



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CAMPUS DE QUIXADÁ
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

FRANCISCA BEATRIZ PRECEBES DA SILVA

**SISTEMA VESTÍVEL PARA MONITORAMENTO INFANTIL E ANÁLISE DE SEU
IMPACTO NA DETECÇÃO DE SITUAÇÕES DE RISCO**

QUIXADÁ

2021

FRANCISCA BEATRIZ PRECEBES DA SILVA

SISTEMA VESTÍVEL PARA MONITORAMENTO INFANTIL E ANÁLISE DE SEU
IMPACTO NA DETECÇÃO DE SITUAÇÕES DE RISCO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação do Campus de Quixadá da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. Arthur de Castro Callado

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante Aguilar

QUIXADÁ

2021

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Biblioteca Universitária
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

S58s Silva, Francisca Beatriz Precebes da.
Sistema vestível para monitoramento infantil e análise de seu impacto na detecção de situações de risco /
Francisca Beatriz Precebes da Silva. – 2021.
60 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Quixadá,
Curso de Engenharia de Computação, Quixadá, 2021.

Orientação: Prof. Dr. Arthur de Castro Callado.

Coorientação: Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante Aguiar.

1. Avaliação de Riscos. 2. Computação ubíqua. 3. Monitoramento. I. Título.

CDD 621.39

FRANCISCA BEATRIZ PRECEBES DA SILVA

SISTEMA VESTÍVEL PARA MONITORAMENTO INFANTIL E ANÁLISE DE SEU
IMPACTO NA DETECÇÃO DE SITUAÇÕES DE RISCO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao
Curso de Graduação em Engenharia de Compu-
tação do Campus de Quixadá da Universidade
Federal do Ceará, como requisito parcial à
obtenção do grau de bacharel em Engenharia de
Computação.

Aprovada em: __/__/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Arthur de Castro Callado (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Paulo Armando Cavalcante
Aguilar (Coorientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Francisco Helder Candido dos Santos Filho
Universidade Federal do Ceará (UFC)

À minha família, por todo carinho e suporte, e todos aqueles que acreditam em mim. A confiança e carinho de vocês é minha relíquia.

AGRADECIMENTOS

Com imenso carinho, agradeço, primeiramente, à minha família. Aos meus pais, Paulo e Veruska, por todo o esforço empregado na minha educação, pelo cuidado e amor que sempre estiveram presentes em minha vida e por acreditarem em mim.

Aos meus avós, Maurício e Vera, pelo carinho e zelo à mim ofertados desde a infância. À minha tia, Cristina, pelo apoio e pela cumplicidade nos mais diversos momentos. E ao meu primo, Francisco Rafael, pela alegria eletrizante e contagiante de todos os dias.

Às minhas irmãs, Bianca e Maria, pelo companheirismo, compreensão e amizade genuínos e inigualáveis, por sempre estarem presentes em suas cumplicidades serenas e tornarem os meus dias mais iluminados.

Aos meus amigos, Carlos Ferreira, Robertty Freitas, Marcelo Martins, Kevin Coe, Johnny Marcos, Camila Diógenes, Rafaella Fernandes, Deyvisson Souza, João Mateus e Gabriel Uchôa, por fazerem parte desses anos tão importantes em minha vida, por tornarem únicos e especiais diversos momentos cotidianos, por toda a ajuda, carinho e companheirismo, sem vocês a minha jornada acadêmica não seria tão incrível e repleta vários momentos singulares.

Ao Cinemaria, Jêscá Nobre, Flávio Yuri, Leodécio Segundo, Sávio Nascimento e Vinícius Teixeira, por todos os momentos incríveis compartilhados, pelo apoio inigualável, por acreditarem e estarem presentes ao longo desses anos, graças à vocês foi mais leve.

Agradeço também à Lucas Sousa, Eduarda Reis, Karísyá Temóteo, Mayara Sousa, Raul Plassman por serem inspiração e dividirem vários momentos comigo, tornando meus dias mais amáveis e alegres.

À Vívian Lima, por todo o amor, compreensão e amizade, por ter me mostrado que é possível existir um elo tão inabalável, sincero e bonito nesse mundo.

À Daniel Teixeira, pelo imenso apoio, amor e cuidado ao longo de tantos anos, por acreditar sempre em mim e por ter tornado o caminho inúmeras vezes menos difícil e mais bonito.

Agradeço à todos os professores que, durante a graduação, colaboraram com a minha aquisição de conhecimento não apenas técnica, mas também de vida, me proporcionando novas visões enriquecedoras.

Ao professor Arthur Callado, pela orientação, conversas, conselhos e confiança em meu potencial para levar este projeto adiante.

Ao professor Paulo Armando, também pela orientação e dedicação à este projeto.

À banca, pela disposição, entusiasmo e zelo por este trabalho.

À FUNCAP, por fomentar este e diversos outros projetos oriundos de bolsas, proporcionando uma vivência acadêmica extremamente importante e enriquecedora.

À todos que, de alguma forma, me ajudaram a chegar aqui.

“Não é na resignação, mas na rebeldia em face das injustiças que nos afirmaremos.”

(Paulo Freire)

RESUMO

O hábito de monitorar crianças é uma prática bastante comum e que se estende para além de costumes culturais, sendo uma atividade de extrema importância para o cuidado da saúde da criança. Em conjunto com avanços tecnológicos, esse hábito ganhou novas ferramentas a fim de torná-lo mais eficiente, como as populares babás eletrônicas. Entretanto, apesar das inúmeras práticas de cuidado, a morte prematura de crianças durante seus primeiros meses de vida de ainda é recorrente. Assim, a fim atuar de maneira mais presente no processo de monitoramento infantil a partir de sinais vitais e atividades, assim como também possibilitar ações interventivas de forma eficiente e rápida em situações que possam denotar risco, o presente trabalho realizou a construção de um protótipo de sistema de monitoramento infantil em tempo real. A partir do desenvolvimento do sistema, foi realizada uma análise de desempenho, buscando observar como ele se comporta em algumas situações da rotina de um monitoramento. Foi observado que o sistema apresentou um ótimo desempenho, cumprindo o objetivo principal do trabalho.

Palavras-chave: Avaliação de Riscos. Computação ubíqua. Monitoramento.

ABSTRACT

The habit of monitoring children is a very common practice that goes beyond cultural customs, being an extremely important activity for the child's health care. Along with technological advances, this habit has gained new tools in order to make it more efficient, such as the popular baby monitors. However, despite the numerous care practices, the premature death of children during their first months of life is still recurrent. Thus, in order to act more presently in the child monitoring process based on vital signs and activities, as well as enabling interventional actions efficiently and quickly in situations that may denote risk, this work carried out the construction of a prototype of real-time child monitoring system. From the development of the system, a performance analysis was carried out, seeking to observe how it behaves in some routine monitoring situations. It was observed that the system presented an excellent performance, fulfilling the main objective of the work.

Keywords: Monitoring. Risk assessment. Ubiquitous computing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo de Sistemas Embarcados.	22
Figura 2 – Modelo de arquitetura de sistemas vestíveis proposto por Lukowicz <i>et al.</i> (2004).	24
Figura 3 – Visão geral do sistema de monitoramento.	28
Figura 4 – Arquitetura do sistema de monitoramento.	29
Figura 5 – NodeMCU ESP8266.	30
Figura 6 – Sensor oxímetro MAX30100.	31
Figura 7 – Módulo sensor MPU-6050.	31
Figura 8 – Protótipo desenvolvido para o sistema.	32
Figura 9 – Protótipo desenvolvido para o sistema.	33
Figura 10 – Diagrama de casos de uso do sistema embarcado do sistema de monitoramento.	34
Figura 11 – Ilustração do algoritmo do Filtro Complementar.	35
Figura 12 – Bibliotecas utilizadas no algoritmo do sistema.	37
Figura 13 – Funções utilizadas na leitura do sensor oxímetro MAX30100.	37
Figura 14 – Trecho de código da implementação do Filtro Complementar.	37
Figura 15 – Tela de configuração dos dados coletados no ThingSpeak.	38
Figura 16 – Configuração do canal na área Private View.	39
Figura 17 – Configuração do canal na área API Keys.	39
Figura 18 – Trecho de código da implementação da função de atualização do servidor ThingSpeak.	39
Figura 19 – Telas do aplicativo desenvolvido.	40
Figura 20 – Tela da configuração da comunicação com o servidor ThingSpeak.	41
Figura 21 – Fluxograma do sistema de monitoramento.	42
Figura 22 – Trecho de código da implementação da função que simula valores que representam situações de risco.	47
Figura 23 – Exemplos de cenários do sistema local.	48
Figura 24 – Exemplos de cenários do sistema em nuvem.	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros de alerta do sistema SML.	18
Tabela 2 – Tabela comparativa entre os trabalhos relacionados e o trabalho proposto. . .	19
Tabela 3 – Tabela de recursos e suas respectivas características.	31
Tabela 4 – Relação entre os sensores e dados obtidos a partir deles.	33
Tabela 5 – Relação entre as condições e seus respectivos níveis de alerta.	36
Tabela 6 – Especificações do computador pessoal utilizado.	43
Tabela 7 – Especificação dos números de experimentos para cada cenário.	46
Tabela 8 – Tabela de resultados dos experimentos dos cenários 1 a 8 no sistema local. . .	48
Tabela 9 – Tabela de resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema local.	49
Tabela 10 – Tabela de resultados dos experimentos dos cenários 1, 6, 7 e 8 no sistema conectado à nuvem.	50
Tabela 11 – Tabela de resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema conectado à nuvem.	50
Tabela 12 – Matriz de confusão dos resultados dos cenários 1 a 8 no sistema local. . . .	53
Tabela 13 – Tabela da média dos resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema local.	53
Tabela 14 – Matriz de confusão dos resultados dos cenários 1, 6, 7 e 8 no sistema conectado à nuvem.	54
Tabela 15 – Tabela da média dos resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema conectado à nuvem.	54

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivos	15
<i>1.1.1</i>	<i>Objetivo Geral</i>	<i>15</i>
<i>1.1.2</i>	<i>Objetivos Específicos</i>	<i>15</i>
2	TRABALHOS RELACIONADOS	17
2.1	Sistema para Monitoramento Remoto dos Sinais Vitais de um Bebê	17
2.2	SML - Uma solução para prevenção da morte súbita infantil	17
2.3	Tabela Comparativa	19
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
3.1	Monitoramento de sinais vitais	20
3.2	Sistemas embarcados	21
3.3	Sistemas vestíveis	23
<i>3.3.1</i>	<i>Arquitetura de sistemas vestíveis</i>	<i>24</i>
<i>3.3.2</i>	<i>Sistemas vestíveis e saúde</i>	<i>25</i>
3.4	Síndrome da Morte Súbita do Lactente	26
4	SISTEMA DE MONITORAMENTO INFANTIL	28
5	METODOLOGIA	30
5.1	Construção do protótipo	30
<i>5.1.1</i>	<i>Componentes</i>	<i>30</i>
<i>5.1.2</i>	<i>Protótipo</i>	<i>32</i>
5.2	Especificações do sistema	32
<i>5.2.1</i>	<i>Definição das especificações para coleta de dados</i>	<i>33</i>
<i>5.2.2</i>	<i>Definição dos parâmetros para análise de dados e geração de alertas</i>	<i>35</i>
5.3	Implementação do algoritmo de coleta e análise de dados	36
5.4	Implementação da comunicação com a plataforma ThingSpeak	38
5.5	Implementação da aplicação Android	40
5.6	Fluxograma de funcionamento	41
6	EXPERIMENTOS	43
6.1	Definição dos cenários para experimentos	43
<i>6.1.1</i>	<i>Sistema local</i>	<i>43</i>

6.1.2	<i>Sistema conectado à nuvem</i>	45
6.2	Realização dos experimentos	46
6.2.1	<i>Esquema de simulação de situações de risco</i>	46
6.3	Análise de desempenho	47
6.3.1	<i>Sistema local</i>	47
6.3.2	<i>Sistema conectado à nuvem</i>	48
7	RESULTADOS E DISCUSSÕES	52
7.0.1	<i>Sistema local</i>	52
7.0.2	<i>Sistema conectado à nuvem</i>	54
8	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	56
	REFERÊNCIAS	58

1 INTRODUÇÃO

Com a evolução da Tecnologia da Informação e Comunicação (TIC) e o processo de miniaturização de componentes eletrônicos, os sistemas computacionais passaram não apenas a serem ferramentas básicas em diversas áreas de conhecimento, mas também a se fazerem cada vez mais presentes em atividades comuns do dia a dia, como a computação pervasiva se propõe. Diversos ramos ganharam uma nova roupagem dada a incorporação de fundamentos de TIC a seus procedimentos usuais, sendo a área da saúde um dos principais alvos. O conceito de e-health tem sido amplamente adotado e pode ser definido como a utilização de internet e outros mecanismos de TIC nos procedimentos médicos, como assistência, diagnósticos e tratamento (FIGUEROA, 2018).

Nos últimos anos, a assistência médica vem sendo alvo de implementações de sistemas de monitoramento e, com isso, desempenhando um novo papel no que diz respeito ao trabalho realizado com os pacientes, como coleta de dados e diagnóstico. Essa nova abordagem de monitoramento, que surge em conjunto com tecnologias como computação pervasiva e internet das coisas, é capaz de fornecer uma forma não invasiva e mais versátil de realizar o monitoramento.

O hábito de monitorar crianças é uma prática bastante comum, principalmente quando se encontram na fase da primeira infância, período que compreende seus 6 (seis) primeiros anos (BRASIL, 2019), tendo em vista que é uma fase onde as crianças demandam mais cuidado e atenção. Ainda que essas práticas de cuidado sejam bastante recorrentes, pesquisas indicam que vários países manifestam notáveis taxas de mortes prematuras de crianças durante seus primeiros meses de vida, que variam desde problemas decorrentes da gestação a causas desconhecidas (TEDESCO, 2016).

