

Avaliação do uso de uma  
tecnologia Wearable na  
monitorização de pacientes  
em enfermaria hospitalar:  
um estudo observacional

Maely Guilherme Botelho Coelho Filho

---

Sistema FIEB



PELO FUTURO DA INOVAÇÃO

CENTRO UNIVERSITÁRIO SENAI CIMATEC

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU

GESTÃO E TECNOLOGIA INDÚSTRIAL – GETEC  
GESTÃO E TECNOLOGIA INDÚSTRIAL – GETEC

Maely Guilherme Botelho Coelho Filho

**Avaliação do uso de uma tecnologia Wearable na monitorização de  
pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional**

Dissertação de Mestrado

Salvador, 2023



Maely Guilherme Botelho Coelho Filho

**Avaliação do uso de uma tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em  
enfermaria hospitalar: um estudo observacional**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu do Centro Universitário SENAI CIMATEC como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em GESTÃO E TECNOLOGIA INDUSTRIAL.

Orientador: Profa. Dra. Bruna Aparecida Souza Machado

Coorientador: Prof. Dr. Valter Estevão Beal

Salvador, 2023



## Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca do Centro Universitário SENAI CIMATEC

---

Coelho Filho, Maely G. B.

Avaliação do uso de tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional / Maely Guilherme Botelho Coelho Filho – Salvador, 2023.

XXf.

1. Descritor 2. Descritor. I. Avaliação do uso de tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional

CDD XXX.XXXX

---



# Maely Guilherme Botelho Coelho Filho

## **Avaliação do uso de uma tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional**

Aprovado em \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2023.

### **Banca Examinadora:**

---

#### **Profa. Dra. Bruna Aparecida Souza Machado**

Doutora em Biotecnologia pela Universidade Federal de Sergipe  
Professora Titular vinculada ao Centro Universitário SENAI CIMATEC

---

#### **Prof. Dr. Valter Estevão Beal – Coorientador**

Doutor em Engenharia Mecânica, ambos pela Universidade Federal de Santa Catarina  
Vinculado ao Centro Universitário SENAI CIMATEC

---

#### **Profa. Dra. Camila de Sousa Pereira-Guizzo**

Doutora em Educação Especial pela Universidade Federal de São Carlos  
Vinculada ao Centro Universitário SENAI CIMATEC

---

#### **Profa. Dra. Milena Botelho Pereira Soares**

Doutora em Ciências Biológicas pela Universidade Federal do Rio de Janeiro  
Vinculada a Fundação Oswaldo Cruz – Fiocruz





*Dedico este trabalho a todas as pessoas que possuem o propósito de impactar de forma positiva a vida de um idoso, entendendo o papel de melhorar a qualidade de final de vida, daqueles que tanto contribuíram para o desenvolvimento da nossa sociedade.*



## **Agradecimentos**

*Agradeço ao a todas as pessoas que me apoiaram, diretamente e indiretamente, como a minha esposa Wacilka Berger, e os meus filhos Enzo Maely Schultz Coelho e Vitória Schultz Coelho, além de Thiago Maia e todos os colegas de curso, bem como os professores que tanto contribuíram, dedicando-se em compartilhar seus conhecimentos, em especial a Profa. Dra. Bruna Aparecida Souza Machado, por ter me proporcionado uma mentoria extremamente importante em minha vida acadêmica, bem como o Prof. Dr. Valter Estevão Beal, pela paciência em me orientar ao longo dessa jornada, ambos tiveram uma enorme participação no meu desenvolvimento pessoal e profissional.*



