

Baby Care: Dispositivo vestível como Sistema de Telemonitoramento para Bebês

**Beatriz Silva¹, Marianna Severo¹, Marisa Silva¹, Iago Lima¹, Arthur Callado¹,
Marcelo Martins da Silva¹, Paulo Aguilár¹, Francisco Helder Filho¹**

¹Universidade Federal do Ceará – Campus de Quixadá

Rua José de Freitas Queiroz, 5003 – 63.902-580 – Quixadá – CE – Brasil

{be.precebes,483277,marisa296}@gmail.com, iago.oliveira@alu.ufc.br,

{arthur,mmartins,pauloaguilar,helderhdw}@ufc.br

Abstract. *According to the World Health Organization, in 2015, 6.5 million children died before completing five years of age. Furthermore, circa 3500 babies younger than a year old die every year in the United States for unknown reasons, of which 44% have been classified as sudden infant death syndrome. With the help of the Internet of Things and wearable devices, applications such as keeping track of the information sent by the human body can be developed. In this respect, this article presents a project that proposes the development of a wearable device to monitor a baby's physical characteristics during sleep, such as cardiac frequency, temperature, and position.*

Resumo. *Segundo a Organização Mundial da Saúde, em 2015, 6,5 milhões de crianças morreram antes de completar cinco anos de idade. Além disso, cerca de 3.500 bebês com menos de um ano de idade morrem todos os anos nos Estados Unidos por razões desconhecidas, dos quais 44% foram classificados como síndrome de morte súbita infantil. Com a ajuda da Internet das Coisas e dos dispositivos vestíveis, podem ser desenvolvidas aplicações como o acompanhamento de informações enviadas pelo corpo humano. Nesse sentido, este artigo apresenta um projeto que propõe o desenvolvimento de um dispositivo vestível para monitorar características físicas de um bebê durante o sono, como frequência cardíaca, temperatura e posição.*

1. Introdução

De acordo com dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), no ano de 2015, 6,5 milhões de crianças morreram antes de completarem pelo menos 5 anos de idade. O risco de uma criança morrer antes de completar esta idade é mais alto no continente africano, com cerca de 81 mortes para cada 1.000 nascidos vivos [WHO 2015].

De acordo com o Centro de Controle e Prevenção de Doenças (do inglês, *Center for Disease Control and Prevention*), cerca de 3.500 bebês menores de um ano morrem por ano de causas desconhecidas nos Estados Unidos. Deste número, 44% dos casos são classificados como síndrome da morte súbita do lactente, 31% como causa desconhecida e 25% como asfixia acidental ou estrangulamento na cama [CDC 2020].

No Brasil, o órgão responsável por calcular esse índice é o Sistema Único de Saúde (SUS), e a síndrome da morte súbita consta em uma lista de causas evitáveis, reduzíveis

por ações adequadas de promoção e de atenção à saúde [Malta et al. 2011]. A OMS classifica a Síndrome da Morte Súbita do Lactente em um grupo particular, denominado de Sintomas, Sinais e Achados Anormais de Exames Clínicos e de Laboratório, e o SUS segue hierarquicamente esta classificação [Malta et al. 2011].

O monitoramento de crianças é uma atividade não apenas cultural, mas também uma ação preventiva, intrinsecamente ligada ao cuidado e bem-estar infantil. Isso o tornou alvo de diversas intervenções tecnológicas, tais como as babás eletrônicas, cuja popularização foi um passo importante sobre o monitoramento infantil.

Hoje, vemos diversas áreas da Tecnologia da Informação evoluírem rapidamente. Dentre elas, temos os dispositivos vestíveis, ou *wearables*, que representam um importante passo evolutivo da tecnologia móvel, adotados por um número crescente de pessoas. Tais artefatos são utilizados, dentre outros fins, para o controle do usuário sobre sua saúde, através do monitoramento de dados emitidos pelo corpo humano [Fantoni 2016].

Desse modo, tendo em vista o potencial das tecnologias da informação no auxílio aos cuidados com a saúde, neste trabalho propõe-se um sistema vestível (*wearable*) de monitoramento para bebês em seus primeiros meses de vida, a fim de prevenir possíveis intercorrências enquanto eles dormem, fornecendo informações que permitam ao responsável a observação de sintomas anormais com maior antecedência.

2. Trabalhos Relacionados

Diversos trabalhos vêm sendo realizados nesse contexto, como o de Ferreira [Ferreira et al. 2016], em que foi desenvolvido um sistema para monitoramento de bebês durante o período de sono, com bateria com duração mínima de 8 horas. Esse sistema teve como objetivo prevenir casos de Síndrome da Morte Súbita do Lactente (SMSL), por meio da observação de parâmetros vitais dos bebês e da ativação de alarmes em caso de eventos inesperados. Ele é composto por três partes principais: o dispositivo *wearable*, responsável por mensurar e processar os dados sobre a temperatura e a posição corporais, e sobre as frequências cardíaca e respiratória; o *gateway*, para recepção das informações processadas e para controle da comunicação entre as partes do sistema; e a interface médica, para que usuários possam observar as informações em tempo real, assim como consultar históricos e gerar arquivos a partir desses dados.