A Morte Súbita Infantil Inesperada (SUID, do inglês *Sudden Unexpected Infant Death*) é a denominação que se dá a mortes súbitas e inesperadas, de forma que podem possuir explicação ou não, que ocorrem durante o primeiro ano de vida de uma criança. Investigações apontam como causas da SUID asfixia, infecção, aprisionamento, ingestão de tóxicos, doenças metabólicas, arritmias ou traumas, sejam acidentais ou não (NEVES, 2011).

Dentro deste escopo, encontra-se a Síndrome de Morte Súbita do Lactente (SMSL), que se caracteriza como a morte súbita e inexplicável de um lactente que aparenta estar saudável, onde a causa da morte não consegue ser devidamente diagnosticada. Diversas recomendações foram sugeridas para ajudar no combate a esta síndrome, desde cuidados durante a gravidez,

como evitar consumo de bebidas alcoólicas e cigarro, a evitar agasalhar em excesso o bebê e evitar colocá-lo de bruços para dormir (NUNES, 2000). Entretanto, apesar de as estatísticas de SMSL terem diminuído em anos recentes, ela ainda é uma das principais causas de óbito em bebês de até um ano de idade.

Buscando atuar de maneira mais presente no processo de monitoramento de sinais vitais e atividades, assim como também possibilitar ações interventivas de forma eficiente e rápida em situações que possam denotar risco, o presente trabalho propõe um sistema de monitoramento infantil em tempo real. De forma que esse sistema, através da coleta de sinais vitais e atividades, é capaz de exibir informações em tempo real, identificando, também, situações de risco e alertando pais/cuidadores via aplicação móvel.

Deste modo, espera-se colaborar na evolução dos processos de assistência médica e monitoramento de sinais vitais remotamente. Além disso, visa-se proporcionar um acesso à informações médicas básicas sobre a saúde da criança de forma clara e compreensível para pessoas leigas, assim como também contribuir com os estudos sobre a SMSL.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho tem como objetivo geral desenvolver um sistema de monitoramento infantil em tempo real para crianças de até 1 (um) ano de idade que atue de forma autônoma e, a partir da análise dos dados coletados, disponibilize essas informações em uma aplicação Android. Também, a partir disso, investigar se o sistema é capaz de identificar situações que podem denotar a ocorrência da Síndrome da Morte Súbita do Lactente, o que pode contribuir positivamente nos estudos sobre a síndrome.

1.1.2 Objetivos Específicos

A fim de realizar o objetivo principal, foram elaborados os seguintes objetivos específicos:

- Desenvolver dispositivo vestível infantil equipado de um sistema embarcado capaz de realizar a coleta e análise sobre os dados, executando um monitoramento de sinais vitais;
- Realizar os processos de coleta e análise em tempo real;
- Identificar situações de risco com base na análise dos sinais vitais;

- Desenvolver aplicativo Android responsável por receber os dados coletados pelo sistema e exibi-los de forma clara em tempo real, bem como emitir alertas quando uma situação de risco for detectada.

O restante deste trabalho está organizado da seguinte maneira. O capítulo 2 mostra os trabalhos relacionados a este. O capítulo 3 traz a fundamentação teórica, onde é abordada a base conceitual que alicerça este trabalho. No capítulo 4 são apresentados aspectos acerca da arquitetura do sistema desenvolvido, enquanto no capítulo 5 são destrinchados os procedimentos referentes à metodologia adotada para o desenvolvimento do projeto. O capítulo 6 descreve os experimentos realizados, com seus cenários e definições, e no capítulo 7 é discorrido sobre os resultados obtidos no processo de experimentação. Por fim, o capítulo 8 sintetiza a pesquisa com suas conclusões e trabalhos futuros.

2 TRABALHOS RELACIONADOS

Nesta seção são apresentados alguns trabalhos que estão relacionados ao projeto realizado no presente trabalho.

2.1 Sistema para Monitoramento Remoto dos Sinais Vitais de um Bebê

Tedesco (2016) apresenta um sistema de monitoramento de recém nascidos que utiliza de tecnologia vestível para realizar a mensuração dos sinais vitais, bem como do conceito de Internet das Coisas para estabelecer sua estrutura. Seu objetivo é, além de executar o monitoramento de temperatura, frequência cardíaca e movimentos da criança de modo contínuo e em tempo real, disponibilizar essas informações em um aplicativo móvel, que também é capaz de emitir alertas quando os sinais vitais não se encontram nos padrões considerados normais.

O sistema conta com um dispositivo vestível que consiste de sensores, bateria, microcontrolador e módulo de comunicação acoplados a uma faixa abdominal, um servidor web e uma aplicação Android. A faixa abdominal é responsável pela coleta e transmissão de dados, realizada pelo módulo de comunicação via protocolo HTTP, ao servidor, que os armazena. Dessa forma, o aplicativo se comunica com o servidor, buscando e exibindo esses dados ao usuário por meio de textos e gráficos.

As principais diferenças entre o trabalho de Tedesco (2016) e este são as plataformas e a quantidade de sinais vitais a ser monitorada, visto que Tedesco (2016) trabalha com três sinais, enquanto o sistema proposto neste projeto visa lidar com uma variedade um pouco maior, quatro sinais.

2.2 SML - Uma solução para prevenção da morte súbita infantil

Em Souza (2017) é proposto um sistema embarcado de monitoramento do sono de recém-nascidos, Sistema de Monitoramento do Lactente (SML), cujo objetivo é atuar na detecção e prevenção da Síndrome da Morte Súbita do Lactente. Para isso, o sistema desenvolvido realiza o monitoramento de posições, respiração, frequência cardíaca e nível de saturação de oxigênio no sangue da criança. Com base na análise desses dados, o SML é capaz de emitir alertas, a partir de um aplicativo móvel, indicando se a criança está em uma situação de risco para os pais e/ou cuidadores, bem como entrar em contato com autoridades de saúde.

O SML é constituído por um módulo capaz de coletar os sinais vitais da criança e

analisar se eles se encontram no padrão considerado normal; caso alguma anormalidade seja identificada, alertas são emitidos ao aplicativo conectado ao sistema. Em situações que mostram um grau de risco maior, também são emitidos alertas a um sistema de autoridades de saúde, assim como também é emitido um alerta sonoro a partir do próprio sistema embarcado, a fim de despertar a criança. A figura a seguir mostra os parâmetros em que o SML se baseia para acionar os alertas.

Tabela 1 – Parâmetros de alerta do sistema SML.

Alertas	Condições	Alertar App	Alertar autoridade de saúde	Disparar alerta sonoro
1	Bebê deitado de bruços	Sim	Não	Não
2	SpO2 <95%	Sim	Não	Não
3	SpO2 <90%	Sim	Sim	Sim
4	Frequência cardíaca <80bpm por 30 segundos	Sim	Não	Não
5	Frequência cardíaca <80bpm por 60 segundos	Sim	Sim	Sim

Fonte: Adaptado de Souza (2017).

O sistema foi desenvolvido em Java e protótipo é composto pela placa Intel® Galileo Gen 2, dois sensores, um oxímetro, um sensor sensível à força (FSR, do inglês *Force Sensitive Sensor*) e uma caixa de som. O SML utiliza o protocolo de comunicação UDP via *socket* para se comunicar com o banco de dados onde são armazenados os valores obtidos a partir da coleta. Esse protocolo foi escolhido visto que a perda de pacotes é tolerável neste trabalho, pois o envio é realizado a cada segundo e uma perda não interfere demasiadamente em seu desempenho.

Para a validação, entretanto, o protótipo não contou com o oxímetro, e sim um simulador do sensor, construído na linguagem Python, responsável por simular os valores de frequência cardíaca e nível de oxigênio no sangue. Um computador desempenhou o papel das autoridades de saúde e do aplicativo móvel, visto que o trabalho visava apenas a construção do sistema embarcado, que também contava com o banco de dados utilizado e a simulação do oxímetro. Foram realizados testes para validar se o sistema era capaz de identificar as situações de risco e emitir os alertas correspondentes, assim como também para analisar como se dava o tempo de resposta para cada situação, onde foi possível observar que o sistema apresentou um desempenho adequado.

As divergências entre o trabalho de Souza (2017) e o aqui proposto são a linguagem utilizada para a construção do sistema, que pode impactar seu desempenho, e a questão de que o sistema que propomos conta com o desenvolvimento de um dispositivo vestível, assim como coleta e análise de mais sinais vitais, a fim de tornar ainda mais eficiente o diagnóstico

e identificação de situações de risco; o que pode impactar em uma análise mais ampla do que acontece na ocorrência da SMSL.

2.3 Tabela Comparativa

O tabela abaixo elenca os principais pontos de ambos os trabalhos. Nela é possível observar que os trabalhos, de uma maneira geral, apresentam similaridades nos principais conceitos. Souza (2017), entretanto, não aposta em uma tecnologia vestível, e Tedesco (2016) não analisa um dos principais sinais vitais que determinam situações de risco atualmente, a saturação sanguínea.

Tabela 2 – Tabela comparativa entre os trabalhos relacionados e o trabalho proposto.

-	Tedesco (2016)	Souza (2017)	Trabalho proposto
Tecnologia vestível	Sim	Não	Sim
Emissão de alertas	Sim	Sim	Sim
Análise de nível de saturação de oxigênio no sangue	Não	Sim	Sim

Fonte: Elaborado pela autora.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta seção apresenta os principais conceitos utilizados para o desenvolvimento do projeto aqui proposto.

3.1 Monitoramento de sinais vitais

Sinais vitais são algumas das variáveis mais importantes do processo de monitoramento. A partir de sua mensuração é possível acompanhar o progresso de um paciente, pois permite a identificação da melhora do quadro, assim como também a detecção de situações adversas (LOCKWOOD *et al.*, 2004). A literatura médica apresenta distintos conjuntos de sinais vitais considerados importantes para a avaliação da saúde humana, mas há um certo padrão de sinais normalmente utilizados (DIAS; CUNHA, 2018).

Dias e Cunha (2018) identificam frequência cardíaca, pressão arterial, frequência respiratória, saturação de oxigênio no sangue e temperatura corporal como os cinco sinais vitais fundamentais para avaliar o quadro de saúde de um paciente. Já Lockwood *et al.* (2004) apontam que os sinais vitais tradicionalmente consistem em pressão arterial, temperatura corporal, frequência cardíaca e frequência respiratória, mas citam a oximetria de pulso como a adição mais comumente recomendada a esses parâmetros.

A frequência cardíaca (FC) é um sinal vital padrão e é amplamente utilizado no dia a dia, seja por questões médicas ou em atividades físicas. O seu monitoramento é capaz de fornecer informações sobre o ciclo cardíaco do paciente, indicando quando há perturbações ou não. Ela pode ser medida através dos sinais eletrocardiograma (ECG) e fotopletismografia (PPG) e a análise de sua variância é muito utilizada a fim de entender o estado de saúde cardiovascular (DIAS; CUNHA, 2018).

A pressão arterial (PA) indica a pressão sanguínea na parede arterial, sendo considerada, assim, como o parâmetro cardiopulmonar mais importante. A partir da análise da PA conseguimos informações sobre o fluxo sanguíneo e o fornecimento de oxigênio sanguíneo. Seu monitoramento contínuo ajuda no controle da tensão arterial elevada (hipertensão), assim como também ajuda na prevenção de doenças cardiopulmonares (DIAS; CUNHA, 2018). Lockwood *et al.* (2004) também aponta que a PA deve ser medida em posição de repouso, a fim de obter uma mensuração mais precisa.

A temperatura corporal (TC) é um parâmetro comumente utilizado em nosso cotidi-

ano para verificar condições de saúde e é consequência do processo de equilíbrio de produção e perda de calor no corpo. Realizar a medição da TC é importante visto que algumas funcionalidades do corpo podem ser afetadas em altas temperaturas (DIAS; CUNHA, 2018).

A frequência respiratória (FR) é um parâmetro muito importante no monitoramento de pacientes, visto que é uma informação precisa e se mostra importante em várias circunstâncias clínicas, tratando-se de um dos principais preditores de situações prejudiciais como paradas cardíacas. Seu monitoramento é fundamental para a detecção de doenças respiratórias e é especialmente importante em crianças que possuem doenças pulmonares, sendo realizado de forma contínua. Esse parâmetro geralmente é calculado a partir da forma de onda que descreve a variação do volume torácico nos processos de respiração e inspiração (DIAS; CUNHA, 2018).

A saturação de oxigênio no sangue é uma informação vital muito relevante na observação do quadro de saúde e pode ser obtida de forma simples utilizando as tecnologias de fotopletismografia (PPG) e oximetria de pulso. Com o método de PPG é possível medir a saturação de oxigênio no sangue analisando a forma de onda que reflete a variação dos vasos sanguíneos, que é obtida a partir da medição de duas formas de onda. Já os princípios de oximetria permitem estipular a quantidade de oxigênio transportada pelas células sanguíneas por meio de uma taxa percentual, onde o padrão de normalidade é o intervalo de 95%-100% (DIAS; CUNHA, 2018).

Dessa forma, este trabalho visa utilizar os sinais vitais que melhor se adequem ao propósito do projeto como parte do sistema de monitoramento baseado em sistema embarcado, cujo conceito e principais características serão abordados a seguir.

3.2 Sistemas embarcados

A definição de sistema embarcado pode se mostrar um pouco fluida e difícil de determinar de forma precisa, já que está diretamente ligada a avanços tecnológicos e custo de componentes de hardware e software (NOERGAARD, 2005). Noergaard (2005) define sistema embarcado como um sistema computacional que difere de computadores pessoais ou supercomputadores por ser um sistema de funcionalidade específica.

Marwedel (2006) descreve sistemas embarcados como sistemas de processamento de informação que estão acoplados a produto ou sistema maior e comumente não se mostram visíveis aos usuários; apontando, também, a influência das computações ubíqua e pervasiva e da tecnologia de ambientes inteligentes como três áreas que possibilitaram a origem dos sistemas

embarcados.

