acesso aos nomes dos participantes. De modo algum, divulgarão os nomes dos participantes a outras pessoas ou instituições.

**Contato.** Em caso de dúvida sobre o estudo, entrar em contato com o pesquisador responsável, Fernando Faitarone Brasilino, pelo telefone celular (17) 99130-4958 ou pelo email: [fndfaitarone@gmail.com](mailto:fndfaitarone@gmail.com) Em caso de denúncia ou reclamação, entrar em contato com a secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNILAGO, na Rua Dr. Eduardo Nielsem, 960 Jd. N. Aeroporto. **CEP 15030-070 - São Jose do Rio Preto/SP. Tel (17) 3354-6000.**

**Consentimento livre e esclarecido.** Após ter sido esclarecido/a sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos e riscos e desconfortos que possa causar, aceito participar:

**Nome e assinatura do/a participante:**

\_\_\_\_\_

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

**Responsabilidade do pesquisador.** Asseguro ter cumprido as exigências da resolução 466/2012 CNS/MS e complementares, na elaboração do protocolo e na obtenção deste TCLE. Asseguro, também, ter explicado e fornecido uma cópia deste documento ao participante. Informo que o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unilago, ao qual o projeto foi apresentado. Comprometo-me a utilizar o material e os dados obtidos nesta pesquisa exclusivamente para as finalidades previstas neste documento e conforme o consentimento dado pelo participante.

\_\_\_\_\_ Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Pesquisador



## MANUSCRITO

### PROPOSTA DE DISPOSITIVO DE BAIXO CUSTO PARA AFERIÇÃO DE SINAIS VITAIS E MONITORAMENTO À DISTÂNCIA

### LOW-COST DEVICE PROPOSAL FOR MEASURING VITAL SIGNS AND REMOTE MONITORING

### PROPUESTA DE DISPOSITIVO DE BAJO COSTO PARA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES Y MONITOREO A DISTANCIA

Fernando Faitarone Brasilino  
Natália Sperli Geraldes Marin dos Santos Sasaki  
Luciene Cavalcanti Rodrigues  
Maria de Lourdes Sperli Geraldes Santos

#### RESUMO

**Objetivo:** Desenvolver um dispositivo de baixo custo para a aferição de sinais vitais e monitoramento a distância. **Método:** Pesquisa metodológica aplicada, com desenvolvimento do protótipo e testes em pessoas (n=30) em São José do Rio Preto, São Paulo, utilizou-se o protótipo desenvolvido e, dispositivos de uso rotineiro em residências e hospitais.

**Resultados:** As variáveis analisadas durante os testes do protótipo foram: Pulso, Saturação de Oxigênio, Pressão Arterial e Temperatura Corpórea, com a comparação entre o protótipo desenvolvido e os equipamentos de uso rotineiro, onde a diferença na leitura do pulso foi de 4,3%, na saturação de oxigênio de 0,9%, na pressão arterial sistólica apresentou 5,5% e a diastólica 7,9%, na temperatura 1% . **Conclusão:** Os resultados indicaram a relevância do

protótipo em relação aos equipamentos de uso rotineiro em residências, porém a análise com equipamentos padrão ouro é necessária para uma comparação melhor bem como um número maior de pessoas para os testes.

**Palavras-chave:** 1. Serviço de Assistência Domiciliar. 2. Sinais Vitais. 3. Telemonitoramento. 4. Enfermagem.

## **ABSTRACT**

**Objective:** To develop a low-cost device for measuring vital signs and monitoring at a distance. **Method:** Applied methodological research, with development of the prototype and tests on people (n = 30) in São José do Rio Preto, São Paulo, the developed prototype was used, and devices for routine use in homes and hospitals. **Results:** The variables analyzed during the prototype tests were: Pulse, Oxygen Saturation and Blood Pressure, with the comparison between the developed prototype and the equipment for routine use, where the difference in the reading of the pulse was 4.3%, in the oxygen saturation of 0.9%, systolic blood pressure showed 5.5% and diastolic blood pressure 7.9%, at temperature 1%. **Conclusion:** The results indicated the relevance of the prototype in relation to the equipment for routine use in homes, however the analysis with gold standard equipment is necessary for a better comparison as well as a larger number of people for the tests.