O trabalho de Ferreira [Ferreira et al. 2016] usa tecidos inteligentes para a adaptação dos sensores, de maneira a fornecer maior conforto aos bebês, e técnicas de processamento de sinais que ajudaram a melhorar as leituras dos sensores reduzindo o uso de recursos computacionais. Para a construção do protótipo apresentado neste trabalho, não se utilizaram tecidos inteligentes, considerados para desenvolvimentos futuros. Além disso, diferentemente de [Ferreira et al. 2016], a comunicação foi realizada entre o próprio microcontrolador responsável pela leitura dos sensores e um servidor em nuvem, sem um *gateway* intermediário, acelerando a aquisição de dados e o envio de alertas.

Em Fernandes et al. [Fernandes et al. 2016], uma das principais preocupações durante o desenvolvimento de dispositivos *wearable* é a utilização dos recursos computacionais e energéticos, uma vez que estes são limitados nesses tipos de aplicação. Ademais, uma das principais consumidoras de recursos energéticos são as comunicações sem fio. Para melhorar a eficiência no uso desses recursos, diversas técnicas podem ser empregadas, sendo conhecidas como mecanismos de controle de energia de transmissão.

Assim, o trabalho de Fernandes et al. [Fernandes et al. 2016] propõe o desenvolvimento de um algoritmo para melhorar a utilização de energia de um sistema *wearable* para monitoramento de bebês durante o sono. Esse algoritmo leva em consideração tanto a posição do bebê (que pode interferir no desempenho da comunicação), como o indicador da força do sinal recebido (do inglês, *Received Signal Strength Indication* - RSSI) durante a comunicação entre o dispositivo *wearable* e um *gateway* responsável pelo controle das comunicações. Essas informações são utilizadas para determinar a adoção de técnicas dinâmicas de controle da potência do sinal de transmissão, mantendo o RSSI em um intervalo pré-definido. Isso gerou uma economia de energia de até 49%. Já neste trabalho, a abordagem para reduzir o consumo de recursos computacionais foi o estabelecimento de um intervalo fixo (um minuto) para o envio dos dados dos sensores, simultaneamente.

No trabalho de Tedesco [Tedesco 2016], foi desenvolvido um protótipo de sistema de monitoramento de bebês que capta a temperatura, a frequência cardíaca e a posição corporal durante o sono, e as envia para um servidor *web*. Posteriormente, a plataforma alimenta uma aplicação *Android* que deve estar instalada nos *smartphones* de pais e cuidadores. Entretanto, devido a questões burocráticas, o sistema não foi testado em bebês, tendo sido testado no próprio desenvolvedor do protótipo, em ambientes controlados. Diferentemente do trabalho de Tedesco, este trabalho usa uma infraestrutura de nuvem e dá suporte ao armazenamento de dados de oximetria (não usados nos experimentos).

O trabalho de [Linti et al. 2006] apresenta uma roupa sensorial para monitoramento infantil, buscando atuar na prevenção de situações de risco e no reconhecimento da progressão de doenças a partir de seu estado inicial. Para isso, foi construída uma roupa capaz de coletar dados de temperatura, frequência cardíaca, respiração e umidade, e de enviá-los a uma aplicação hospedada em um computador. Esta é capaz de analisar essas informações e emitir alertas caso os parâmetros coletados não estejam dentro dos limites estabelecidos. As principais diferenças entre o trabalho de [Linti et al. 2006] e o aqui proposto estão na comunicação, visto que utilizamos uma abordagem em nuvem para facilitar o acesso aos dados, e no dispositivo que acessa esses dados, já que foi utilizado um dispositivo móvel, a fim de fornecer maior mobilidade.

Em [Alkharabsheh 2018], é apresentado um sistema inteligente de agentes móveis para monitoramento, capaz de coletar e analisar dados, exibindo essas informações e alertando quando identifica situações de risco. O sistema monitora batimentos cardíacos, temperatura, respiração e movimentos do corpo, e os dados são transmitidos via *SMS*, podendo ser enviados para chamar ambulância. O trabalho de [Alkharabsheh 2018] se distingue do aqui proposto pela sua abordagem de comunicação e pela forma de coleta de dados, pois neste é proposto um ambiente de nuvem em conjunto com uma aplicação *Android*, bem como a adoção de tecnologia *wearable* para obtenção de parâmetros vitais.