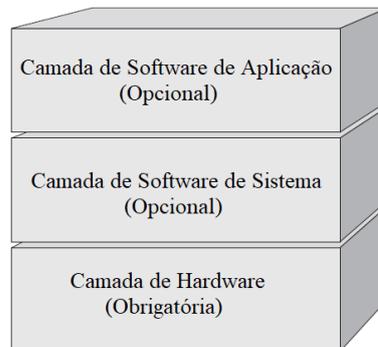
Dessa forma, é possível definir as principais características de sistemas embarcados como as seguintes:

1. Geralmente sistemas embarcados se utilizam de sensores para coletar informações e atuadores para realizar ações e controlar o ambiente (MARWEDEL, 2006);
2. São sistemas computacionais cujo grau de requisitos de qualidade e confiabilidade é maior do que em outros sistemas (NOERGAARD, 2005);
3. Devem ser dedicados a uma funcionalidade específica (MARWEDEL, 2006);
4. Possuem maior limitação em termos de funções de hardware e/ou software. Limitações hardware podem significar limitações no processamento, consumo de energia, memória, entre outros; em software, estão associadas a aplicações limitadas, nenhum sistema operacional (SO) ou um SO limitado ou menos abstração em nível de código (NOERGAARD, 2005).

Em Noergaard (2005) é apresentado o Modelo de Sistemas Embarcados, mostrado na Figura 1, como principal ferramenta de arquitetura para mostrar os principais componentes utilizados no desenvolvimento de sistemas embarcados. Esse modelo especifica o que todos os sistemas embarcados possuem, em uma visão de alto nível.

Faz-se obrigatória a existência de pelo menos uma camada, a de hardware, que se refere a todos os componentes físicos que compõem a placa embutida. As camadas de software de sistema e aplicação possuem todo o software processado pelo sistema embarcado (NOERGAARD, 2005).

Figura 1 – Modelo de Sistemas Embarcados.



Fonte: Adaptado de Noergaard (2005).

Essas características de sistemas embarcados permitem a sua aplicação em diversas áreas, de eletrodomésticos a sistemas de telecomunicação. Marwedel (2006) aponta que sua utilização em sistemas médicos pode potencializar o serviço clínico, valendo-se do processamento de informações de equipamentos médicos.

Este trabalho irá utilizar os conceitos e características aqui apresentados para desenvolver um sistema embarcado com a finalidade de monitoramento médico, implementando não apenas a camada de hardware, mas também as camadas de software de sistema e aplicação, pois são essenciais para o sistema proposto.

3.3 Sistemas vestíveis

Atualmente os sistemas móveis usuais possuem sua interação com o sistema regida pelo conceito de Interação Humano-Computador (IHC), geralmente utilizando-se das mãos para isto, o que limita o usuário em sua interação com o sistema computacional e o ambiente, não podendo realizá-los simultaneamente. Os sistemas vestíveis trazem uma abordagem diferente a essa interação. O usuário não apenas é capaz de interagir, simultaneamente, com o sistema e o ambiente, mas o sistema também é capaz de interagir diretamente com o ambiente, o que permite que ele possa fazer uma mediação na interação entre usuário e ambiente (LUKOWICZ *et al.*, 2004).

O desenvolvimento de sistemas vestíveis está inteiramente associado a quatro questões principais (LUKOWICZ *et al.*, 2004):

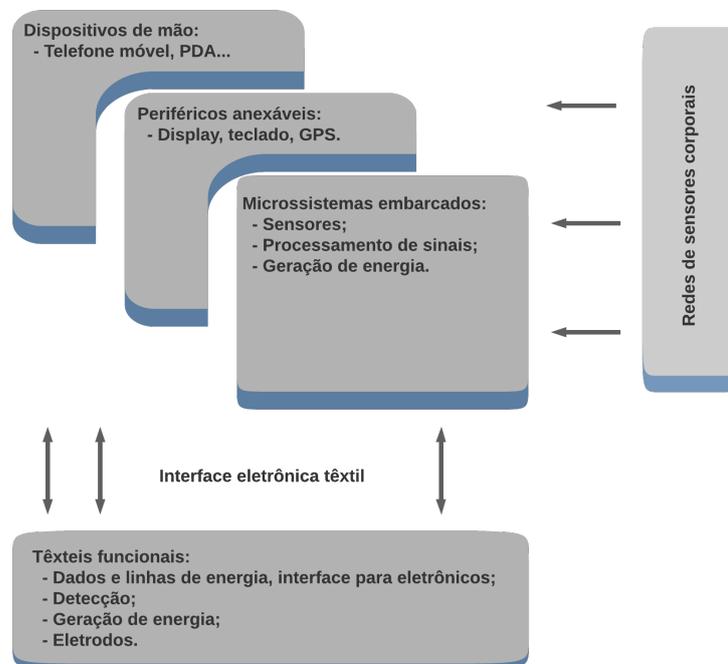
1. O sistema deve contar com uma variedade de sensores que sejam capazes de interagir com o ambiente e com o usuário, que é chamado de consciência do contexto;
2. A interação do usuário deve ser realizada com o mínimo de esforço cognitivo possível e sem utilizar, ou utilizar pouco, as mãos;
3. O sistema deve ser capaz de realizar suas atividades com o mínimo de interação humana, usando as interpretações do contexto;
4. O sistema deve estar perfeitamente acoplado ao equipamento que o usuário irá utilizar, sem interferir em suas ações ou afetar sua aparência.

3.3.1 Arquitetura de sistemas vestíveis

Levando em consideração que o conceito de sistemas vestíveis é bastante amplo, embora relativamente novo, em Lukowicz *et al.* (2004) é elaborado um modelo de arquitetura. Tais sistemas englobam as mais diversas aplicações, o que acarreta em diferentes tecnologias e dispositivos a serem utilizados, bem como diversas funções que podem vir a desempenhar. Dessa forma, a dinâmica organizacional de um sistema vestível também varia. Por exemplo, dois diferentes sistemas podem utilizar a medição de temperatura para determinada atividade e embora seja o mesmo dado a ser medido, um sistema pode optar por realizar a medição via oral e o outro via axilar; essa escolha é definida de acordo com a elaboração do sistema e cada abordagem exige diferentes equipamentos, análises e localizações no dispositivo vestível.

O modelo de arquitetura elaborado em Lukowicz *et al.* (2004) possui quatro camadas e busca descrever as principais noções a cerca desses sistemas e apresentar as tecnologias mais relevantes em seu desenvolvimento. Na Figura 2 é possível observar as camadas, que são: têxteis funcionais, microsistemas embarcados, periféricos anexáveis e dispositivos de mão.

Figura 2 – Modelo de arquitetura de sistemas vestíveis proposto por Lukowicz *et al.* (2004).



Fonte: Adaptado de Lukowicz *et al.* (2004).

Peças de vestuário estão diretamente ligadas ao desenvolvimento de sistemas vestíveis, mas a arquitetura desenvolvida em Lukowicz *et al.* (2004) vai além e se utiliza do conceito

de têxteis funcionais e uma nova tecnologia de interconexão que busca tornar sensores, linhas de conexão e energia, entre outros, parte da roupa. As tecnologias têxteis se mostram uma ótima alternativa visto que possibilitam que a infraestrutura de comunicação e os sensores possam estar presentes das mais diversas formas e nos mais diversos tipos de roupa.

Microsistemas embarcados são importantes no contexto de desenvolvimento de sistemas vestíveis visto que existe uma ligação direta entre sensores e peças de roupa utilizadas pelo usuário. Faz parte desse processo a integração entre as roupas e componentes eletrônicos, não apenas têxteis funcionais. Esses microsistemas também permitem um pré-processamento e análise de dados de dados e a construção de uma autonomia do sistema desenvolvido (LUKOWICZ *et al.*, 2004).

Devido às características dos periféricos, como variar a cada dispositivo ou componente e não serem adequados para o manuseio cotidiano de roupas, como limpeza e lavagem, eles pertencem à camada chamada de periféricos anexáveis. Basicamente, eles estão relacionados a peças específicas de roupa ou acessórios onde podem ser anexados. Já a camada de dispositivos de mão aborda a ideia de que o conceito de sistemas vestíveis também pode ser aplicado a acessórios de bolsa ou de bagagem de mão, devido a sua característica de não dispor de interfaces e sistemas de alimentação volumosos (LUKOWICZ *et al.*, 2004).

3.3.2 *Sistemas vestíveis e saúde*

As propriedades de um sistema vestível o tornam atrativo para diversas aplicações nas mais diversas áreas. A saúde se mostra uma das áreas mais visadas para sua utilização e as aplicações vão desde tratamento móvel até monitoramento. O conceito de Dispositivos de Saúde Vestíveis (DSV) surgiu por volta da década de 1990 e pôs o indivíduo enquanto cidadão no centro do processo de prestação de cuidados de saúde, de forma que instigasse o interesse das pessoas acerca de seu estado de saúde, melhorando a qualidade de seu atendimento e também usufruindo de novas tecnologias (DIAS; CUNHA, 2018).

Os DSVs permitem que o processo de monitoramento de sinais vitais seja realizado continuamente no dia a dia (em casa, no trabalho ou durante atividades físicas) ou em ambientes hospitalares, sem prejudicar as atividades realizadas pelo usuário do dispositivo e apresentando o mínimo de desconforto, visto que não utiliza aparelhos médicos. A utilização desses dispositivos permite a realização de um monitoramento ambulatorial por dias e/ou semanas e longe de ambientes hospitalares, o que possibilita a aquisição de sinais vitais durante atividades cotidianas,

assegura um melhor suporte no processo de diagnóstico médico, assim como também ajuda em uma recuperação melhor e mais rápida de alguma lesão ou intervenção médica (DIAS; CUNHA, 2018).

O projeto aqui proposto visa construir um dispositivo vestível cujas características sejam embasadas no conceito aqui mostrado, seguindo as quatro questões associadas ao desenvolvimento de sistemas vestíveis e utilizando o conceito arquitetural de microssistemas embarcados para definir as funcionalidades do sistema e as tecnologias a serem utilizadas.

3.4 Síndrome da Morte Súbita do Lactente

A Síndrome da Morte Súbita do Lactente é definida como a morte súbita e repentina de crianças com menos de 1 (um) ano de idade, cuja causa é desconhecida, mesmo após investigações do local de óbito, exame físico e necrópsia (NUNES, 2000). O avanço mais importante, até então, foi a descoberta de que a ocorrência da morte se dá durante o sono. Evidências científicas também indicam que o hábito de deitar a criança de bruços pode triplicar o risco de ocorrência da SMSL. Tal descoberta findou em diversas campanhas nacionais e internacionais indicando a posição supina (de barriga para cima) como a ideal para bebês (MATOSO, 2020).

Matoso (2020) também mostra que no Brasil, em 2012, foram registrados 207 óbitos por SMSL, onde 56 destes ocorreram no Nordeste. A síndrome se mostra como a principal causa de mortalidade infantil depois dos 30 primeiros dias de vida da criança nos Estados Unidos, apresentando uma taxa de 53,9 mortes por 100.000 nascidos vivos. E Nunes (2000) aponta que há evidências, observadas em estudos realizados no estado do Rio Grande do Sul, de subdiagnósticos dos casos, portanto nem sempre são incluídos em estatísticas oficiais.

Matoso (2020) fala que existem algumas explicações fisiológicas que elencam fatores de risco que influenciam na ocorrência da síndrome. Entre eles estão o superaquecimento por agrupamento excessivo, a posição prona, infecções virais do trato respiratório superior, tabagismo parental e problemas decorridos de complicações no parto.

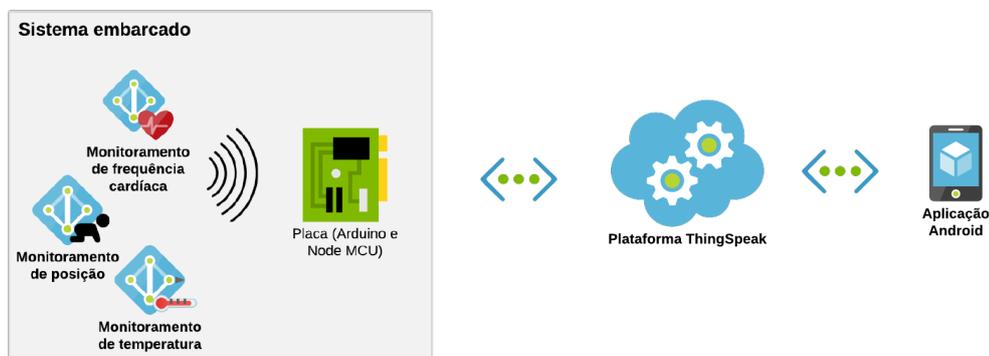
As principais medidas preventivas adotadas são manter recém-nascidos em ambientes livres de cigarro durante a gestação e após o nascimento, não cobrir a cabeça do recém-nascido durante o sono e a adoção da posição supina para dormir. Em casos onde a criança possui refluxo ou outras condições que impossibilitem a adoção da posição supina, deve ser adotada a posição de decúbito lateral.

Tendo como base as principais características que permeiam a ocorrência da SMSL, o trabalho aqui proposto visa investigar como o monitoramento de sinais e atividades pode contribuir na detecção e prevenção da síndrome.

4 SISTEMA DE MONITORAMENTO INFANTIL

Este trabalho propõe um sistema de monitoramento infantil, que será composto por um sistema embarcado em um dispositivo vestível responsável por captar os sinais vitais e os movimentos da criança, assim como fazer a análise dos dados e identificar padrões anormais, e uma aplicação Android, que mostrará os dados monitorados em tempo real, emitirá alertas quando esses dados se mostrarem fora de seus respectivos padrões e exibirá possíveis diagnósticos traçados a partir de sintomas encontrados a partir da coleta de dados. A figura abaixo mostra a visão geral do funcionamento do sistema.

Figura 3 – Visão geral do sistema de monitoramento.



Fonte: Elaborado pela autora.