Keywords: 1. Home Assistance Service. 2. Vital Signs. 3. Telemonitoring. 4. Nursing.

## **RESUMEN**

**Objetivo:** Desarrollar una disposición de bajo costo para la medición de signos vitales y la monitorización a distancia. **Método:** Investigación metodológica aplicada, con desarrollo del prototipo y pruebas en personas (n=30) en São José do Rio Preto, São Paulo, se utilizó el

prototipo desarrollado y dispositivos de uso rutinario en residencias y hospitales.

**Resultados:** Las variables analizadas durante las pruebas del prototipo fueron: Pulso, Saturación de Oxígeno y Presión Arterial, con la comparación entre el prototipo desarrollado y los equipos de uso rutinario, donde la diferencia en la lectura del pulso fue de 4,3%, en la saturación de oxígeno de 0,9%, en la presión arterial sistólica presentó 5,5% y la diastólica 7,9%, en la temperatura 1%. **Conclusión:** Los resultados indicaron la relevancia del prototipo en relación a los equipos de uso rutinario en residencias, pero el análisis con equipos estándar oro es necesario para una comparación mejor así como un mayor número de personas para las pruebas.

**Palabras clave:** 1. Servicio de Asistencia Domiciliaria. 2. Signos Vitales. 3. Telemento. 4. Enfermería.

## INTRODUÇÃO

Atualmente, o uso de Tecnologias da Informação e da Comunicação (TIC) nos serviços de saúde, tanto públicos como privados, vem aumentando e modificando o perfil do profissional no acesso às informações na área da saúde<sup>(1)</sup>. Isto contribui para a qualidade da assistência, auxiliam nas tomadas de decisões e no desenvolvimento científico<sup>(2)</sup>. A prevenção mesmo de alguém que já esteja em uso de um serviço de atendimento domiciliar é muito importante para evitar o agravamento ou o início de outra doença, tornando-se necessário o monitoramento dos sinais vitais<sup>(1-2)</sup>. Com o monitoramento a distância existe uma facilidade em uma resposta rápida frente aos primeiros sinais de deterioração de um estado clínico do paciente, esse monitoramento constante através de equipamentos que usam

as TICs evita que os pacientes fiquem mais tempo internados em hospitais <sup>(3)</sup>.

O registro dos sinais vitais dos pacientes é um fator importante no trabalho realizado pelos profissionais de enfermagem, quando isso não é feito de forma frequente pode proporcionar uma deterioração clínica, o que leva a um retardo na administração do tratamento corretivo <sup>(4)</sup>. Com o monitoramento remoto dos sinais vitais, uma equipe ou pessoa treinada pode ajudar, mesmo que a distância, o profissional que esteja no mesmo ambiente que o paciente dando mais segurança a todos os envolvidos <sup>(5)</sup>. As dificuldades na implementação dos serviços de telemedicina ainda esbarram no custo dos equipamentos que são caros e desestimulam a aquisição por parte das instituições de saúde. Porém quando existe apenas a necessidade de monitoramento remoto e não de equipamentos caros, há uma taxa de adesão maior <sup>(6)</sup>.

Diante do exposto, este estudo tem por objetivo desenvolver um dispositivo de baixo custo para a aferição de sinais vitais e monitoramento a distância.

## MÉTODO

Trata-se de uma pesquisa metodológica aplicada, onde visa-se a utilização prática do protótipo desenvolvido <sup>(7)</sup>, tendo como finalidade auxiliar os profissionais da área de enfermagem nos sistemas de cuidados em domicílio, onde a necessidade de monitoramento dos sinais vitais ajudam na prática dos cuidados relativos à enfermagem, bem como a transmissão em tempo real a outra pessoa ou a uma central de telemonitoramento.