## Resumo

Os sinais vitais, como a frequência respiratória, pressão arterial, frequência cardíaca e temperatura, são medidas de função do corpo que refletem o estado de saúde do paciente. Na maioria das enfermarias hospitalares, esses parâmetros são avaliados e registrados pela equipe de enfermagem de 6 em 6 horas, a fim de monitorizar e detectar possíveis deteriorações. Destaca-se que, ainda não existe um consenso do melhor método e frequência para detectar a deterioração do paciente, porém sabe-se que a melhora na monitorização dos sinais vitais está relacionada com melhora dos desfechos clínicos. Portanto, detecção precoce de piora do estado de saúde pode evitar eventos adversos, complicações graves e até mortalidade. Nesse contexto, os Dispositivos Eletrônicos Vestíveis (DEV) apresentam-se como uma importante ferramenta para o monitoramento contínuo dos sinais vitais e não vitais do indivíduo de forma não invasiva e portátil, podendo ser utilizado em diferentes ambientes hospitalares, permitindo detecção precoce da deterioração do estado de saúde, além de contribuir com a redução da sobrecarga de trabalho da equipe de enfermagem, redução da perturbação do paciente com menos interferência e maior mobilidade do paciente. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar a viabilidade do uso do dispositivo vestível de pulso *FitBit inspire 3* para mensuração de sinais vitais de pacientes internados em uma enfermaria hospitalar. Foram recrutados 57 indivíduos, homens e mulheres com faixa etária superior ou igual a 50 anos, que estavam internados na enfermaria do Hospital MedSênior Vitória por no mínimo 24hs. Os participantes do estudo recrutados não apresentavam estado grave ou necessidade de procedimentos invasivos. Os pacientes selecionados e que concordaram em participar utilizaram um DEV de pulso modelo FitBit inspire 3 durante 24 horas, sem retirar para nada. As duas equipes de enfermagem, turnos manhã e noite, monitorizaram os sinais vitais de forma convencional, de 6 em 6 horas, e o DEV registrou os parâmetros por 24hs. Os dados do dispositivo foram enviados para nuvem, por bluetooth, para a plataforma Sênior Saúde Móvel. A equipe do estudo avaliou e registrou qualquer evento que ocorreu com o dispositivo como duração da bateria, resistência a água, display, transferência de dados, dentre outros. Todos os participantes, pacientes e equipe de enfermagem, foram avaliados pela Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) quanto a experiência em relação a facilidade e comodidade no uso do DEV. Para o estudo foram adquiridos 20 dispositivos, 15 foram utilizados simultaneamente, e 5 ficaram reservados para eventual falha de sistema. Como resultados, foram analisados o uso do DEV em 25 pacientes, destes, 15 mulheres e 10 homens, idade média 77.4 anos (DP  $\pm$  12.3). O dispositivo apresentou um baixo consumo bateria (média 28.5%, DP  $\pm$  2.0), ausência de degradação, falha de sistema ou evento adverso com água após 24 horas de uso e descartou o desenvolvimento microbiano após 72 horas de incubação. Vinte e cinco pacientes e 25 técnicos de enfermagem responderam os questionários da escala SUS. Os resultados sugerem uma boa aceitação e boa usabilidade dos DEV Fitbit Inspire 3. Conclui-se que o dispositivo FitBit inspire 3 pode ser uma boa alternativa de baixo custo para monitorização contínua de pacientes hospitalares.