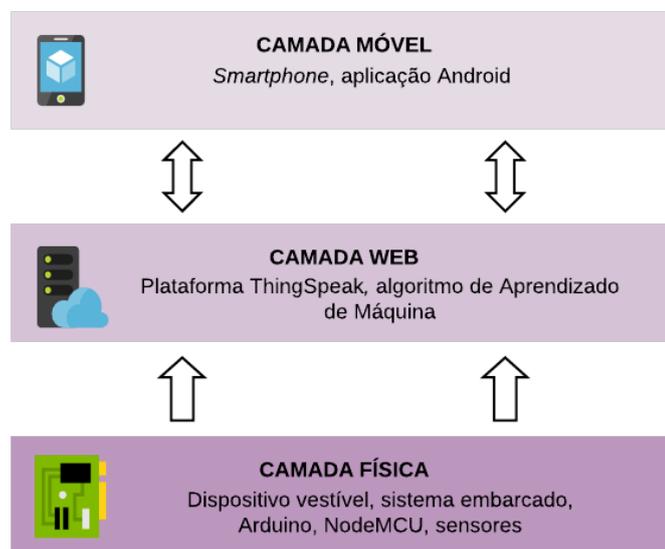
Para isto, foi idealizada uma arquitetura composta por três camadas, como mostra a Figura 4, denominadas: Camada Física, Camada Web e Camada Móvel. Cada camada possui diferentes características e funcionalidades e elas se interligam por meio de diferentes interfaces de comunicação. A partir da integração entre elas é possível construir um sistema com desempenho e funções mostrados na Figura 3. De acordo com essa divisão, podemos especificar as camadas da seguinte forma:

- **Camada Física:** Corresponde ao sistema embarcado no dispositivo móvel, onde estarão os sensores e módulos responsáveis por medir temperatura, frequência cardíaca e nível de oxigênio no sangue e identificar a posição do bebê. Essa camada se comunica diretamente com a Camada Web a partir do envio dos dados via *wi-fi* para a plataforma de serviço em nuvem ThingSpeak.
- **Camada Web:** Essa camada se comunica com as restantes, recebendo dados da Camada Física e enviando e recebendo dados da Camada Móvel. É composta pela plataforma ThingSpeak, onde os dados serão analisados, gerenciados, utilizados

pelo algoritmo de Aprendizado de Máquina e enviados para a aplicação Android.

- **Camada Móvel:** Essa é a camada com a qual o usuário final terá contato. Ela é composta pela aplicação Android, onde poderão ser visualizadas em tempo real informações sobre o bebê, emitirá alertas, quando necessário, e identificará um possível diagnóstico com base nas informações coletadas. Essa camada se comunica com a Camada *Web*, enviando solicitações e recebendo as informações obtidas a partir do sistema embarcado.

Figura 4 – Arquitetura do sistema de monitoramento.



Fonte: Elaborado pela autora.

5 METODOLOGIA

Nesta seção serão abordadas as etapas empregadas para o desenvolvimento do sistema de monitoramento, que vão desde a construção do protótipo aos experimentos realizados.

5.1 Construção do protótipo

A fim de validar a proposta e as funcionalidades do projeto, foi idealizado e criado um protótipo com componentes capazes de realizar os processos estabelecidos pela arquitetura desenvolvida.

5.1.1 Componentes

Como plataforma de desenvolvimento do sistema foi escolhida a placa NodeMCU ESP8266, que possui um módulo de rede sem fio que segue os protocolos 802.11 b/g/n, uma interface de comunicação serial-USB, regulador de tensão para 3,3V, conversor analógico-digital e onze pinos de entrada e saída (HANDSON TECHNOLOGY, 2013). A escolha se deu, principalmente, por a plataforma já possuir o módulo de rede, facilitando seu uso em aplicações que utilizem nuvem. Seu tamanho também foi considerado importante, visto que é uma placa que não é robusta, ainda que seja amplamente usada em aplicações com as mais diversas funcionalidades.

Figura 5 – NodeMCU ESP8266.

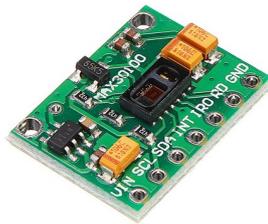


Fonte: (MINUTOS, 2019)

Os dados escolhidos para o monitoramento foram frequência cardíaca, temperatura e saturação de oxigênio no sangue, onde o protótipo estará equipado com os respectivos sensores. Para a medição da frequência cardíaca e do nível de oxigênio no sangue, será utilizado o sensor oxímetro MAX30100, mostrado na Figura 6, que atua em uma faixa de tensão entre 1,8 e 3,3V, utilizando comunicação I2C (MAXIM INTEGRATED, 2014).

Já para a medição da posição e da temperatura do bebê, foi utilizado o módulo sensor MPU-6050, mostrado na Figura 7, que possui alimentação de 3,3V, é composto por um sensor acelerômetro, giroscópio e um sensor de temperatura, e possui uma interface de comunicação I2C (INVENSENSE, 2013). A Tabela 3 elenca os recursos que serão utilizados para a construção do protótipo e suas características.

Figura 6 – Sensor oxímetro MAX30100.



Fonte: (FILIPE FLOP, 2020)

Figura 7 – Módulo sensor MPU-6050.



Fonte: (ELETROGATE, 2020)

Tabela 3 – Tabela de recursos e suas respectivas características.

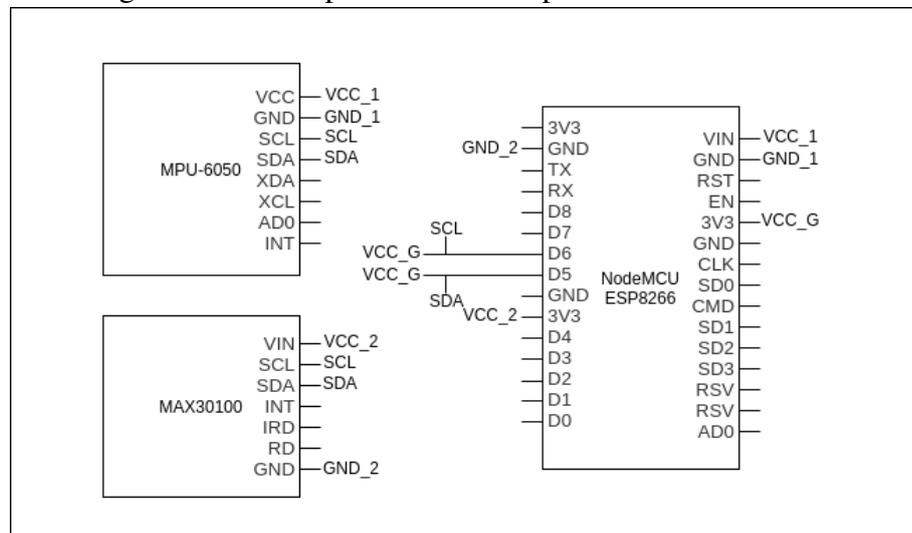
Recurso utilizado	Características
NodeMCU ESP8266	Módulo de rede sem fio 802.11 b/g/n; Interface de comunicação serial-USB; Regulador de tensão para 3,3V; Conversor analógico-digital; Onze pinos de entrada e saída.
Sensor oxímetro MAX30100	Faixa de tensão: 1,8 a 3,3V; Interface de comunicação I2C.
Módulo sensor MPU-6050	Alimentação de 3,3V; Composto por um sensor acelerômetro, gi- roscópio e um sensor de temperatura; Interface de comunicação I2C.

Fonte: Elaborado pela autora.

5.1.2 Protótipo

Com a seleção de componentes concluída, foi realizada a ligação eletrônica do sistema. A Figura 8 exibe um diagrama de blocos do sistema, composto pelo NodeMCU ESP8266 ligada aos outros componentes, onde é possível observar como eles se comunicam. Como ambos os sensores escolhidos, MPU-6050 e MAX30100, possuem interface de comunicação I2C, eles compartilham os mesmos pinos SDA e SCL, que, na ESP8266, são desempenhados pelos pinos de GPIO D5 e D6, respectivamente.

Figura 8 – Protótipo desenvolvido para o sistema.



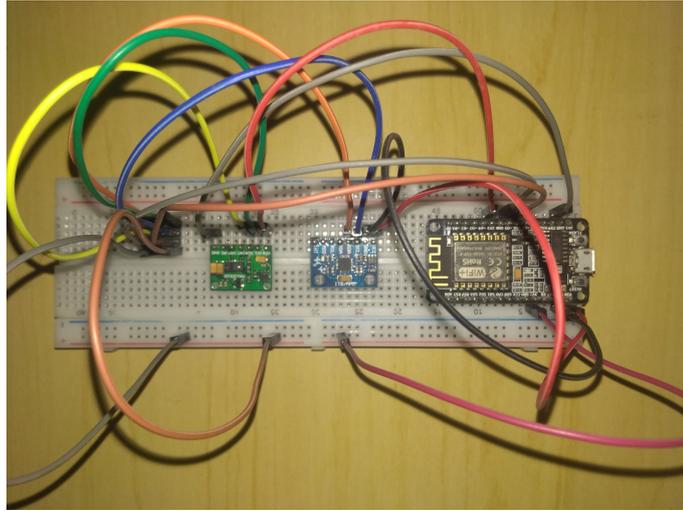
Fonte: Elaborado pela autora.

Além dos componentes citados, também foram utilizados *protoboard* e *jumpers* como componentes de suporte para montar o protótipo; a alimentação do sistema é realizada via cabo micro USB que conecta a placa a um computador pessoal. Nessa fase do projeto foi idealizado que o protótipo seja uma versão primordial, a fim de testar apenas comunicação entre sensores e plataformas, validando os processos de coleta e análise. A Figura 9 apresenta o protótipo em detalhes.

5.2 Especificações do sistema

O sistema de monitoramento conta com sete funções: coleta de dados dos sensores, análise de dados obtidos, emissão de alerta, envio e análise de dados no ThingSpeak, envio de dados para o aplicativo, exibição de informações e emissão de alertas também no aplicativo. Essas funções cobrem as atividades que o sistema deve realizar e trata tanto do sistema embarcado em

Figura 9 – Protótipo desenvolvido para o sistema.



Fonte: Elaborado pela autora.

si, como do sistema de uma forma geral, já com a aplicação móvel ligada. A Figura 10 mostra o diagrama de casos de uso do sistema, onde podemos ver que existem dois atores: o módulo de sensoriamento, que é o sistema embarcado em si, e pais/cuidadores, que interagem diretamente com o aplicativo.

5.2.1 Definição das especificações para coleta de dados

O procedimento de coleta de dados é realizado com base na leitura dos sensores que compõem o protótipo. A partir da leitura de cada sensor, temos dados que originam os sinais vitais e atividades a serem monitorados. Essa relação é ilustrada na Tabela 4.

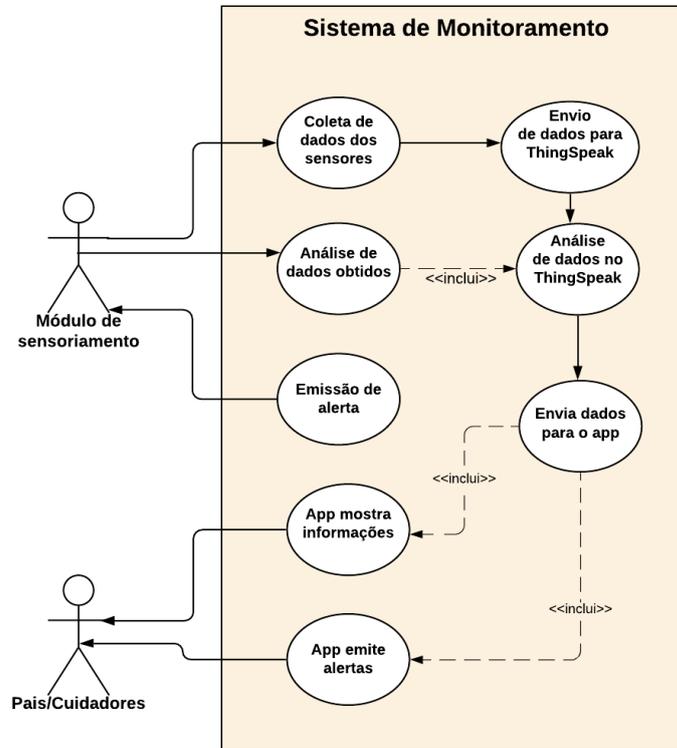
Tabela 4 – Relação entre os sensores e dados obtidos a partir deles.

Sensor	Dados obtidos do sensor	Sinal vital/Atividade
Módulo de acelerômetro e giroscópio	Ângulo de inclinação obtido a partir de: 1. Ângulo de inclinação do acelerômetro 2. Velocidade angular do giroscópio	Posição
Módulo de acelerômetro e giroscópio	Temperatura em Celsius	Temperatura
Sensor oxímetro	Percentual de saturação de oxigênio	Nível de saturação de oxigênio no sangue
Sensor oxímetro	Batimentos cardíacos por minuto	Frequência cardíaca

Fonte: Elaborado pela autora.

Dentre os sinais vitais e atividades obtidos na coleta, a posição é a única que deriva da combinação de dois atributos diferentes para fornecer a atividade a ser monitorada, visto que são usados os três eixos do módulo de acelerômetro de giroscópio. Para tratar essa informação,

Figura 10 – Diagrama de casos de uso do sistema embarcado do sistema de monitoramento.



Fonte: Elaborado pela autora.

é utilizado um filtro denominado Filtro Complementar. Ele foi proposto por Shane Colton e é modelado matematicamente pela equação abaixo (COLTON; MENTOR, 2007):

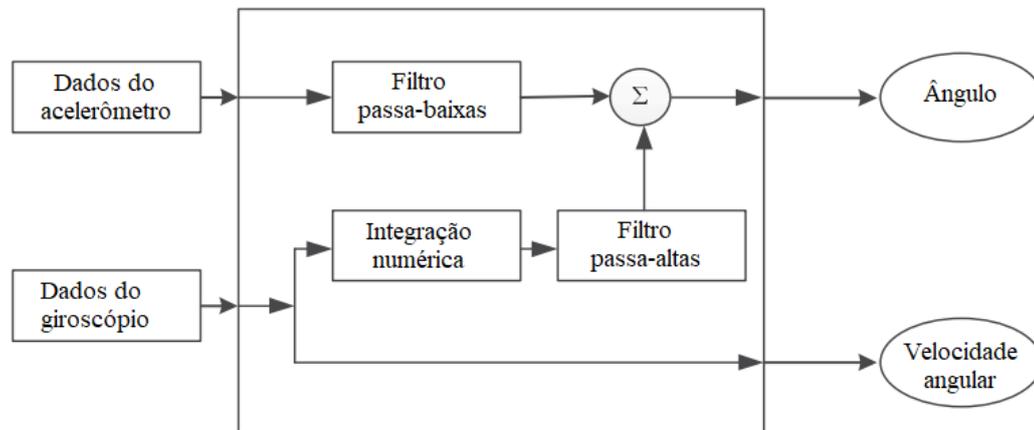
$$\theta_{Angle} = \alpha \cdot (\theta_{Angle} + \omega_{Gyro} \cdot dt) + (1 - \alpha) \cdot (\alpha_{Acc}). \quad (5.1)$$

Onde θ_{Angle} é o ângulo de inclinação, α é o coeficiente do filtro, ω_{Gyro} , a velocidade angular do giroscópio, e α_{Acc} é o ângulo obtido a partir dos dados do acelerômetro.