O desenvolvimento foi baseado em três etapas, onde a primeira foi à busca e análise de trabalhos relacionados ao tema. Nessa etapa buscaram-se trabalhos que contemplassem o uso de *hardware* e *software* de baixo custo para a construção de um protótipo de aquisição de sinais vitais. A segunda etapa foi à fase de construção do protótipo e desenvolvimento da

aplicação WEB, a qual permite visualizar os sinais coletados e processados pelo protótipo. Na terceira etapa foi a comparação do protótipo desenvolvido, com equipamentos de aquisição de sinais vitais já homologados, para que pudesse ser feito uma análise maior sobre a confiabilidade do projeto.

Na terceira etapa foram coletados os sinais vitais de 30 pessoas, onde foram aferidos os sinais de pulso, saturação de oxigênio, pressão arterial e temperatura corporal utilizando equipamentos de uso rotineiro em residências, anotando esses dados em uma planilha, após essa coleta os mesmos sinais foram coletados pelo protótipo. Foi oferecido aos participantes um termo de consentimento livre e esclarecido.

Neste estudo foram consideradas as variáveis apenas dos sinais vitais, não necessitando dados sociodemográficos, sendo como prioridade comparar o protótipo com aparelhos de medição utilizados no dia a dia.

Para a análise e interpretação dos dados foi utilizada a estatística descritiva com medidas de tendência central (média) e dispersão (desvio padrão). O teste Shapiro Wilk não demonstrou normalidade entre as variáveis investigadas, optando-se assim pelos testes não paramétricos. O comparativo das amostras se deu pelo teste Wilcoxon-Mann-Whitney amostras independentes, adotando nível de significância  $p < 0,05$ . Utilizou-se a matriz do coeficiente de Spearman para correlacionarmos as variáveis investigadas e o coeficiente de determinação, adotando Anova One Way, nível de significância  $p < 0,05$ . O programa estatístico utilizado foi o Action 2.9.

Os resultados foram apresentados na forma de tabelas e, o estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Unilago – União das Faculdades dos Grandes Lagos, em São José do Rio Preto, sob parecer nº 3.918.969 e CAAE 30015320.4.0000.5489.

## RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os sinais vitais coletados e comparados entre os valores de referência e o protótipo desenvolvido na pesquisa. O pulso (bpm) em repouso apresentou uma média de  $79,2 \pm 12,6$  bpm e a obtida pelo protótipo  $76,0 \pm 11,7$ , resultando uma diferença de  $-3,2$  ( $-4,3\%$ ) bpm, esses dados confirmam diferença entre eles ( $p=0,04$ ). A saturação de oxigênio (SPO2%) em repouso, apresentou uma média de  $98,1 \pm 1,3\%$  e a obtida pelo protótipo  $97,2 \pm 0,8\%$ , uma diferença de  $-0,9$  ( $-0,9\%$ ), demonstrando haver diferença entre os achados ( $p=0,01$ ). A pressão arterial sistólica (PAS mmHg) em repouso apresentou média de  $122,1 \pm 14,1$  mmHg e a obtida pelo protótipo,  $115,7 \pm 7,7$  mmHg, uma diferença de  $-6,4$  ( $-5,5\%$ ) mmHg, demonstrando diferença entre os achados ( $p=0,04$ ). A pressão arterial diastólica (PAD mmHg) em repouso apresentou média de  $77,6 \pm 9,2$  mmHg e a obtida pelo protótipo,  $71,5 \pm 5,2$  mmHg, uma diferença de  $-6,1$  ( $-7,9\%$ ) mmHg, demonstrando o mesmo comportamento de diferença entre os achados dos sinais vitais acima, não havendo similaridade entre as médias ( $p=0,01$ ). O único sinal vital que demonstrou similaridade entre os dados foi a temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) em repouso, que apresentou média de  $35,8 \pm 0,6$   $^{\circ}\text{C}$  e pelo protótipo  $35,4 \pm 1,9$   $^{\circ}\text{C}$ , diferença de  $-0,4$  ( $-1,0\%$ )  $^{\circ}\text{C}$ . Os dados de temperatura demonstraram não haver diferenças entre ( $p=0,28$ ) do protótipo e o equipamento de referência.