Por fim, Akhir et al. [Akhir et al. 2018] traz um *framework* com dois estágios: o sistema de monitoramento, que realiza a coleta e análise da posição e da frequência cardíaca; e uma aplicação *Android*, que emite alertas e exibe informações sobre o estado da criança. Nele, propõe-se a comunicação via *Bluetooth*. Como o trabalho de Akhir et al. [Akhir et al. 2018] é completamente conceitual, se limitando à criação da arquitetura de um sistema de alerta para a SMSL, a principal diferença entre ele e o aqui apresentado é a implementação, realizada neste último. Este trabalho também apresenta uma maior variedade de dados coletados com o propósito de alcançar uma análise mais completa.

3. Dispositivos e Plataformas

No presente trabalho, propõe-se um sistema de monitoramento infantil composto por três partes principais: o sistema embarcado, com um microcontrolador e sensores para captura de sinais vitais e posição; uma aplicação *Android*, responsável por fornecer uma interface de usuário; e um servidor remoto, intermediário da comunicação entre o sistema embarcado e a aplicação *Android*. A Figura 1 apresenta a arquitetura do sistema proposto.



Figura 1. Arquitetura do Sistema Proposto.

A plataforma NodeMCU ESP8266 foi escolhida para a construção do sistema embarcado por combinar um módulo de rede *Wireless*, seguindo os protocolos 802.11 b/g/n, uma interface de comunicação serial-USB, um regulador de tensão para 3,3V, onze pinos de entrada e saída, e um conversor analógico-digital [Adilson Thomsen 2016]. Como apenas um dos pinos de entrada da NodeMCU ESP8266 aceita entrada analógica, empregou-se a plataforma Arduino Nano como auxiliar para a leitura de um dos dois sensores analógicos [Luís Fernando Chavier 2018]. Ambas as plataformas foram escolhidas pela sua facilidade de uso, baixo preço, módulo de comunicação com a Internet (NodeMCU) e ampla utilização em prototipagem de sistemas embarcados.

Os sinais vitais acompanhados foram a temperatura corporal e a frequência cardíaca, além da posição do bebê quando deitado. Para isso, foram utilizados três tipos de sensores: de frequência cardíaca, de temperatura e um módulo acelerômetro/giroscópio.

Para a medição da frequência cardíaca, assim como feito em [Ferreira et al. 2016] e [Fernandes et al. 2016], foi utilizado um sensor ECG e, a partir dele, derivada a frequência cardíaca, calculando-se o intervalo entre dois picos do sinal cardíaco. Aqui foi utilizado o módulo sensor cardíaco ECG AD8232, que possui uma alimentação de 3,3V, fornece saída analógica e conta com um circuito amplificador que reduz o ruído para pequenos sinais [Analog Devices 2012]. Já, para a medição de temperatura, foi empregado o sensor de temperatura NTC 10K Ω , com alimentação de 5V, saída analógica e faixa de operação que vai de -55 °C a +125 °C [CANTHERM 2012]. Por último, para a identificação da posição do bebê, foi aplicado o módulo sensor MPU 6050, que possui alimentação de 3,3V, uma interface de comunicação I2C e é composto por um acelerômetro, um giroscópio e um sensor de temperatura [INVENSENSE 2013].

Por sua facilidade de uso, a aplicação *Android* foi desenvolvida na plataforma *App Inventor*, uma ferramenta gratuita de desenvolvimento de aplicações para *Android* mantida por uma equipe do MIT (*Massachusetts Institute of Technology*). Ela funciona via navegador e permite a programação e geração de código para celular [INVENTOR 2019].

Finalmente, adotou-se a plataforma *ThingSpeak* como intermediária na comunicação entre o sistema embarcado e a aplicação *Android*, permitindo o armazenamento das informações monitoradas. Ela possui versão gratuita para Internet das Coisas, permitindo o envio de dados de sensores através de requisições HTTP, a representação gráfica desses dados e a leitura de informações por outros dispositivos habilitados.

4. Metodologia

Nesta seção, apresentamos as principais etapas do trabalho desenvolvido.

4.1. Baby Care: Sistema de Telemonitoramento

O sistema proposto tem o objetivo de monitorar os sinais vitais de bebês em seus primeiros meses de vida, de maneira a prevenir possíveis intercorrências enquanto eles dormem, assim como prover informações que permitam aos pais, e/ou profissionais responsáveis, a observação de sintomas anormais com maior antecedência. Para isso, foram empregados três sensores para monitoramento da frequência cardíaca, temperatura e posição dos bebês. A Figura 2 traz uma visão geral do sistema, com o dispositivo de monitoramento na vestimenta do bebê e uma ampliação de seus componentes. Ademais, o sistema possui características funcionais de interação entre usuário e interface (aplicação *Android*).