Esse filtro utiliza uma combinação dos filtros passa-baixas, que filtra as flutuações curtas, permitindo a passagem apenas de sinais de longa duração, e filtros passa-altas, que agem de forma oposta, filtrando os sinais estáveis ao longo do tempo e assegurando a passagem de sinais de curta duração. A partir da combinação entre os dados do giroscópio, que são precisos e menos suscetíveis à atuação de forças externas, e do acelerômetro, que trabalha evitando desvios

de dados ao longo do tempo (GUI *et al.*, 2015), esse filtro fornece um balanço equilibrado entre os eixos. Esse processo é ilustrado na Figura 11.

Figura 11 – Ilustração do algoritmo do Filtro Complementar.



Fonte: Adaptado de Gui *et al.* (2015).

5.2.2 Definição dos parâmetros para análise de dados e geração de alertas

Para realizar a análise dos dados são utilizados como base padrões de sinais vitais considerados normais para crianças de até 1 (um) ano. Quanto à posição, são consideradas como padrão todas aquelas que não sejam a posição prona (de bruços).

Para a temperatura, seguindo as métricas da Comissão da Saúde Pública de Boston (BPHC, do inglês *Boston Public Health Commission*), foi considerado o intervalo de 34,7°C a 37,6°C como sendo a temperatura corporal normal para um bebê (BOSTON PUBLIC HEALTH, 2015), sendo acima de 37,6°C ou abaixo de 34,7°C considerados como alterações que podem ser classificadas como princípios de hipertermia e hipotermia, respectivamente.

A frequência cardíaca varia conforme a idade e o condicionamento físico. Quanto menor a idade, maior sua variância. No caso de bebês, tem-se uma média que gira em torno de 120 bpm, com uma variação de 80 bpm a 160 bpm (SOUSA *et al.*, 2011). Esse valor é utilizado como padrão para a realização da análise.

Os padrões adotados para o nível de oxigênio no sangue são baseados no trabalho de Souza (2017), onde abaixo 95% já indica uma situação que merece atenção e abaixo de 90% sugere uma situação de alto risco.

Para definir o padrão do ângulo referente à posição prona foram realizados testes com o módulo de acelerômetro e giroscópio, a fim de definir o intervalo de ângulos que representam

essa posição. Dessa forma, quando os valores obtidos estão neste intervalo, é possível reconhecer que o bebê se encontra nessa posição.

A partir desses padrões, foi estabelecida uma relação entre as condições em que os sinais vitais e atividades devem se encontrar para gerar um alerta e o nível do alerta gerado. Essa relação é ilustrada na Tabela 5.

Tabela 5 – Relação entre as condições e seus respectivos níveis de alerta.

Alerta	Condição	Referência	Nível de alerta
1	Batimentos cardíacos < 80bpm	(SOUSA <i>et al.</i> , 2011)	Alto
2	Batimentos cardíacos > 160bpm	(SOUSA <i>et al.</i> , 2011)	Alto
3	SpO2 < 95%	Souza (2017)	Médio
4	SpO2 < 90%	Souza (2017)	Alto
5	Temperatura < 34,7°C	(BOSTON PUBLIC HEALTH, 2015)	Médio
6	Temperatura > 37,6°C	(BOSTON PUBLIC HEALTH, 2015)	Médio
7	Posição prona	(MATOSO, 2020)	Médio

Fonte: Elaborado pela autora.

5.3 Implementação do algoritmo de coleta e análise de dados

A implementação do sistema se deu com a linguagem utilizada pela plataforma Arduino, que é uma abstração das linguagens C/C++. Assim, foi elaborado um algoritmo que realiza os processos de coleta e análise de dados.

O processo de coleta de dados se dá basicamente a partir da leitura dos sensores. Cada sinal vital/atividade é associado a uma variável que armazena o valor lido. Uma vez que a leitura dos dados é realizada, eles passam por uma análise a fim de identificar se estão dentro do padrão do que é considerado uma situação normal, que não apresenta risco para a criança, e, posteriormente, os dados são exibidos na tela. Esse processo é realizado periodicamente, com um intervalo de 1 segundo, enquanto o sistema estiver ligado e, a cada leitura, os dados são sobrescritos. Dessa forma, a análise é realizada sobre valores que são atualizados com frequência, cobrindo as alterações que ocorrem ao longo do tempo com esses dados.

Para realizar os processos, foram seguidas as definições estabelecidas na Seção 5.2. Ambos os sensores utilizados possuem bibliotecas que foram utilizadas, como mostra a Figura 12. A partir do sensor MAX30100, temos os dados de batimentos cardíacos e nível de saturação de oxigênio no sangue. Sua leitura, ilustrada na Figura 13, foi realizada de forma simples e direta por meio das funções `pulseDetected()`, `heartBPM()` e `SaO2()`.

A leitura do MPU-6050 exigiu um tratamento dos dados, como foi apontado na

Figura 12 – Bibliotecas utilizadas no algoritmo do sistema.

```
/*Bibliotecas*/
#include <Wire.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include "MPU6050.h"
#include "MAX30100.h"
```

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 13 – Funções utilizadas na leitura do sensor oxímetro MAX30100.

```
if(result.pulseDetected == true){
    bpm = result.heartBPM;
    spo2 = result.SaO2;
}
```

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 4 da Subseção 5.2.1. Por meio desse sensor, obtemos o valor da temperatura, cuja leitura é simples, e também da posição. Para calcular a posição, foi implementado o Filtro Complementar também descrito na Subseção 5.2.1. A partir da leitura dos eixos x, y e z do acelerômetro e do giroscópio do MPU-6050 são calculados a velocidade angular do giroscópio e o ângulo do acelerômetro; esses dados, junto ao coeficiente do filtro que foi definido como 0,98, são utilizados para calcular os ângulos de inclinação nos eixos x e y, como define o modelo matemático descrito pela Equação 5.1. Na Figura 14 pode-se observar o trecho de código que implementa o filtro.

Figura 14 – Trecho de código da implementação do Filtro Complementar.

```
/*Leitura das acelerações e velocidades angulares*/
mpu.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
mpu.getRotation(&gx, &gy, &gz);

dt = (millis()-tempo_prev)/1000.0;
tempo_prev=millis();

/*Cálculo dos ângulos do acelerômetro*/
float accel_ang_x = atan(ay/sqrt(pow(ax,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);
float accel_ang_y = atan(-ax/sqrt(pow(ay,2) + pow(az,2)))*(180.0/3.14);

/*Calcular ângulo de rotação em cada eixo com giroscópio e filtro complementar*/
ang_x = 0.98*(ang_x_prev+(gx/131)*dt) + 0.02*accel_ang_x;
ang_y = 0.98*(ang_y_prev+(gy/131)*dt) + 0.02*accel_ang_y;

ang_x_prev = ang_x;
ang_y_prev = ang_y;
```

Fonte: Elaborado pela autora.

Para realizar a análise sobre os dados e gerar os alertas quando necessário, foram utilizadas como base as condições estabelecidas na Tabela 5 da Subseção 5.2.2. As condições da tabela foram implementadas e quando identificadas geram os alertas correspondentes, informando também o nível de alerta da situação.

5.4 Implementação da comunicação com a plataforma ThingSpeak

ThingSpeak é uma plataforma analítica de IoT que permite armazenar, analisar e visualizar dados em tempo real na nuvem. É possível enviar dados para a plataforma de diversos dispositivos, assim como também acessar os dados nela armazenados; ela permite que engenheiros e cientistas possam trabalhar com IoT e desenvolvimento de protótipos de uma maneira mais acessível, sem precisar desenvolver *software web* ou configurar servidores (MATHWORKS, 2021).

Para realizar o processo de comunicação com a plataforma foi criado o canal denominado BabyMonitor, onde os dados coletados e analisados pelo algoritmo ficam armazenados. A Figura 15 mostra a tela da plataforma onde esse processo foi realizado. Como é possível observar, o canal foi criado com os campos BPM, NivelOxigenio, Posicao e Temperatura, que serão alimentados com seus respectivos dados.

Figura 15 – Tela de configuração dos dados coletados no ThingSpeak.

The screenshot shows the 'New Channel' configuration page in the ThingSpeak interface. The page has a blue header with the ThingSpeak logo and navigation menus. The main content area is divided into two columns. The left column contains the 'New Channel' form, and the right column contains 'Help' and 'Channel Settings' information.

New Channel Form:

- Name:** BabyMonitor
- Description:** (empty text area)
- Field 1:** BPM
- Field 2:** NivelOxigenio
- Field 3:** Posicao
- Field 4:** Temperatura
- Field 5:** (empty)
- Field 6:** (empty)
- Field 7:** (empty)
- Field 8:** (empty)

Channel Settings (Help section):

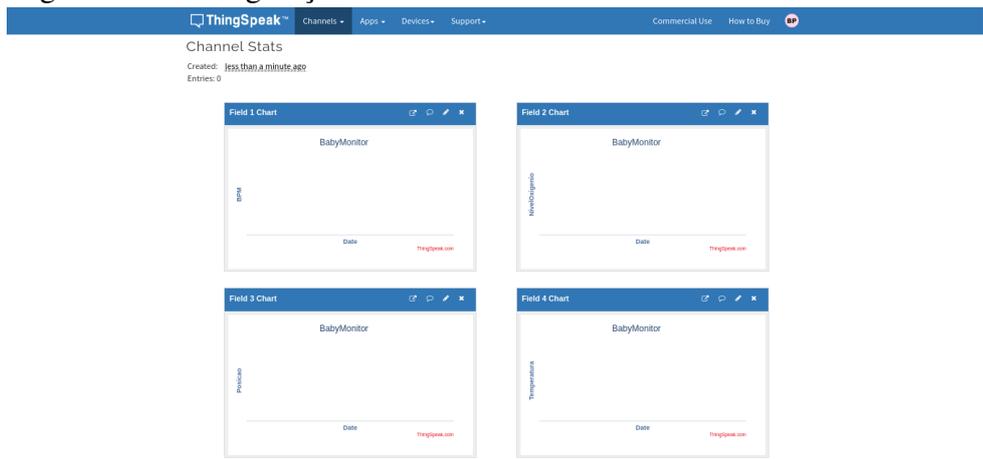
- Percentage complete:** Calculated based on data entered into the various fields of a channel. Enter the name, description, location, URL, video, and tags to complete your channel.
- Channel Name:** Enter a unique name for the ThingSpeak channel.
- Description:** Enter a description of the ThingSpeak channel.
- Field#:** Check the box to enable the field, and enter a field name. Each ThingSpeak channel can have up to 8 fields.
- Metadata:** Enter information about channel data, including JSON, XML, or CSV data.
- Tags:** Enter keywords that identify the channel. Separate tags with commas.
- Link to External Site:** If you have a website that contains information about your ThingSpeak channel, specify the URL.
- Show Channel Location:**
 - Latitude:** Specify the latitude position in decimal degrees. For example, the latitude of the city of London is 51.5072.

Fonte: Elaborado pela autora.

Com o canal criado, temos acesso a diversas configurações. Dentre elas, as essenciais são as áreas de *Private View* e *API Keys*, como mostram as Figuras 16 e 17, respectivamente. Em *Private View* temos acesso ao estado do canal, onde é possível visualizar por meio de gráficos os dados que estão sendo enviados para cada campo. Já em *API Keys*, temos as chaves necessárias para ler e escrever dados no canal.

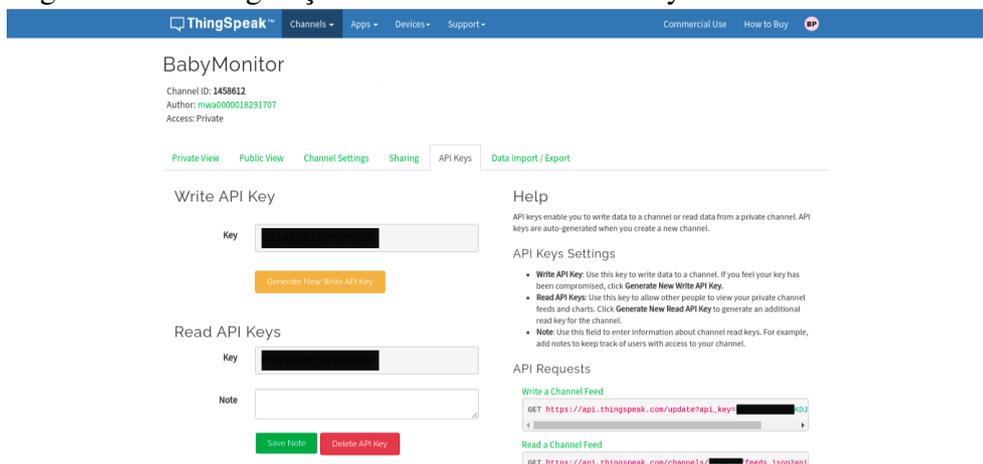
A partir desses dados, foi adicionada ao algoritmo presente no sistema embarcado a função `updateThingSpeak()`, responsável pela atualização o canal BabyMonitor com os dados coletados pelo protótipo. A Figura 18 apresenta o trecho de código correspondente a esta função.

Figura 16 – Configuração do canal na área Private View.



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 17 – Configuração do canal na área API Keys.