Tabela 4 - Diferença entre a coleta dos sinais vitais comparando analisador de referência e protótipo (n=30).

Sinais vitais	Referência		Protótipo		$\Delta$	$\Delta\%$	<i>p</i>
	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD			
PULSO	79,2	12,6	76,0	11,7	-3,2	-4,3%	0,04
SPO2%	98,1	1,3	97,2	0,8	-0,9	-0,9%	0,01
PAS	122,1	14,1	115,7	7,7	-6,4	-5,5%	0,04
PAD	77,6	9,2	71,5	5,2	-6,1	-7,9%	0,01
°C	35,8	0,6	35,4	1,9	-0,4	-1,0%	0,28

$\bar{X}$ = média, SD= desvio padrão,  $\Delta$ = diferença absoluta,  $\Delta(\%)$ = diferença relativa, *p*=

Wilcoxon-Mann-Whitney amostras independentes ( $p < 0,05$ ), PULSO= Batimento cardíaco de repouso (bpm), SPO2%= saturação relativa de oxigênio no sangue, PAS= pressão arterial sistólica (mmHg), PAD= pressão arterial diastólica (mmHg), °C= temperatura corporal .

A tabela 2 correlaciona os dados obtidos pela coleta dos equipamentos, a aquisição dos sinais vitais foi realizada por um equipamento de referência e pelo protótipo desenvolvido. A correlação do pulso (bpm) em repouso apresentou ser forte  $r=0,77$  ( $r^2=59,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando estar próximos da mesma função de medição. A correlação da saturação de oxigênio (SPO2%) de repouso apresentou ser positiva e moderada  $r=0,54$  ( $r^2=28,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável pressão arterial sistólica (PAS) de repouso apresentou ser negativa bem fraca  $r= -0,03$  ( $r^2=0,1\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável pressão arterial sistólica

(PAD) de repouso apresentou ser negativa e bem fraca  $r = -0,11$  ( $r^2 = 1,2\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição. A correlação da variável temperatura corporal ( $^{\circ}\text{C}$ ) de repouso apresentou ser positiva e fraca  $r = 0,30$  ( $r^2 = 8,7\%$ ) entre o protótipo e o equipamento de referência, demonstrando não estar próximos da mesma função de medição.

Tabela 5 - Correlação entre os dados coletados dos sinais vitais de referência com o protótipo (n=30).

	r	r <sup>2</sup>
PULSO	0,77	59,7%
SPO2%	0,54	28,7%
PAS	-0,03	0,1%
PAD	-0,11	1,2%
$^{\circ}\text{C}$	0,30	8,7%

$r =$  correlação de Spearman,  $r^2 =$  coeficiente de determinação, PULSO= batimento cardíaco em repouso (bpm), SPO2%= saturação relativa de oxigênio no sangue, PAS= pressão arterial sistólica (mmHg), PAD= pressão arterial diastólica (mmHg),  $^{\circ}\text{C} =$  temperatura corporal.

## DISCUSSÃO

As Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) são responsáveis por 70% dos óbitos mundiais além de trazer consequências devastadoras para familiares e sobrecarregar os sistemas de saúde representando grandes custos para este cuidado <sup>(8)</sup>.

O monitoramento a distância ou telemonitoramento permite uma interação entre paciente e profissional de saúde, contribuindo para diminuir barreiras, como o tempo e o



deslocamento, ampliando o atendimento às pessoas com doenças crônicas <sup>(9)</sup>. É caracterizado pelo acompanhamento remoto do local onde se encontra o paciente com transmissão do sinal para o local em que serão interpretados os dados, podendo ser um centro especializado como a própria atenção básica <sup>(10)</sup>. No Brasil, existem diversas empresas que operam o telemonitoramento em diversas modalidades como teleconsulta, resultados de exames, com foco predominante na medicina preventiva, prestados por empresas privadas. Apesar dos números apontarem para redução de custos com o uso destes serviços, questões regulatórias e falta de estudos mais aprofundados na saúde pública fazem com que sejam pouco explorados <sup>(11)</sup>, o fator econômico e social que o Programa nacional de telessaúde traz, proporciona o aumento da difusão dessa modalidade de atendimento, onde foi constatado a diminuição nos deslocamentos de pacientes, possibilitando uma economia de 35 milhões para o SUS somente após o primeiro ano de implantação <sup>(12)</sup>.