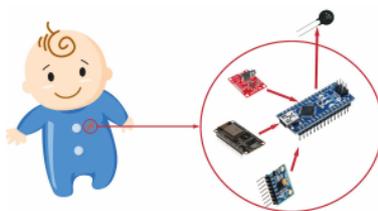


Figura 2. Visão Geral do Sistema de Telemonitoramento.

Já existem soluções consolidadas no mercado, porém, o custo de aquisição dessa tecnologia é alto, por volta de 300 dólares (a solução deste trabalho teve o custo de R\$ 123,04). Além disso, estes equipamentos não estão disponíveis no mercado brasileiro, fazendo-se necessária sua importação. O sistema apresentado neste trabalho é bem mais acessível, permitindo uma maior difusão da tecnologia.

O diagrama de Casos de Uso (Figura 3) ilustra as interações entre o usuário (responsável pela criança) e o sistema, por meio da Interface de Usuário implementada pela aplicação *Android*. Nela, o responsável pode acompanhar as informações sobre a temperatura, a frequência cardíaca e a posição do bebê, e recebe notificações caso alguma anormalidade seja detectada. Situações que levam o sistema a emitir notificações são: temperatura ou frequência cardíaca fora do intervalo considerado normal, ou a permanência do bebê, acima de um tempo limite, em uma posição considerada de risco à vida. Glossário:

- **Dados** são informações medidas pelo sistema embarcado: temperatura corporal, frequência cardíaca, posição e o instante de tempo em que a medição foi realizada.
- **Posição do bebê:** indica se o bebê está deitado de barriga para cima ou para baixo.
- **Limites** são intervalos adotados, a partir de pesquisas, para os quais o sistema considera que o bebê está bem, ou seja, que os dados possuem valores normais.
- **Notificações** são avisos (sonoros como visuais) emitidos pela interface indicando alguma coisa errada com o bebê e mostrando que dado(s) as motivou.

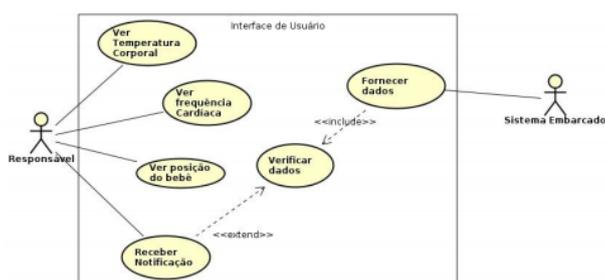


Figura 3. Diagrama de Casos de Uso.

O sensor ECG AD8232 observa os sinais elétricos gerados pelo coração e produz como saída um sinal de onda correspondente aos observados em eletrocardiogramas. Para a obtenção da frequência cardíaca a partir do ECG, em Batimentos por Minuto (BPM), utilizou-se o intervalo de tempo entre dois pulsos QRS (como feito em [Ferreira et al. 2016] e [Fernandes et al. 2016]), que são os pulsos elétricos mais elevados do coração. E, para garantir precisão nos valores obtidos, criou-se uma interrupção de *timer* que, a cada um milissegundo, dispara a leitura do sensor.

A medição da posição do bebê, usa os sensores acelerômetro e giroscópio do módulo MPU 6050 para inferir o ângulo de inclinação do dispositivo. Aplica-se o conceito de *Complementary Filter*, modelado pela Equação 1 [Gui et al. 2015]:

$$\theta_{Angle} = \alpha * (\theta_{Angle} + \omega_{Gyro} * dt) + (1 - \alpha) * (a_{Acc}) \quad (1)$$

Na equação, θ_{Angle} é o ângulo de inclinação, α é o coeficiente do filtro, ω_{Gyro} é a velocidade angular do giroscópio e a_{Acc} é o ângulo obtido pelo acelerômetro. Utiliza-se uma combinação de filtros passa-baixa – que filtram as flutuações curtas, permitindo a passagem apenas de sinais de longa duração – e passa-alta – que agem de forma oposta –, filtrando os sinais que permanecem estáveis ao longo do tempo e assegurando a passagem de sinais de curta duração [Gui et al. 2015]. Esse processo é ilustrado na Figura 4.

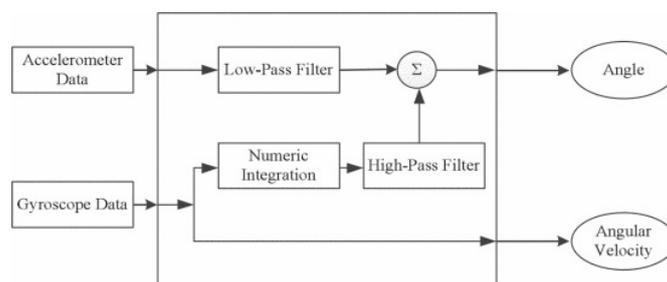


Figura 4. Complementary Filter, apresentado em GUI et al. [Gui et al. 2015].