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 18 – Trecho de código da implementação da função de atualização do servidor ThingSpeak.

```
void updateThingSpeak(String tsData){
  if(client.connect(server, 80)){
    client.print("POST /update HTTP/1.1\n");
    client.print("Host: api.thingspeak.com\n");
    client.print("Connection: close\n");
    client.print("X-THINGSPEAKAPIKEY: " + writeAPIKey + "\n");
    client.print("Content-Type: application/x-www-form-urlencoded\n");
    client.print("Content-Length: ");
    client.print(tsData.length());
    client.print("\n\n");
    client.print(tsData);
    client.print("\n\n");

    lastConnectionTime = millis();

    Serial.println("Informações enviadas ao ThingSpeak.");
    Serial.println();
  }
}
```

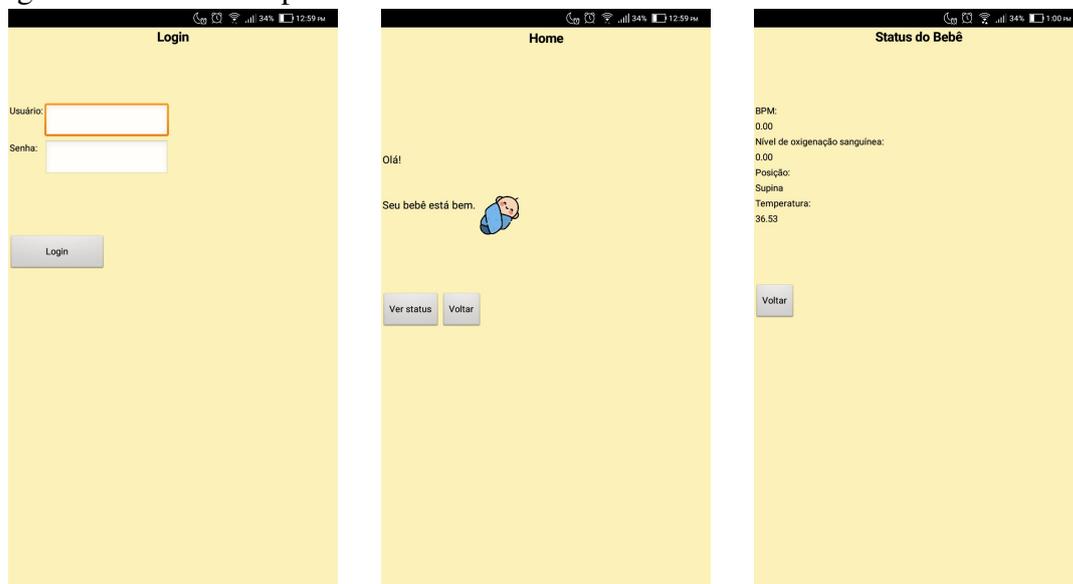
Fonte: Elaborado pela autora.

5.5 Implementação da aplicação Android

A aplicação Android foi desenvolvida na plataforma AppInventor, um ambiente de programação bastante intuitivo com a proposta de tornar o desenvolvimento de aplicações para *smartphones* mais simples e visual. No AppInventor a programação é realizada a partir de blocos, onde cada bloco representa desde funções a variáveis de código, que podem ser montados como uma espécie de quebra-cabeça. Esse método facilita a criação de aplicativos, mas não limita os níveis de desempenho e complexidade que o aplicativo desenvolvido pode ter (MIT APPINVENTOR, 2021).

O aplicativo desenvolvido é uma primeira versão simples, mas abrange todas as funções que devem ser desempenhadas no sistema de monitoramento: exibição de dados em tempo real e emissão de alertas quando uma situação de risco é identificada. Ele conta com três telas, como ilustra a Figura 19. A tela de login é a primeira a ser exibida e os dados foram pré-estabelecidos; a tela denominada Home mostra uma visão geral do estado da criança monitorada, informando sem grandes detalhes a situação, e um botão que leva para a tela de Status; e a tela de Status apresenta os sinais/atividade da criança, que são atualizados regularmente.

Figura 19 – Telas do aplicativo desenvolvido.



(a) Tela Login.

(b) Tela Home.

(c) Tela Status.

Fonte: Elaborado pela autora.

Para que a aplicação possa acessar e exibir em tempo real os dados que são coletados pelo protótipo, ela se comunica com o servidor ThingSpeak, onde esses dados são armazenados. Essa comunicação é realizada devido a chave de escrita e os nomes dos campos do canal criado

na plataforma ThingSpeak. Na Figura 20 podemos observar como se dá a inserção dessas informações no código do aplicativo.

Figura 20 – Tela da configuração da comunicação com o servidor ThingSpeak.



Fonte: Elaborado pela autora.

Com acesso aos dados armazenados no ThingSpeak, foi implementado o processo de análise dos dados no aplicativo. Essa análise é idêntica à análise descrita na Subseção 5.3 e é realizada nas telas Home e Status. Dessa forma, quando uma situação de risco é identificada, o aplicativo é capaz de emitir uma notificação e exibir em tela o sinal vital ou atividade que se encontra fora do padrão considerado normal.

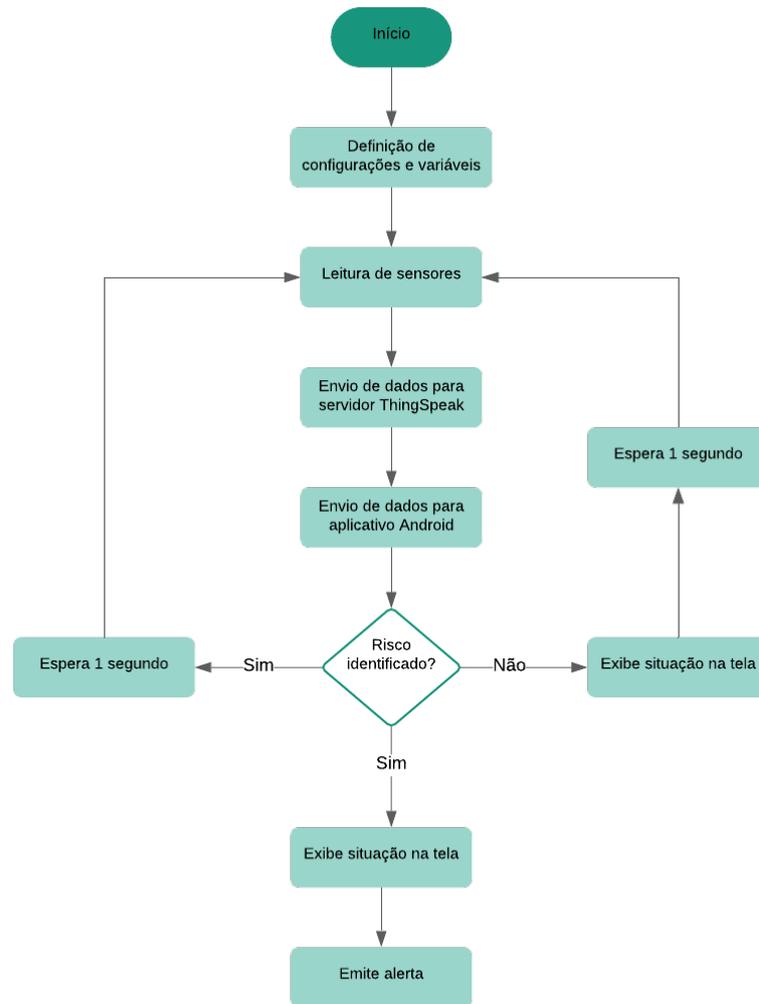
5.6 Fluxograma de funcionamento

Todas as etapas mencionadas anteriormente compõem o sistema de monitoramento e são essenciais para que o sistema desempenhe todas as funcionalidades especificadas. A Figura 21 traz um fluxograma que ilustra esse funcionamento.

O algoritmo inicializa com a definição de configurações e variáveis. Nessa etapa são iniciadas as bibliotecas e as variáveis globais que são utilizadas ao longo do código; essas variáveis vão desde as utilizadas no processo de leitura de sensores, até as que são necessárias para realizar a comunicação com o servidor ThingSpeak.

Após a fase inicial, é realizado o processo de leitura do conjunto de sensores, composto pelo módulo de acelerômetro e giroscópio e o sensor oxímetro. Em seguida os dados coletados são enviados para o servidor ThingSpeak e, posteriormente, para o aplicativo Android, onde é realizada uma análise a fim de identificar se a situação da criança se encontra no que é considerada normal ou se representa uma situação de risco.

Figura 21 – Fluxograma do sistema de monitoramento.



Fonte: Elaborado pela autora.

Caso uma situação de risco seja identificada, é emitido um alerta no aplicativo e o sistema aguarda 1 segundo antes de voltar para o processo de leitura de sensores. Caso contrário, as informações são exibidas em tela e o sistema repete o mesmo processo de espera e retorna à leitura de dados.

6 EXPERIMENTOS

6.1 Definição dos cenários para experimentos

A fim de abordar as funcionalidades do sistema de forma mais abrangente e detalhada, os experimentos foram realizados em duas etapas, com duas versões do sistema. Na primeira etapa temos o sistema local, que consiste em uma espécie de versão primária, onde são realizados os processos de coleta e análise de dados no protótipo sem qualquer estabelecimento de conexão com a plataforma ThingSpeak. As informações sobre o estado atual da criança, que consiste nos valores de seus sinais vitais, bem como os alertas, são exibidos no monitor serial da plataforma Arduino IDE.

Na segunda etapa, temos o sistema conectado à nuvem, que corresponde à versão final. Essa versão possui as mesmas características do sistema local com o acréscimo do procedimento de comunicação com o servidor ThingSpeak e, conseqüentemente, o envio de dados à plataforma. Em cada etapa foram realizados testes temporais e de funcionalidade, com a finalidade de observar como o sistema se comporta.

Todos os experimentos realizados se deram em ambiente controlado e residencial utilizando dois *hardwares*: o protótipo desenvolvido e um computador pessoal, cujas informações estão descritas na Tabela 6.

Tabela 6 – Especificações do computador pessoal utilizado.

Processador	Intel® Celeron(R) CPU N3060 @ 1.60GHz × 2
Memória	3,7 GiB
Armazenamento	500,1 GB
Sistema operacional	Pop!_OS 20.04 LTS

Fonte: Elaborado pela autora.

6.1.1 Sistema local

Nessa etapa, o teste de funcionalidade conta com 8 cenários, onde foi analisado se o sistema exibe as informações da criança e identifica e executa os alertas de situações de risco corretamente. Os cenários determinados foram:

- a) Cenário 1: Exibição das informações da criança

Descrição: O protótipo se encontra em sua posição definida como inicial. O monitor serial deve mostrar os dados, que representam uma situação normal, coletados no momento.

- b) Cenário 2: Alerta de nível alto para frequência cardíaca inferior a 80bpm

Descrição: É simulado via código um valor de frequência inferior a 80bpm. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- c) Cenário 3: Alerta de nível alto para frequência cardíaca superior a 160bpm

Descrição: É simulado via código um valor de frequência superior a 160bpm. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- d) Cenário 4: Alerta de nível médio para SpO2 inferior a 95%

Descrição: É simulado via código um valor de SpO2 inferior a 95%. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- e) Cenário 5: Alerta de nível alto para SpO2 inferior a 90%

Descrição: É simulado via código um valor de SpO2 inferior a 90%. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- f) Cenário 6: Alerta de nível médio para temperatura inferior a 34,7°C

Descrição: É simulado via código um valor de temperatura inferior a 34,7°C. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- g) Cenário 7: Alerta de nível médio para temperatura superior a 37,6°C

Descrição: É simulado via código um valor de temperatura superior a 37,6°C. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

- h) Cenário 8: Alerta de nível médio para posição prona

Descrição: O protótipo é girado de forma que produza a inclinação que representa a posição prona. O monitor serial deve mostrar o alerta e seu respectivo nível.

Os cenários 2 a 8 da avaliação de autenticidade são baseados na Tabela 5 da Seção 5.2.2, levando em conta todas as situações de risco mapeadas. Já para o teste temporal, foi considerado que deveria ser observado o intervalo de tempo que o sistema leva para exibir no monitor serial da Arduino IDE as informações sobre as situações normal e de risco. Dessa forma, foram determinados os seguintes cenários:

- a) Cenário 9: Situação normal

Descrição: Medição do intervalo de tempo que leva para as informações sobre situações normais serem atualizadas na tela. Foi realizado em todos os experimentos que simulam situações que não apresentam risco.

- b) Cenário 10: Situação de risco identificada

Descrição: Medição do intervalo de tempo que leva para uma situação de risco ser identificada e exibida na tela. Foi realizado em todos os experimentos onde uma situação

de risco foi simulada.

6.1.2 Sistema conectado à nuvem

Nessa etapa, o teste de funcionalidade assemelha-se ao realizado no sistema local. A única diferença encontra-se no fato de que agora as informações são exibidas no aplicativo. Assim, manteve-se o mesmo o mesmo número de cenários, que estão listados a seguir:

- a) Cenário 1: Exibição das informações corretas da criança no aplicativo
Descrição: O protótipo se encontra em sua posição definida como inicial. O aplicativo deve mostrar os dados, que representam uma situação normal, coletados no momento.
- b) Cenário 2: Alerta de nível alto para frequência cardíaca inferior a 80bpm no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de frequência inferior a 80bpm. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- c) Cenário 3: Alerta de nível alto para frequência cardíaca superior a 160bpm no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de frequência superior a 160bpm. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- d) Cenário 4: Alerta de nível médio para SpO2 inferior a 95% no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de SpO2 inferior a 95%. É simulado via código um valor de SpO2 inferior a 95%. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- e) Cenário 5: Alerta de nível alto para SpO2 inferior a 90% no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de SpO2 inferior a 90%. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- f) Cenário 6: Alerta de nível médio para temperatura inferior a 34,7°C no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de temperatura inferior a 34,7°C. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- g) Cenário 7: Alerta de nível médio para temperatura superior a 37,6°C no aplicativo
Descrição: É simulado via código um valor de temperatura inferior a 37,6°C. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.
- h) Cenário 8: Alerta de nível médio para posição prona no aplicativo
Descrição: O protótipo é girado de forma que produza a inclinação que representa a posição prona. O aplicativo deve alertar e informar o nível do alerta.