**Palavras-chave:** Sinais Vitais. Monitorização Fisiológica. Dispositivos Eletrônicos Vestíveis. Hospital.



## Abstract

### USABILITY OF WEARABLE DEVICE FOR MONITORING PATIENTS IN HOSPITAL WARD: AND OBSERVATIONAL STUDY

Vital signs are measures of body function that reflect patients' health state and includes respiratory rate, blood pressure, heart rate, and temperature. In hospital wards, these parameters are measured and registered by nursing professionals every 4 hours to monitor and detect possible clinical deterioration. There is still not a consensus of the best method and frequency of monitorization to avoid clinical deterioration, however better monitorization has been associated with better clinical outcomes. Therefore, early detection of clinical deterioration can prevent adverse events, clinical complications and even mortality. Wearable devices allow continuing, non-invasive, monitoring of vital and non-vital signs of patients in all hospital environments, facilitating early detection of deterioration, reducing work overload from nursing staff, reduce patients' disturbance, and increase mobility. To verify the usability of FitBit inspire 3 wearable devices for measuring vital signs of patients admitted in hospital wards. Longitudinal prospective analytic observational study. We included 54 patients, age equal or higher than 50 years old, that have been admitted to the hospital ward of Medsenior Hospital in Vitoria/ES, for at least 24 hours, without severe clinical state or need for invasive procedures. Those who agreed to participate used a wrist device, model FitBit inspire 3 for 24 hours, no removal allowed during this period. Two nursing staff, morning, and night were responsible for registering vital signs the conventional way, every 6 hours, while the wearable device registered during the 24 hours and sent the data, via Bluetooth, to a cloud platform named Senior Health Mobile. The staff were also to be responsible for registering any adverse event observed with the device relating to battery, water resistance, display, data transfer, and others. All participants, patients, and staff answered the items of the Scale of System Usability (SSU) to evaluate their experience of the ease and likeness of use of the device in hospital wards. The study acquired 20 devices, 15 were used simultaneously, and 5 were reserved for eventual system failure. The use of the wearable was analyzed in 25 patients, 15 women and 10 men, mean age 77,4 years old (SD  $\pm$  12.3). The wearable showed low consumption of battery life (mean 28.5%, SD $\pm$  2.0), lack of deterioration, system failure or water adverse event after 24 hours of use and there was no microbial development after 72 hours of incubation. Twenty-five patients and 25 nursing staff responded to the SUS scale and showed good acceptability and usability of the wearable Fitbit Inspire 3. The results suggest that FitBit inspire 3 might be a good low-cost alternative to continuing monitoring of hospitalized patients.

**Keywords:** Vital Signs. Wearable Electronic Devices. Hospital.





## Lista de Tabelas

Tabela 1. Classificação da PA em adultos .....	7
Tabela 2. Alterações nos parâmetros respiratórios de frequência, profundidade e padrão e suas correlações clínicas .....	11
Tabela 3. Dispositivos Eletrônicos Vestíveis descritos na literatura classificados de acordo com a disponibilidade do mercado, local de uso, tipo de sensor, método de aquisição, transmissão e desfecho de saúde .....	21
Tabela 5. Especificações Técnicas do DEV FitBit Inspire 3 fornecidas pelo fabricante .....	28
Tabela 6. Procedimentos de análise microbiológica do material coletado por Swab .....	30
Tabela 7. Dados sociodemográficos dos participantes do estudo.....	32



## Lista de Figuras

Figura 1. Registro gráfico no ECG da atividade elétrica do coração. ....	9
Figura 2. Exemplo de monitor contínuo com configuração de alertas para leitos hospitalares.....	13
Figura 3. Descrição ilustrativa das classificações dos DEV.....	15
Figura 4. DEV adotado para o estudo: FitBit modelo inspire 3.....	26
Figura 5. Dashboard da SSM – Tela de todos os dados enviados pelo Fitbit.....	27
Figura 6. Fluxo do sistema seguindo padrões de interoperabilidade. ....	28
Figura 7. Resultado da distribuição do sexo dos pacientes participantes. ....	32
Figura 8. (A) Boxplot da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes incluídos no estudo; (B) Histograma da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes incluídos no estudo. ....	34
Figura 9. (A) Boxplot porcentagem bateria antes e após 24 horas de uso; (B) Histograma da porcentagem da bateria antes e após 24 horas de uso. ....	37
Figura 10. Histograma da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes inclusos no estudo. (A) Escore da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) dos pacientes avaliados após o uso do dispositivo; (B) Escore da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) dos técnicos de enfermagem avaliados após o uso do dispositivo.....	38



# Sumário

Resumo	xi
Abstract	xiii
Lista de Tabelas	xv
Lista de Figuras	xvii
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	4
2.1 OBJETIVO GERAL	4
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
3 HIPÓTESES	4
4 REVISÃO DA LITERATURA	5
4.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL	5
4.2 SINAIS VITAIS	6
4.2.1 MONITORIZAÇÃO DOS SINAIS VITAIS	7
4.2.2 DETERIORAÇÃO CLÍNICA	10
4.2.3 MONITORIZAÇÃO CONTÍNUA	12
4.3 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS PARA MONITORIZAÇÃO DE SINAIS VITAIS E NÃO VITAIS	14
4.3.1 TIPOS DE SENSORES	15
4.3.2 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DO SINAL	17
4.3.3 ANÁLISE DOS DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS VESTÍVEIS QUANTO AO DESFECHO DE SAÚDE	18
5 MÉTODOS E MATERIAIS	25
5.1 DESENHO DO ESTUDO	25
5.2 PARTICIPANTES	25
5.2.1 CRITÉRIO DE INCLUSÃO	25
5.2.2 CRITÉRIO DE EXCLUSÃO	25
5.3 PROCEDIMENTOS	26
5.3.1 QUESTÕES ÉTICAS	26
5.3.2 DISPOSITIVO	26
5.3.3 COLETA DE DADOS	29
5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
APÊNDICES	50
ANEXOS	52