A leitura destes sensores também foi configurada através de um *timer* que disparava a cada quarenta segundos. Além disso, cada valor obtido pelo acelerômetro passou por um processo de conversão para graus. O valor em graus lido foi utilizado para determinar se o bebê estava de barriga para cima, de lado ou de barriga para baixo.

Por fim, a leitura do sensor de temperatura (NTC) foi realizada a cada quarenta segundos de acordo com a interrupção de *timer* configurada para a leitura da posição. É

recebida pela NodeMCU através de comunicação serial com a plataforma Arduino Nano.

Após a aquisição dos três tipos de informações, a cada minuto uma interrupção de *timer* é responsável por disparar seu envio para a plataforma *ThingSpeak*. Quando a Internet está indisponível, os dados ficam armazenados e são enviados posteriormente. A Figura 5 demonstra a máquina de estados finitos do funcionamento do sistema proposto.

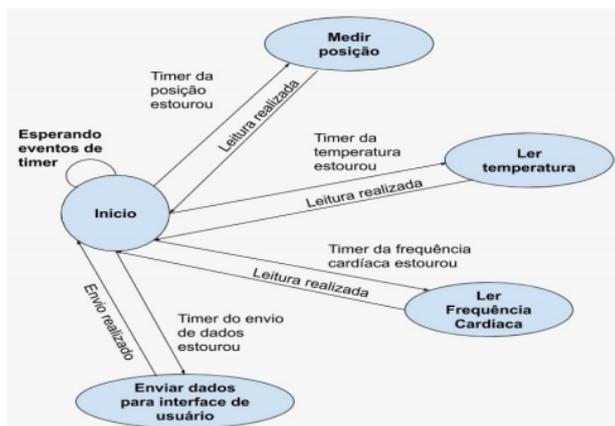


Figura 5. Máquina de Estados Finitos.

4.2. Experimentos

Conforme a arquitetura de componentes apresentada na Seção 3, foi produzido um protótipo de uma blusa para fins de validação. A Figura 6 mostra a primeira versão de projeto e o protótipo finalizado do dispositivo proposto.

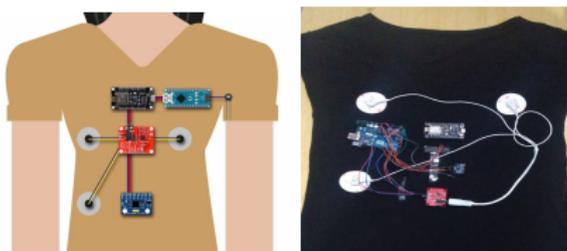


Figura 6. Protótipo utilizado no teste.

A alocação de componentes foi feita com base no melhor arranjo identificado para a captura de dados, sendo determinada da seguinte maneira: o sensor de posição (MPU 6050) encontra-se na região acima do umbigo; o módulo eletrocardiograma, com seus eletrodos distribuídos entre os lados direito e esquerdo, fica acima do MPU 6050 e próximo à região do abdômen; e o sensor de temperatura fica na região interior da axila.

O teste piloto do sistema foi realizado em um ambiente controlado pelos próprios autores deste trabalho na Universidade (BLIND REVIEW), departamento (BLIND REVIEW). Não foram testados protótipos com bebês por questões éticas de pesquisa com seres humanos.

Primeiramente, foram estabelecidos os limites aceitáveis para cada medição, tanto para garantir a corretude da leitura dos sensores, como para classificar as respostas

obtidas. Para a temperatura, seguindo as métricas da Comissão da Saúde Pública de Boston [Boston Public Health Commission 2015], foi considerado o intervalo de $34,7^{\circ}$ a $37,6^{\circ}C$ como sendo a temperatura corporal normal para um bebê, e acima de $37,6^{\circ}C$ e abaixo de $34,7^{\circ}C$ como princípios de hipertermia e hipotermia, respectivamente.

Definindo a referência para o acelerômetro, tem-se que entre 50° e $90,9^{\circ}$ o bebê está com a barriga para cima, entre 0° e $49,9^{\circ}$ o bebê está de lado e, se a posição lida for negativa ($< 0^{\circ}$), o bebê está com a barriga para baixo. Dessa maneira, neste trabalho, foi empregado apenas um dos eixos do acelerômetro, assim como foi feito em [Tedesco 2016], ao contrário de FERREIRA et al. [Ferreira et al. 2016], que utilizou dois eixos. É importante destacar que a confiabilidade do valor obtido para a posição do bebê depende do correto posicionamento do acelerômetro no dispositivo *wearable*.