Assim como na etapa anterior, os cenários de 2 a 8 também correspondem à Tabela

5 da Seção 5.2.2. Para o teste temporal, os mesmos cenários se mantiveram, mas com a característica de que o intervalo de tempo a ser avaliado corresponde à exibição das informações no aplicativo. Os cenários são os seguintes:

a) Cenário 9: Situação normal no aplicativo

Descrição: Medição do intervalo de tempo que leva para as informações sobre situações normais serem atualizadas na tela do aplicativo. Foi realizado em todos os experimentos que simulam situações que não apresentam risco.

b) Cenário 10: Situação de risco identificada no aplicativo

Descrição: Medição do intervalo de tempo que leva para uma situação de risco ser identificada e exibida na tela do aplicativo. Foi realizado em todos os experimentos onde uma situação de risco foi simulada.

6.2 Realização dos experimentos

Com a finalidade de observar como os resultados se apresentam no ambiente de testes, foram pré-estipulados números de experimentos para cada cenário. Para os testes de funcionalidade de cada etapa, sistema local e sistema conectado à nuvem, que englobam os cenários de 1 a 8, foram estabelecidos os números de experimentos apresentados na Tabela 7, o que totaliza um número de 32 experimentos para cada etapa, sendo 11 experimentos simulando situações normais e 21 simulando situações de risco.

Já os experimentos temporais, que abrangem os cenários 9 e 10, serão realizados em cima dos 32 experimentos de funcionalidade, com 11 simulações de situações normais e 21 de risco. Contabilizando, temos 64 experimentos em cada etapa e, conseqüentemente, 128 experimentos no total.

Tabela 7 – Especificação dos números de experimentos para cada cenário.

Cenário	Número de experimentos
1	4 experimentos
2 a 8	4 experimentos/cada, onde 1 simula situação normal e 3 simulam situações de risco

Fonte: Elaborado pela autora.

6.2.1 Esquema de simulação de situações de risco

Nas duas etapas, os experimentos foram realizados seguindo a ordem da numeração dos cenários criados e para simular as situações de risco foi utilizada uma função de gerar

números aleatórios, ilustrada na Figura 22, onde são representados valores que sinalizam algum risco. Nos cenários de 2 a 7 o intervalo de valores que compõe essa função foi alterado de acordo com a especificação de cada cenário. Por exemplo, para testar uma situação de risco do cenário 2 o intervalo escolhido foi de 70bpm a 79bpm, já no cenário 4, o intervalo é de 90% a 94%. Por fim, no cenário 8 a situação de risco foi simulada girando o protótipo até que o módulo de acelerômetro e giroscópio atingisse um ângulo que representa uma situação de risco.

Figura 22 – Trecho de código da implementação da função que simula valores que representam situações de risco.

```
bpm_test = random(70,80);
spo2_test = random(91,95);
temp_test = random(32,35);
```

Fonte: Elaborado pela autora.

6.3 Análise de desempenho

6.3.1 Sistema local

No teste de funcionalidade foi observado que os experimentos em todos cenários apresentaram os resultados esperados, identificando corretamente todas as situações, normais e de risco. A Tabela 8 sintetiza os resultados observados em todos os experimentos de cada cenário do teste de funcionalidade.

Como mencionado, o teste temporal foi realizado em cima dos cenários do teste de funcionalidade, onde foi realizada a medição do intervalo de tempo para cada situação identificada. Portanto, no cenário 9 temos todos os valores de tempo dos experimentos do cenário 1 e no cenário 10, todos os valores dos experimentos dos cenários de 2 a 8. A Tabela 9 sumariza os resultados desse teste.

A Figura 23 traz exemplos de como o sistema local se comporta em situações normais e de risco, onde as informações são exibidas no monitor serial da plataforma Arduino. Na Figura 23a podemos observar que a tela é composta unicamente pelos valores que estão sendo monitorados em tempo real em uma situação do cenário 1, já a Figura 23b mostra uma situação do cenário 4, portanto, além dos dados monitorados, também é exibida uma mensagem de alerta, informando que uma situação de risco foi identificada.

Tabela 8 – Tabela de resultados dos experimentos dos cenários 1 a 8 no sistema local.

Cenário	Experimento	Resultado obtido
1: Exibição das informações da criança	1: Situação normal 2: Situação normal 3: Situação normal 4: Situação normal	Dados informados na tela Dados informados na tela Dados informados na tela Dados informados na tela
2: Alerta de nível alto para frequência cardíaca inferior a 80bpm	5: Situação normal 6: Situação de risco 7: Situação de risco 8: Situação de risco	Dados informados na tela Identificada corretamente Identificada corretamente Identificada corretamente
3: Alerta de nível alto para frequência cardíaca superior a 160bpm	9: Situação de risco 10: Situação de risco 11: Situação normal 12: Situação de risco	Identificada corretamente Identificada corretamente Dados informados na tela Identificada corretamente
4: Alerta de nível médio para SpO2 inferior a 95%	13: Situação de risco 14: Situação normal 15: Situação de risco 16: Situação de risco	Identificada corretamente Dados informados na tela Identificada corretamente Identificada corretamente
5: Alerta nível alto para SpO2 inferior a 90%	17: Situação de risco 18: Situação de risco 19: Situação de risco 20: Situação normal	Identificada corretamente Identificada corretamente Identificada corretamente Dados informados na tela
6: Alerta de nível médio para temperatura inferior a 34,7°C	21: Situação de risco 22: Situação de risco 23: Situação normal 24: Situação de risco	Identificada corretamente Identificada corretamente Dados informados na tela Identificada corretamente
7: Alerta de nível médio para temperatura superior a 37,6°C	25: Situação normal 26: Situação de risco 27: Situação de risco 28: Situação de risco	Dados informados na tela Identificada corretamente Identificada corretamente Identificada corretamente
8: Alerta de nível médio para posição prona	29: Situação de risco 30: Situação normal 31: Situação de risco 32: Situação de risco	Identificada corretamente Dados informados na tela Identificada corretamente Identificada corretamente

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 23 – Exemplos de cenários do sistema local.

***** DADOS MONITORADOS Frequência cardíaca: 92bpm Posição: Supina, não apresenta risco. Saturação sanguínea: 97% Temperatura: 36.53°C *****	***** DADOS MONITORADOS Frequência cardíaca: 97bpm Posição: Supina, não apresenta risco. Saturação sanguínea: 93% Temperatura: 36.53°C Situação de médio risco identificada! Saturação sanguínea se encontra em valor abaixo do normal. *****
--	---

(a) Cenário 1.

(b) Cenário 4.

Fonte: Elaborado pela autora.

6.3.2 Sistema conectado à nuvem

Inicialmente foi idealizado que os experimentos dessa etapa fossem os mesmos da etapa anterior, contando apenas com a adição da comunicação com a nuvem e, por tanto, a visualização dos dados no aplicativo. Porém, ao realizar comunicação com o servidor foi

Tabela 9 – Tabela de resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema local.

Cenário	Experimento	Tempo (s)
9: Situação normal	1	0,998
	2	0,998
	3	0,998
	4	1,03
	5	0,997
	11	0,996
	14	1,031
	20	1,035
	23	1,001
	25	1,002
	30	1,002
10: Situação de risco identificada	6	1,047
	7	0,946
	8	0,998
	9	1,031
	10	0,996
	12	0,996
	13	1,032
	15	0,996
	16	0,998
	17	0,997
	18	0,998
	19	1
	21	0,997
	22	1,002
	24	1,037
	26	0,996
27	1,029	
28	0,997	
29	1,031	
31	1	
32	1	

Fonte: Elaborado pela autora.

observado que há uma incompatibilidade com o sensor oxímetro MAX30100. Quando o sensor é utilizado em conjunto com a função de atualização do servidor ThingSpeak, a leitura do oxímetro é prejudicada e os valores de batimentos cardíacos e nível de saturação de oxigênio no sangue são lidos como zero. Foram realizados diversos testes com diferentes intervalos de tempo, porém o erro persistiu. Portanto, os cenários 2 a 5 foram impossibilitados de serem testados, deixando o teste de funcionalidade desta etapa com um número de 16 experimentos, onde 9 simulam situações de risco e 7 simulam situações normais.

Os experimentos também foram realizados seguindo a ordem da numeração dos cenários criados e seguem a mesma configuração estabelecida na Subseção 6.3.1. Aqui o teste de funcionalidade também foi sucedido e todos os cenários apresentaram os resultados esperados. É possível observar na Tabela 10 os resultados dos experimentos de cada cenário do teste.

Assim como na etapa anterior, o teste temporal também foi executado sobre os

Tabela 10 – Tabela de resultados dos experimentos dos cenários 1, 6, 7 e 8 no sistema conectado à nuvem.

Cenário	Experimento	Resultado obtido
1: Exibição das informações da criança	1: Situação normal	Dados informados no app
	2: Situação normal	Dados informados no app
	3: Situação normal	Dados informados no app
	4: Situação normal	Dados informados no app
6: Alerta de nível médio para temperatura inferior a 34,7°C	5: Situação de risco	Identificada corretamente
	6: Situação de risco	Identificada corretamente
	7: Situação normal	Dados informados no app
	8: Situação de risco	Identificada corretamente
7: Alerta de nível médio para temperatura superior a 37,6°C	9: Situação normal	Dados informados no app
	10: Situação de risco	Identificada corretamente
	11: Situação de risco	Identificada corretamente
	12: Situação de risco	Identificada corretamente
8: Alerta de nível médio para posição prona	13: Situação de risco	Identificada corretamente
	14: Situação normal	Dados informados no app
	15: Situação de risco	Identificada corretamente
	16: Situação de risco	Identificada corretamente

Fonte: Elaborado pela autora.

cenários do teste de funcionalidade, porém, devido à redução de cenários causada pelo problema de comunicação entre o oxímetro e servidor ThingSpeak, o número de cenários é reduzido. Nesse teste temporal a medição do intervalo se dá entre cada situação identificada e a exibição na tela do aplicativo, o que leva mais tempo que o observado na etapa anterior.

No cenário 9 continuam todos os valores de tempo dos experimentos do cenário 1, já no cenário 10, são todos os valores dos experimentos dos cenários 6, 7 e 8. Na Tabela 11 é possível observar uma especificação dos dados desses resultados.

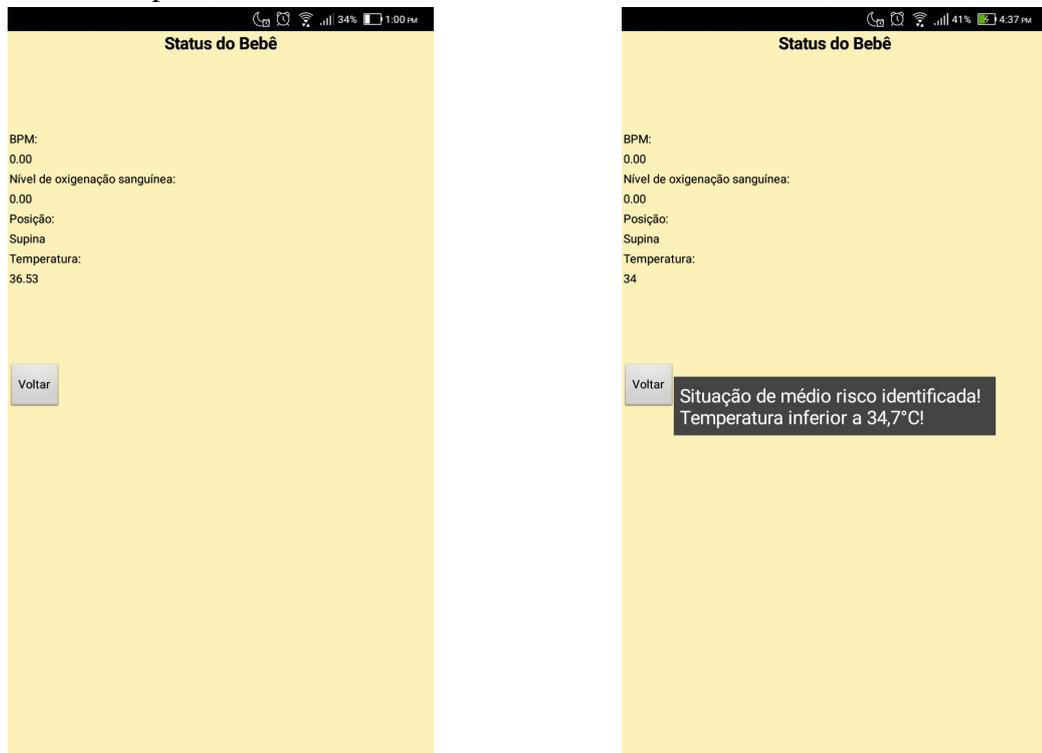
Tabela 11 – Tabela de resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema conectado à nuvem.

Cenário	Experimento	Tempo
9: Situação normal	1	5,043
	2	5,072
	3	5,042
	4	5,042
	7	5,071
	9	5,038
	14	5,068
10: Situação de risco identificada	5	6,007
	6	6,004
	8	6,009
	10	6,002
	11	5,097
	12	6,002
	13	6,002
	15	5,098
16	6,003	

Fonte: Elaborado pela autora.

A Figura 24

Figura 24 – Exemplos de cenários do sistema em nuvem.



(a) Cenário 1.

(b) Cenário 5.

Fonte: Elaborado pela autora.

7 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nessa seção são discutidos os resultados obtidos nos experimentos realizados.

7.0.1 Sistema local

A fim de analisar de maneira concisa, mas eficiente, os resultados obtidos a partir de cada experimento realizado no teste usabilidade, foi utilizada a matriz de confusão. Essa matriz apresenta de forma clara o desempenho de um algoritmo por meio do relato da quantidade de falsos positivos, verdadeiros positivos, falsos negativos e verdadeiros negativos (DUDA *et al.*, 2001).