# 1 INTRODUÇÃO

Os sinais vitais são definidos como medidas de função do corpo, e se caracterizam como a frequência respiratória (FR), pressão arterial (PA), frequência cardíaca (FC) e temperatura (COLLIN, 2021), que refletem o estado de saúde do paciente. Na maioria das enfermarias hospitalares, esses parâmetros são avaliados e registrados pela equipe de enfermagem de 4 em 4 horas, a fim de monitorizar e detectar possíveis deteriorações (WEENK *et al.*, 2019). Atualmente, observa-se uma mudança no perfil dos pacientes internados nas enfermarias que tendem a ser mais velhos, ter condições clínicas graves, com uma alta taxa de comorbidades, e submetidos a procedimentos mais complexos, aumentando a chance de deterioração clínica durante a internação (FREITAS; PRETO; NASCIMENTO, 2017; PRGOMET *et al.*, 2016). Nesse contexto, Nurmi e colaboradores (2005) mostraram que 51/100 paradas cardiorrespiratórias (PCR) (51%) observadas em um hospital ocorreram nos pacientes internados em enfermaria. E apesar dos avanços nos cuidados de saúde ao longo dos anos, a incidência de PCR intra-hospitalar só aumenta. Em 2019 a prevalência de PCR intra-hospitalar foi de 290 000, sendo muitos desses considerados evitáveis (MOFFAT; XU, 2022).

Importante destacar que pacientes que são transferidos da enfermaria para unidade de terapia intensiva (UTI) devido a complicações no estado de saúde demandam mais recursos e aumentam em 60% os gastos com internação hospitalar, tempo de permanência no hospital, e taxa de mortalidade (COLLIN, 2021). Porém, a literatura evidencia que os sinais dessas complicações clínicas podem ser detectados de 6 a 48 horas antes do evento adverso, e que 59% dos pacientes com parada cardiorrespiratória apresentam pelo menos um sinal vital anormal entre 1 e 4 horas antes do evento e 13% uma alteração grave de sinal vital (COLLIN, 2021).

Ainda não existe um consenso do melhor método e frequência para detectar a deterioração do paciente, porém sabe-se que a melhora na monitorização dos sinais vitais está relacionada com melhora dos desfechos clínicos. Portanto, a detecção precoce de piora do estado de saúde evita eventos adversos, complicações graves e até mortalidade (WEENK *et al.*, 2017; WEENK *et al.*, 2019). Sabe-se que a detecção e intervenção precoce é dependente da qualidade e frequência dessas mensurações (COLLIN, 2021; WEENK *et al.*, 2019).

A falha nessa detecção e intervenção é uma das principais causas de morbidade e mortalidade e está predominantemente atribuída a falha humana na qual as alterações dos sinais vitais passam despercebidos ou são mal interpretados e administrados (DIAS; CUNHA, 2018). A literatura evidencia 5 parâmetros vitais em destaque para a monitorização contínua do paciente: frequência cardíaca (FC), frequência respiratória (FR), pressão arterial (PA), saturação de oxigênio no sangue (SpO<sub>2</sub>) e temperatura corporal. Já a respeito dos parâmetros não vitais, nota-se ênfase para análise de marcha e monitorização da glicose de forma não invasiva (DIAS; CUNHA, 2018).