A frequência cardíaca varia conforme a idade e o condicionamento físico de modo que, quanto menor é a idade, maior é a frequência cardíaca. No caso de bebês, a média normal é de 120 BPM, com uma variação de 80 a 160 BPM [Sousa et al. 2011]. Com essas informações, pode-se identificar problemas como a taquicardia e a bradicardia.

5. Resultados

Nos testes com o protótipo, cada função foi testada de maneira isolada, a fim de verificar a funcionalidade e encontrar melhores taxas de amostragem para cada sensor. Avaliou-se a integração das funcionalidades, fazendo-se a captura dos três tipos de dados, testando se eles estavam sendo recebidos pela plataforma *ThingSpeak* e pela aplicação no celular.

A Figura 7 mostra os resultados obtidos pelos sensores de temperatura ($36^{\circ}C$) e de batimentos cardíacos, em gráficos construídos na plataforma *ThingSpeak*. Pode-se observar que os sinais estão conforme esperado, pois o voluntário é adulto.

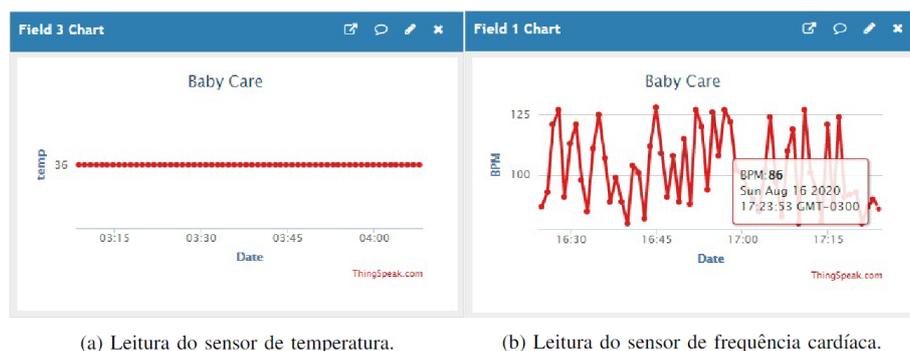
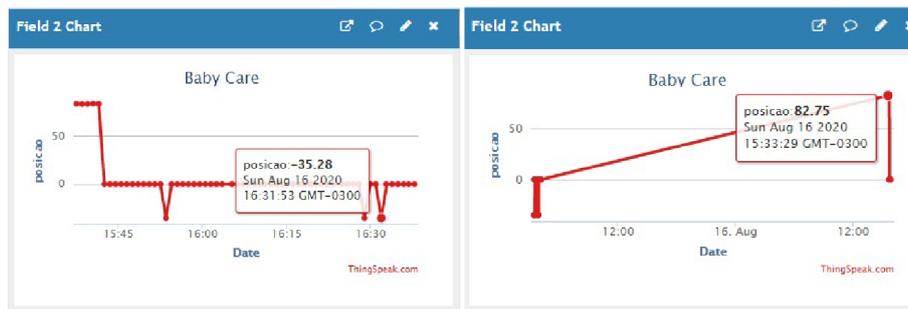


Figura 7. Leituras dos sensores de temperatura e de frequência cardíaca.

Já as Figuras 8 e 9 representam, respectivamente, as posições “de bruços” ou “supina” e sentado. Um intervalo de valores define se a posição é de bruços (que gera um alerta de risco - esta posição é a mais comum para casos de morte súbita infantil) ou não, enquanto a posição sentado ou em pé (o primeiro gráfico da Figura 11 mostra um exemplo da posição “em pé”) é dada por uma rotação de 45° em torno do eixo X.

Com os três sensores enviando dados à plataforma, deu-se início aos testes da aplicação *Android*. Na Figura 10, à esquerda, é mostrada a tela de login do aplicativo. Os dados apresentados são específicos do usuário logado. A mesma figura, à direita,



(a) Leitura acelerômetro e giroscópio na posição deitado de bruços. (b) Leitura acelerômetro e giroscópio na posição deitado supino.

Figura 8. Leituras do acelerômetro e giroscópio nas posições de bruços e supino.



Figura 9. Leitura acelerômetro e giroscópio na posição sentado.

apresenta a tela inicial da aplicação. Ao clicar em um dos sinais vitais representados pelos botões e figuras, o usuário é direcionado para a respectiva tela apresenta o dado mais recente, o instante em que foi coletado, e um gráfico com o histórico das medições. Além disso, na Figura 10, a parte inferior direita da tela, *Status*, apresenta um aviso caso uma das informações se mostre fora dos limites normais.

A Figura 11 apresenta a interface de usuário com os gráficos dos valores mais recentes de posição, temperatura e frequência cardíaca do bebê.

Nesse primeiro protótipo, a leitura das informações da plataforma foi realizada a cada segundo. Além disso, como ainda não foi desenvolvida a persistência dos dados, apenas as últimas medições realizadas são apresentadas nos gráficos de cada tipo de informação e eles são zerados cada vez que a aplicação é reiniciada.