A epidemia de COVID-19 fez com que o Conselho Federal de Medicina (CFM) concedesse mesmo que temporariamente, enquanto durar a pandemia, a utilização da telemedicina, tendo o telemonitoramento como aliado no tratamento da doença, a falta de regulamentação também é uma barreira apontada por parte dos médicos para a adoção da telemedicina <sup>(13)</sup>, onde em tempos de pandemia a telemedicina passou a ocupar grande espaço na área da saúde, tornando-se um serviço de saúde essencial, para os pacientes não graves, evitando o aumento no número de pessoas em hospitais e diminuindo a exposição de profissionais e pacientes ao vírus <sup>(14)</sup>.

Diante de algumas condições como: diabetes, doença obstrutiva pulmonar crônica, câncer de próstata e pacientes em casas de repouso, a aceitabilidade frente a redução de custos individuais, a segurança nas informações e a qualidade na teleconsulta, traz a telemedicina uma aceitação grande por parte dos pacientes <sup>(15)</sup>.

O monitoramento remoto ajuda a diminuir a ida de pacientes aos departamentos de emergência, aumentando a qualidade de vida daqueles assistidos por esse tipo de cuidado, a redução de custos com internações e atendimentos domiciliares presenciais representam uma forte tendência ao uso das tecnologias de monitoramento <sup>(16)</sup>. Além disso, acrescenta uma melhora no estado de saúde de pacientes assistidos por essa modalidade de cuidado, em relação aos cuidados usuais, pois resulta em maior atenção ao estado fisiológico do paciente ao aferir todos os dias, no horário pré-determinado, pressão arterial, pulso e saturação de oxigênio. <sup>(17)</sup>

O desenvolvimento de aplicações para monitoramento remoto, acaba enfrentando algumas barreiras como: custo elevado, facilidade de uso dos sistemas, confiabilidade dos dados coletados por sensores, segurança e privacidade de dados. Outra situação limitante consiste na aceitação dos pacientes, principalmente idosos da atualidade diante das dificuldades em lidar com essas tecnologias, impondo resistência a utilização das mesmas, porém esse problema poderá ser atenuado quando a nova geração começar a utilizar esses recursos dando a oportunidade da difusão em massa das tecnologias como as que estão sendo desenvolvidas <sup>(18)</sup>.

Apesar das dificuldades enfrentadas pelos idosos no uso das tecnologias na saúde, os profissionais da enfermagem, com o aumento da complexidade dos casos e da demanda de trabalho, acreditam que o desenvolvimento das tecnologias móveis agilizam o trabalho e otimizam o tempo, facilitam as atividades assistenciais e gerenciais, o que estimula o aumento da produção das tecnologias voltadas à saúde <sup>(18)</sup>.

Para a medição do pulso o protótipo apresentou uma diferença em relação ao equipamento de referência, o que não representa perigo ao diagnóstico do paciente, com a saturação de oxigênio a correlação apresentou ser positiva e moderada, e fatores técnicos

como: movimento do paciente, interferência eletromagnética ou luminosa, podem ter influenciado o que oferece pequena margem de erro para saturação entre 60% e 100% não sendo um problema que inviabilize o projeto <sup>(14)</sup>.

Para a pressão arterial sistólica a correlação foi considerada fraca diante do equipamento de referência, porém se forem considerados apenas os dois dígitos como de costume nas medições ambulatoriais, veremos que essa distância entre a média do protótipo para o equipamento de referência ficará pequena, não representando riscos maiores ao paciente, o mesmo caso acontece para a pressão arterial diastólica.

PAS e DIA apresentaram diferenças médias de 6,1 e 6,4 mmHg em relação ao equipamento de referência o que fica acima dos 5mmHg adotados pelo protocolo *British hypertension society* (BSH) <sup>(19)</sup>.