Uma linha da matriz representa os dados reais e a outra, os dados previstos, enquanto as colunas representam os rótulos que os dados, reais e previstos, podem assumir. Essa ordem de apresentação pode ser trocada sem interferir na compreensão da matriz (DAVIS; GOADRICH, 2006). A partir desses relatos, é possível calcular diversas taxas e métricas, prevalência, acurácia, especificidade e precisão. Para analisar os resultados do teste de usabilidade do algoritmo desenvolvido neste projeto, foi escolhida como métrica a acurácia, que é dada pela seguinte equação:

$$ACC = \frac{\sum \text{Verdadeiro positivo} + \text{Verdadeiro negativo}}{\sum \text{População total}} \quad (7.1)$$

Onde verdadeiros positivos reais correspondem à linha ou coluna que representa todos os valores que são verdadeiros de fato e os verdadeiros positivos identificados são os valores que o algoritmo detecta como verdadeiro, mas que podem estar corretos ou não.

Com isso, a Tabela 12 apresenta a matriz de confusão dos resultados obtidos nos cenários de 1 a 8, onde temos um total de 11 situações normais e 21 de risco. Em todos os cenários o algoritmo identificou corretamente todas as situações e, com os valores descritos na Tabela 12, temos o seguinte valor de acurácia:

$$ACC_{Local} = \frac{11 + 21}{32} = 1 \quad (7.2)$$

Esse valor de acurácia aponta que o sistema possui alto desempenho no processo de reconhecimento e identificação das situações. Esse valor de acurácia pode ser explicado devido

Tabela 12 – Matriz de confusão dos resultados dos cenários 1 a 8 no sistema local.

Situação real	Situação identificada	
	Normal	Risco
Normal	VP: 11	FP: 0
Risco	FN: 0	VN: 21

Fonte: Elaborado pela autora.

ao número de experimentos e por terem sido realizados em um ambiente controlado, sem a possibilidade de interferências externas durante o processo.

Para o teste temporal, foram calculadas a média aritmética e o desvio padrão dos valores de tempo observados nos experimentos de cada cenário, a fim de estabelecer um valor médio de resposta para o processo de identificação e exibição/alerta das situações e também analisar o nível de dispersão dos dados. A Tabela 13 traz as médias e os desvios padrões dos valores de tempo, em segundos, dos experimentos de cada cenário. O cenário 10 apresenta uma média de tempo, ainda que pequena, menor que a vista no cenário 9, porém, é possível que a média seja menor por se tratar de um experimento realizado via código, logo, não há o processo de leitura de dados reais via sensores.

Tabela 13 – Tabela da média dos resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema local.

Cenário	Média (s)	Desvio padrão (s)
9: Situação normal	≈ 1,008	≈ 0,015
10: Situação de risco identificada	≈ 1,006	≈ 0,021

Fonte: Elaborado pela autora.

Ambos os cenários apresentam tempos médio de resposta extraordinariamente rápidos e desvios padrões baixos, o que aponta um bom desempenho realizado pelo algoritmo, tanto em relação a seu tempo hábil de identificação de situações e resposta, quanto à uniformidade dos dados, mostrando que os valores obtidos nos experimentos apresentam pouco desvio em relação ao valor de tempo padrão estipulado.

Tal comportamento pode ser reflexo do ambiente extremamente controlado em conjunto com uma simulação de situações de risco realizada estritamente via código em grande maioria dos experimentos. Esses resultados, apesar de eficientes, apontam situações bastante ideais, denotando que se faz necessária a construção de um ambiente de experimentação mais abrangente, capaz de simular situações de risco de maneira mais realista.

7.0.2 Sistema conectado à nuvem

A análise dos resultados do teste de usabilidade do sistema conectado à nuvem também foi realizada de acordo com o processo citado na Subseção 7.0.1, visto que os experimentos foram feitos da mesma maneira, alterando-se apenas a forma de exibição dos dados, que passou a ser o aplicativo.

A Tabela 14 apresenta os resultados obtidos nos experimentos dos cenários 1, 6, 7 e 8 e podemos observar que, assim como no sistema local, no sistema conectado à nuvem também há a identificação correta de todas as situações em todos os cenários. A partir dos valores presentes na tabela, podemos calcular o seguinte valor de acurácia:

$$ACC_{Nuvem} = \frac{7+9}{16} = 1 \quad (7.3)$$

Tabela 14 – Matriz de confusão dos resultados dos cenários 1, 6, 7 e 8 no sistema conectado à nuvem.

Situação real	Situação identificada	
	Normal	Risco
Normal	VP: 7	FP: 0
Risco	FN: 0	VN: 9

Fonte: Elaborado pela autora.

Tal como observado na etapa anterior, nesta também temos um valor alto de acurácia, significando um alto desempenho do algoritmo no processo de identificação das situações propostas. Visto que estes experimentos foram conduzidos no mesmo local de testes, pressupõe-se a mesma razão, ambiente controlado e número de testes, para este alto nível de desempenho.

O teste temporal também foi realizado da mesma forma abordada na Subseção 7.0.1, calculando-se a média e o desvio padrão de todos os intervalos de tempo medidos nos experimentos de cada cenário. A Tabela 15 mostra esses números observados em ambos os cenários.

Tabela 15 – Tabela da média dos resultados temporais dos experimentos dos cenários 9 e 10 no sistema conectado à nuvem.

Cenário	Média (s)	Desvio padrão (s)
9: Situação normal	≈ 5,054	≈ 0,014
10: Situação de risco identificada	≈ 5,803	≈ 0,377

Fonte: Elaborado pela autora.

O que podemos observar é que nesta etapa, devido à comunicação com o servidor

ThingSpeak, apresenta uma pequena distinção em relação ao que foi observado nos cenários do sistema local. Aqui há um valor médio mais alto de resposta e, conseqüentemente, de desvio padrão. Ainda assim, o algoritmo se comporta de uma forma satisfatória, entregando bons valores de tempo. Esse comportamento, assim como o identificado na etapa anterior, aponta para situações extremamente ideais, que expressam a necessidade de simulações que se aproximem cada vez mais de situações reais, para que o protótipo possa ser avaliado em seu máximo desempenho.

Vale salientar que apesar de a incompatibilidade observada entre a plataforma ThingSpeak e o sensor oxímetro MAX30100 ter impossibilitado o envio e a visualização desses dados no servidor e no aplicativo, não houve grande interferência nos testes realizados nessa etapa, visto que as funções do aplicativo não foram limitadas, apenas os dados do sensor em específico não puderam ser analisados em conjunto.

8 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

O monitoramento infantil é uma atividade extremamente importante e presente no cotidiano de pais e cuidadores de crianças. Esse hábito, que não se limita a aspectos culturais e está intrinsecamente ligado a questões de segurança, sofreu alterações ao longo do tempo, evoluindo em conjunto com diversas áreas de estudo em nossa sociedade.

Ao pensarmos em monitoramento, é inevitável não associar essa atividade a práticas eletrônicas, tendo em vista que diversos procedimentos de supervisionamento e verificação foram e são alvo constante de intervenções tecnológicas proporcionadas pelo avanço da eletrônica. Com isso, diversas atividades sofreram uma espécie de repaginada a fim de trazer inovações e melhorias nas tarefas que desempenham. Procedimentos médicos e monitoramento de atividades humanas são áreas que, amparadas no desenvolvimento de novas tecnologias, estão em constante processo de estudo e aprimoramento.

À vista disso, neste trabalho apresentamos a proposta de um sistema de monitoramento infantil que, a partir da leitura de sinais vitais e atividade da criança, é capaz de identificar e alertar sobre situações de risco. Com isso, buscamos não somente estudar como se dá a atuação do sistema em serviços que ainda não são fortemente abordadas nas propostas mais populares de monitoramento infantil, assim como também investigar o papel que o sistema pode desempenhar em estudos sobre a Síndrome da Morte Súbita do Lactente.

Para tal, buscamos mapear as principais situações de risco que crianças de até 1 (um) ano de idade podem enfrentar em uma possível manifestação da síndrome, mas que, de forma geral, são situações que merecem atenção ainda que não estejam ligadas à SMSL. O protótipo e a aplicação Android desenvolvidos compõem a parte principal do sistema e foram submetidos à testes de simulação em ambiente controlado, onde foi observado um excelente desempenho de identificação de situações de risco e tempo de resposta.

Os resultados promissores apresentados pelo sistema sinalizam que o trabalho proposto tem potencial para desempenhar um papel relevante nessa área de estudo, porém, ainda há várias melhorias a serem implementadas. Também é importante frisar que, devido ao trabalho ter sido realizado em cenário de pandemia, testes com voluntários se tornaram inviáveis, entretanto, isso se mostra algo de extrema importância para uma análise mais completa do sistema e deve ser visto como fator essencial na continuidade do projeto.

Portanto, propõe-se como trabalho futuro o aperfeiçoamento do protótipo, de forma que disponha de sua versão enquanto sistema vestível e disponha de sensores que melhor se

adaptem à essa versão. Outro trabalho futuro é a implementação da análise com Aprendizado de Máquina, a fim de aprimorar o processo de análise e reconhecimento de padrões de risco, de forma a correlacionar diferentes dados sensoreados.

REFERÊNCIAS

BOSTON PUBLIC HEALTH. **Febre infantil**: Como medir a temperatura. Massachusetts, 2015. Disponível em: <https://cutt.ly/7d7TKyR>. Acesso em: 12 ago. 2020.

BRASIL. **Dispõe sobre o Estatuto da Criança e do Adolescente e dá outras providências**. República Federativa do Brasil, Brasília, DF, 2019. Disponível em: <https://www.gov.br/mdh/pt-br/assuntos/noticias/todas-as-noticias/2019/maio/governo-federal-lanca-nova-edicao-do-estatuto-da-crianca-e-do-adolescente-eca/ECA2019digital.pdf>. Acesso em: 20 jul. 2020.

COLTON, S.; MENTOR, F. The balance filter. **Presentation, Massachusetts Institute of Technology**, Massachusetts, 2007.

DAVIS, J.; GOADRICH, M. The relationship between precision-recall and roc curves. **Proceedings of the 23rd international conference on Machine learning**, [S.I: s. n.], p. 233–240, 2006.

DIAS, D.; CUNHA, J. P. S. Wearable health devices—vital sign monitoring, systems and technologies. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, [S.I: s. n.], v. 18, n. 8, p. 2414, 2018.

DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. Pattern classification. a wiley-interscience publication. **ed: John Wiley & Sons, Inc**, [S.I: s. n.], 2001.

ELETROGATE. **Acelerômetro e Giroscópio 3 Eixos 6 DOF MPU-6050 GY-521**. [S.I.], 2020. Disponível em: <https://www.eletrogate.com/acelerometro-e-giroscopio-3-eixos-6-dof-mpu-6050-gy-521>. Acesso em: 30 set. 2020.

FIGUEROA, R. **O que é eHealth?** [S.I.], 2018. Disponível em: <https://portalelemedicina.com.br/blog/o-que-e-ehealth>. Acesso em: 23 ago. 2020.

FILIPPE FLOP. **Sensor de Batimento Cardíaco e Oxímetro MAX30100**. [S.I.], 2020. Disponível em: <https://www.filipeflop.com/produto/sensor-de-batimento-cardiaco-e-oximetro-max30100/>. Acesso em: 30 set. 2020.

GUI, P.; TANG, L.; MUKHOPADHYAY, S. Mems based imu for tilting measurement: Comparison of complementary and kalman filter based data fusion. **2015 IEEE 10th conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)**, IEEE, [S.I.], p. 2004–2009, 2015.

HANDSON TECHNOLOGY. **ESP8266 NodeMCU WiFi Devkit**. [S.I.], 2013. Rev. 1.2.

INVENSENSE. **MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification**. [S.I.], 2013. Rev. 3.4.

LOCKWOOD, C.; CONROY-HILLER, T.; PAGE, T. Vital signs. **JBİ reports**, Wiley Online Library, [S.I.], v. 2, n. 6, p. 207–230, 2004.

LUKOWICZ, P.; KIRSTEIN, T.; TRÖSTER, G. Wearable systems for health care applications. **Methods of information in medicine**, Schattauer GmbH, [S.I.], v. 43, n. 03, p. 232–238, 2004.

MARWEDEL, P. **Embedded system design**. [S.I.]: Springer, 2006. v. 1.

MATHWORKS. **ThingSpeak Documentation**. [S.I.], 2021. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/thingspeak/>. Acesso em: 29 jul. 2021.

MATOSO, L. M. L. Morte súbita do lactente: uma revisão integrativa. **Revista Saúde e Desenvolvimento**, [S.I.], v. 13, n. 15, 2020.

MAXIM INTEGRATED. **Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health - MAX30100 DATASHEET**. [S.I.], 2014.

MINUTOS, A. em . **ESP8266 NodeMCU: o substituto do Arduino em soluções IoT**. [S.I.], 2019. Disponível em: <https://medium.com/@automacaoem5minutos/esp8266-nodemcu-o-substituto-do-arduino-em-soluç~oes-iot-25218767965f>. Acesso em: 30 set. 2020.

MIT APPINVENTOR. **About Us**. [S.I.], 2021. Disponível em: <https://appinventor.mit.edu/about-us>. Acesso em: 29 jul. 2021.

NEVES, C. M. Novas recomendações na prevenção da morte súbita do lactente. **Revista Portuguesa de Clínica Geral**, Associação Portuguesa dos Médicos de Clínica Geral, [S.I.], v. 27, n. 6, p. 566–568, 2011.

NOERGAARD, T. **Embedded Systems Architecture: A comprehensive guide for engineers and programmers**. [S.I.]: Elsevier, 2005.

NUNES, M. L. Síndrome da morte súbita do lactente: aspectos epidemiológicos, fisiopatologia e prevenção. **Reis**, [S.I: s.n.], v. 3, n. 19, p. 22, 2000.

SOUSA, H.; VIEIRA, A.; MOURA, C. O electrocardiograma infantil normal, noções para pediatras. **Acta Pediátrica Port**, [S.I: s.n.], v. 42, n. 5, p. 235–240, 2011.

SOUZA, T. F. d. **SML: uma solução para prevenção da morte súbita infantil**. Dissertação (Monografia de graduação) – Universidade Federal da Paraíba, Brasil, 2017.

TEDESCO, K. R. **Sistema para monitoramento remoto dos sinais vitais de um bebê**. Dissertação (Monografia de graduação) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Brasil, 2016.