Foram realizados testes para diferentes situações possíveis, alterando-se a posição do usuário e simulando-se diferentes temperaturas corporais. Para os testes com a frequência cardíaca, as medições foram realizadas antes e depois de algum esforço físico que as alterasse. É importante lembrar que os experimentos dessa primeira versão foram realizados nos próprios desenvolvedores do sistema, e não em bebês. Isso ocorreu devido a restrições de tempo, uma vez que os planos de testes deveriam passar por um comitê de ética, o que poderia necessitar de muito tempo.

Com os resultados dos testes realizados, conclui-se que o sistema apresentou bom desempenho, conseguindo obter os dados dos três sensores com eficiência.

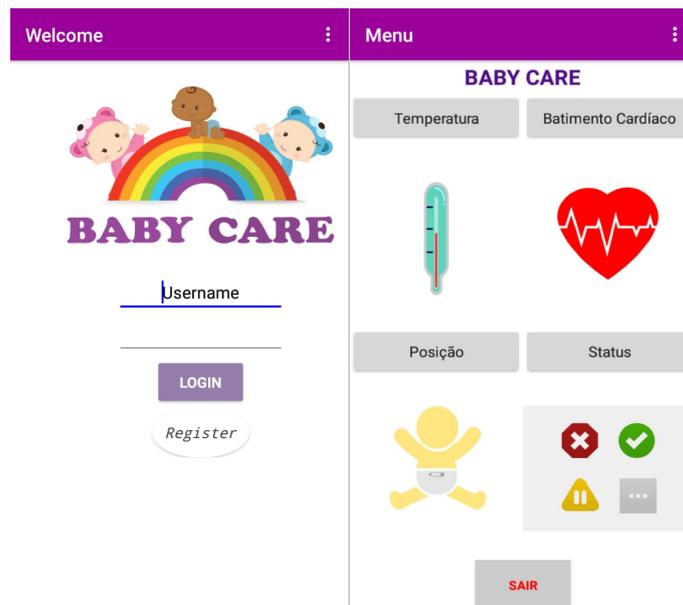


Figura 10. Telas de login (esq.) e inicial (dir.) da Aplicação Android.



Figura 11. Telas da aplicação para posição, temperatura e batimentos cardíacos.

6. Considerações Finais

Ao final do trabalho, chegou-se aos resultados esperados, que eram o monitoramento remoto dos sinais vitais e de posição, sendo apresentados através de uma aplicação *Android*. Todavia, o trabalho ainda precisa evoluir para que o sistema se torne mais robusto.

Tendo em vista que o protótipo apresentado está em sua primeira versão, algumas importantes questões não foram tratadas, mas precisam ser consideradas em trabalhos futuros. Uma delas é a segurança das informações, uma vez que o sistema realiza o compartilhamento de dados médicos, que possuem regulamentações específicas. Algumas alternativas podem ser a restrição de acesso às informações do bebê, liberando-as apenas aos responsáveis à equipe médica autorizada pelo responsáveis, seguindo a Lei Geral de Proteção de Dados (LGPD).

Outra questão é a segurança da comunicação, o que conduzirá à escolha de outras plataformas de *IoT* e protocolos de comunicação que utilizem uma criptografia mais robusta para os dados transmitidos, já que a plataforma utilizada atualmente, *ThingSpeak*, só suporta criptografia simples através de HTTPS.

Um outro ponto importante é a escalabilidade. Para isso, uma etapa futura do

projeto pode consistir na implementação de uma aplicação em nuvem que centralize os dados de todos os usuários do sistema. Isso pode facilitar o acesso das equipes médicas aos dados de seus pacientes e garantir que cada usuário tenha acesso apenas aos dados permitidos para a sua conta. Para tal, infraestruturas de nuvem já bem consolidadas no mercado, e que disponibilizam uma série de ferramentas úteis, podem ser empregadas, como *AWS* e *Google Cloud*.

Ademais, um importante detalhe é o tempo entre as atualizações das informações. Atualmente, devido às limitações dos dispositivos e plataformas utilizados no projeto, os dados obtidos pelo protótipo vestível estão sendo enviados a cada um minuto para a plataforma em nuvem. Entretanto, tendo em vista que esse é um período muito grande, que não permitiria uma resposta rápida a uma situação de emergência, os recursos e implementações devem ser melhor selecionados para que permitam tempos de transmissão bem menores, como, por exemplo, de 10 segundos.

Como mais sugestões de trabalhos futuros, deve ser realizada uma pesquisa mais detalhada para a escolha dos materiais que constituirão o dispositivo, pois os sensores devem ser incorporados de forma a não causar danos à pele do bebê nem incômodo na realização de suas atividades. Além disso, outras plataformas e sensores podem ser experimentados, de maneira a atingir-se o menor preço e maior eficiência do sistema.