A temperatura corporal apresentou uma relação forte perante os dois equipamentos utilizados, mesmo que ainda apresentem diferenças, mas que não comprometem o tratamento ou diagnóstico do paciente, no entanto, a temperatura axilar varia entre as pessoas, e sua variação 36,2 a 37,5° C, são aceitas como normais, com isso podem-se compensar alguns fatores que influenciam na medição como temperatura ambiente e erros de medição <sup>(20)</sup>.

A pandemia da Covid-19 foi um fator limitante no processo de testagem do protótipo, pois o medo de contágio levou há uma grande recusa. Outro fator que pode ter influenciado nos testes foi a formação do pesquisador, da área tecnológica, e quem realizou os testes do protótipo.

## CONCLUSÃO

Os resultados obtidos na coleta e processamento dos sinais vitais mostram algumas diferenças em relação aos equipamentos usados como referência, porém isso não indica a

ineficiência do protótipo e sim, que o mesmo carece de aperfeiçoamento no que tange a calibração com equipamentos de referência específicos para testes e que é possível de se utilizá-lo nas finalidades de monitoramento dos sinais vitais, pois apresenta estabilidade no quesito coleta dos dados, processamento e envio ao banco de dados com a apresentação em página de internet.

Como diferença, em relação a outros protótipos pesquisados, estão o baixo custo de implementação, a quantidade de sinais monitorados em apenas um protótipo, e a possibilidade de se marcar um sinal vital importante para a prática terapêutica que é a Dor, sinal esse não contemplado em nenhum outro projeto pesquisado até o momento.

Com esta pesquisa, espera-se contribuir para o desenvolvimento de um dispositivo que permita, ao profissional da saúde, aferir os sinais vitais de um paciente em domicílio e que use o serviço de atendimento domiciliar. Esse dispositivo é de baixo custo, tem a capacidade de transmitir os dados através da internet e armazená-los em um banco de dados, para que o profissional da saúde possa analisá-los em local e momento em que necessitar.

Ao contemplar as etapas propostas para a elaboração do protótipo, foi possível obter um produto com benefícios de utilização, como: melhoria no aproveitamento do tempo do profissional da saúde, diminuição de custos hospitalares, melhor aproveitamento dos leitos, com a redução das internações e melhoria na qualidade de vida dos pacientes.

## REFERÊNCIAS

1. Lopes JE, Heimann C. Uso das tecnologias da informação e comunicação nas ações médicas a distância: um caminho promissor a ser investido na saúde pública. *J Health Inform.* 2016;8(1):26-30.
2. Koole MAC, Kauw D, Winter MM, Dohmen DAJ, Tulevski II, Haan R, et al. First real-world experience with mobile health telemonitoring in adult patients with congenital heart disease. *Neth Heart J.* 2019;27(1):30-7. DOI: 10.1007/s12471-018-1201-6
3. Redfern OC, Griffiths P, Maruotti A, Saucedo AR, Smith GB. The association between nurse staffing levels and the timeliness of vital signs monitoring: a retrospective observational study in the UK. *BMJ Open.* 2019;9(9):e032157. <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2019-032157>
4. Downey C, Ng S, Jayne D, Wong D. Reliability of a wearable wireless patch for continuous remote monitoring of vital signs in patients recovering from major surgery: a clinical validation study from the TRaCINg Trial. *BMJ Open.* 2019;9(8):e031150. <http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2019-031150>
5. Luciano E, Mahmood MA, Rad PM. Telemedicine adoption issues in the United States and Brazil: perception of healthcare professionals. *Health Inform J.* 2020;1-18. <https://doi.org/10.1177/1460458220902957>
6. Kruse CS, Karem P, Shifflett K, Vegi L, Ravi K, Brooks M. Evaluating barriers to adopting telemedicine worldwide: a systematic review. *J Telemed Telecare.* 2018;24(1):4-12. doi: 10.1177/1357633X166740877
7. Araujo BG, Valentim RAM, Guerreiro AMG, Leite CRM, Lacerda JMT, Navarro DOAC. Middleware para Monitoramento e envio de alertas aplicado ao ambiente hospitalar. *Rev Bras Inovação Tecnológica Saúde.* 2011;1(1):49-60. <https://doi.org/10.18816/rbits.v1i1.1485>
8. Malta DC, Bernal RTI, Lima MG, Araújo SSC, Silva MMA, Freitas MIF, et al. Doenças crônicas não transmissíveis e a utilização de serviços de saúde: análise da Pesquisa Nacional de Saúde no Brasil. *Rev Saude Publica.* 2017;51(Supl 1):1-10. <https://doi.org/10.1590/s1518-8787.2017051000090>
9. Mussi FC, Palmeira CS, Santos CAST, Guimarães AC, Lima ML, Nascimento TS. Effect of nursing telemonitoring on the knowledge of obese women: clinical trial. *Rev Bras Enferm.* 2019;72(Supl 3):212-9. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2018-0500>
10. Paula AC, Maldonado JMSV, Gadelha CAG. Telemonitoramento e a dinâmica empresarial em saúde: desafios e oportunidades para o SUS. *Rev Saúde Pública.* 2020;54:65. DOI: <https://doi.org/10.11606/s1518-8787.2020054001996>