Outra característica interessante a se explorar como trabalho futuro é a integração da função de monitoramento de sono com auto quantificação, assim como feito em [Simão and Marcelo 2019], fazendo-se a coleta de sinais vitais relacionados à qualidade do sono do usuário. Por fim, pretende-se realizar, seguindo-se todos os procedimentos éticos, os testes de usabilidade do sistema com os bebês e seus responsáveis.

Ao longo deste trabalho, diversas lições foram aprendidas, como a integração entre diferentes ambientes de desenvolvimento: sistemas embarcados, Nuvem e desenvolvimento para ambiente móvel. Através de levantamento da literatura, pode-se observar a importância de trabalhos voltados para o cuidado de bebês, as diversas abordagens interessantes para a solução dos problemas envolvidos nesse domínio de aplicação e os diferentes desafios associados. Alguns dos principais problemas, cuja solução deve ser melhorada em versões futuras deste sistema incluem: a escolha de materiais e sensores que não ofereçam risco à saúde dos usuários, levando-se em consideração que a pele de bebês é mais sensível; o emprego de plataformas que facilitem o crescimento do sistema e garantam a segurança das informações; e o melhoramento das regras de negócio do sistema, de maneira que os dados possam ser fornecidos em tempo real e ações rápidas possam ser tomadas, principalmente durante emergências.

Referências

- Adilson Thomsen (2016). *Como programar o módulo ESP8266 NodeMCU*.
- Akhir, E. A. P., Bachok, R., Arshad, N. I., and Zamri, A. A. (2018). Conceptual framework for sids alert system. In *2018 4th International Conference on Computer and Information Sciences (ICCOINS)*.
- Alkharabsheh, A. R. (2018). An intelligent mobile agents system for sudden infant death syndrome monitoring. In *2018 Advances in Science and Engineering Technology International Conferences (ASET)*.

- Analog Devices (2012). *Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End - DATASHEET AD8232*.
- Boston Public Health Commission (2015). *Febre infantil: Como medir a temperatura*.
- CANTHERM (2012). *Pearl-Shaped Precision NTC Thermistor for Temperature Measurement*.
- CDC (2020). *Sudden Unexpected Infant Death and Sudden Infant Death Syndrome*. Center for Disease Control and Prevention.
- Fantoni, A. (2016). Dispositivos wearable para o campo da saúde: Reflexões acerca do monitoramento de dados do corpo humano. *Temática*, 12.
- Fernandes, D., Ferreira, A. G., Branco, S., Abrishambaf, R., Carvalho, H., Mendes, J., Cabral, J., and Rocha, A. (2016). Energy saving mechanism for a smart wearable system: Monitoring infants during the sleep. In *2016 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*.
- Ferreira, A. G., Fernandes, D., Branco, S., Monteiro, J. L., Cabral, J., Catarino, A. P., and Rocha, A. M. (2016). A smart wearable system for sudden infant death syndrome monitoring. In *2016 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*.
- Gui, P., Tang, L., and Mukhopadhyay, S. (2015). Mems based imu for tilting measurement: Comparison of complementary and kalman filter based data fusion. In *2015 IEEE 10th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA)*.
- INVENSENSE (2013). *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*.
- INVENTOR, M. A. (2019). *What is App Inventor?* MIT.
- Linti, C., Horter, H., Osterreicher, P., and Planck, H. (2006). Sensory baby vest for the monitoring of infants. In *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 06)*.
- Luís Fernando Chavier (2018). *Programação para arduino - primeiros passos*.
- Malta, D. C., França, E., de Abreu, D. X., de Oliveira, H., Monteiro, R. A., Sardinha, L. M. V., Duarte, E. C., and e Silva, G. A. (2011). Atualização da lista de causas de mortes evitáveis (5 a 74 anos de idade) por intervenções do sistema Único de saúde do brasil. *Epidemiologia e Serviços de Saúde*, 20:209–412.
- Simão, I. and Marcelo, L. C. (2019). Sistema de sensores e comunicação sem fio para monitoramento de sono e auto quantificação. Technical report, Trabalho de Conclusão de Curso de bacharelado em Engenharia Elétrica. 2019. Universidade Federal do Paraná.
- Sousa, H., Vieira, A., and Moura, C. (2011). O electrocardiograma infantil normal, noções para pediatras. *Acta Pediátrica Port*, 42:235–240.
- Tedesco, K. R. (2016). Sistema para monitoramento remoto dos sinais vitais de um bebê. Technical report, Trabalho de Conclusão de Curso de bacharelado em Engenharia de Computação - Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
- WHO (2015). *World health statistics 2015*. World Health Organization.