11. Nilson LG, Maeyama MA, Dolny LL, Boing AF, Calvo MCM. Telessaúde: da implantação ao entendimento como tecnologia social. *Rev Bras Tecnol Sociais*. 2018;5(1):33-47. DOI: <https://doi.org/10.14210/rbts.v5n1.p33-47>
12. Caetano R, Silva AB, Guedes ACCM, Paiva CCN, Ribeiro GR, Santos DL, et al. Desafios e oportunidades para telessaúde em tempos da pandemia pela COVID-19: uma reflexão sobre os espaços e iniciativas no contexto brasileiro. *Cad Saude Publica*. 2020;36(5):1-16. <http://dx.doi.org/10.1590/0102-311x00088920>
13. Corrêa JCB, Zaganelli MV, Gonçalves BDS. Telemedicina no Brasil : desafios ético-jurídicos em tempos de pandemia da Covid-19. *Rev Multidiscip Humanidades Tecnol*. 2020;25(1):200-19.
14. Catapan SC, Calvo MCM. Teleconsulta: uma revisão integrativa da interação médico-paciente mediada pela tecnologia. *Rev Bras Educ Med*. 2020;44(1):1-13. <https://doi.org/10.1590/1981-5271v44.1-20190224>
15. Nouryan CN, Morahan S, Pecinka K, Akerman M, Lesser M, Chaikin D, et al. Home telemonitoring of community-dwelling heart failure patients after home care discharge. *Telemed J E Health*. 2019;25(6):447-54. doi: 10.1089/tmj.2018.0099
16. Madigan E, Schmotzer BJ, Struk CJ, DiCarlo CM, Piña IL, Boxer RS. Home health care with telemonitoring improves health status for older adults with heart failure. *Home Health Care Serv Q*. 2013;32(1):57-74. doi: 10.1080/01621424.2012.755144
17. Castro DM, Coral W, Cabra J, Colorado J, Méndez D, Trujillo L. Survey on IoT solutions applied to healthcare. *DYNA*. 2017;84(203):192-200. DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/dyna.v84n203.64558>
18. Silva AMA, Mascarenhas VHA, Araújo SNM, Machado RS, Santos AMR, Andrade EMLR. Tecnologias móveis na área de Enfermagem. *Rev Bras Enferm*. 2018;71(5):2719-46. <https://doi.org/10.1590/0034-7167-2017-0513>
19. Ribeiro CCM, Lamas JLT. Comparação entre as técnicas de mensuração da pressão arterial em um e em dois tempos. *Rev Bras Enferm*. 2012;65(4):630-6. <https://doi.org/10.1590/S0034-71672012000400012>
20. Marui S, Misawa A, Tanaka Y, Nagashima K. Assessment of axillary temperature for the evaluation of normal body temperature of healthy young adults at rest in a thermoneutral environment. *J Physiol Anthropol*. 2017; 36:18. doi: 10.1186/s40101-017-0133-y