Porém, apesar da importância da monitorização e detecção precoce de deterioração do estado de saúde e da mudança de perfil clínico dos pacientes de enfermaria, a monitorização permanece da mesma forma convencional, com mensurações e registros intermitentes dos sinais vitais realizados pela equipe de enfermagem, sem uso de monitorização contínua automatizada



(monitores) (PRGOMET *et al.*, 2016), e muitas vezes invasiva, como em UTI (JOSHI *et al.*, 2022). Em parte, isso se deve pelo alto custo dos monitores multiparamétricos, que podem variar de R\$ 5.000,00 à mais de 30 mil reais, de acordo com as funcionalidades de cada aparelho (EL SHHEIBIA *et al.*, 2004). Além do fato dos monitores serem estáticos e com fios, não permitindo a mobilidade e independências, dificultando sua aderência com pacientes menos graves (AREIA *et al.*, 2022). Outra barreira apontada foi em relação aos alarmes intermitentes da monitorização contínua. Além de causar interrupção no sono dos pacientes, aumentam o estresse e preocupação dos mesmos e geram fadiga nos profissionais de saúde que muitas vezes ignoram o sinal e possível agravamento do paciente (AREIA *et al.*, 2022).

Uma alternativa com potencial para solucionar alguma das questões levantadas anteriormente é o uso de Dispositivos Eletrônicos Vestíveis (DEV), que podem ser definidos como uma tecnologia acoplada ao corpo humano, permitindo o monitoramento contínuo do indivíduo de forma não invasiva, portátil, e em tempo real, por meio de marcadores bioquímicos em fluídos corpóreos, como suor, saliva, lágrimas e fluídos intersticiais e integrada ao cotidiano para monitoramento contínuo de parâmetros (DIAS; CUNHA, 2018; KIM *et al.*, 2019). Uma revisão sistemática investigando a monitorização dos sinais vitais pela equipe de enfermagem antes da deterioração dos pacientes, demonstrou que frequência respiratória é o sinal vital que mais apresenta falha de monitorização e com menor número de registros quando comparado aos demais sinais vitais (COLLIN, 2021; JOSHI *et al.*, 2022). No estudo realizado por Weenk e colaboradores (2017) foi investigada a usabilidade de DEV na enfermaria para monitorização contínua de sinais vitais e foi observado que esses dispositivos registravam FR mais alta que a equipe de enfermagem e isso pode ser explicado pelo fato de que a FR medida pelos profissionais são passíveis de viés quando calculadas através da observação de movimentos do tórax por 15 segundos, e posteriormente multiplicado por 4 para estimar 1 minuto, sendo mais susceptível a variabilidade interobservador. Também há relatos de baixa confiabilidade na FR registrada por monitores contínuos (derivado de 3 eletrodos de ECG), o que faz com que os profissionais de saúde reavaliem manualmente para ter certeza, aumentando o tempo e carga de trabalho (AREIA *et al.*, 2022). Contudo, alterações na FR são um dos primeiros sinais de complicações clínicas (COLLIN, 2021), sendo associado como preditor de PCR, indicador de sepse, pneumonia, e depressão respiratória (WEENK *et al.*, 2017).

Estudos tem demonstrado que os DEV permitem monitorização contínua e sem fio dos sinais vitais, em todos os ambientes hospitalares, permitindo detecção precoce da deterioração do estado de saúde, além de reduzir a sobrecarga de trabalho da equipe de enfermagem; reduzir perturbação do paciente com menos interferência pela equipe de enfermagem; e permite maior mobilidade do paciente (EDDAHCHOURI *et al.*, 2022; PRGOMET *et al.*, 2016; SUN *et al.*, 2020; TORRE; MEDINA, 2016; WEENK *et al.*, 2017). Joshi e colaboradores (2022) avaliaram a percepção da equipe multiprofissional e pacientes de uma enfermaria cirúrgica sobre o uso de um DEV em forma de adesivo e observou uma ótima aceitação tanto pelos profissionais, quanto pelos pacientes (AREIA *et al.*, 2022). Porém, um outro estudo que utilizou um dispositivo vestível de punho (VisiMobile; VM; Sotera Wireless, San Diego, CA, USA) em enfermaria hospitalar, observou que 50% dos

pacientes (10/20) relataram como sendo grande ou pesado demais e 10% (2/10) consideraram a duração da bateria como curta (WEENK *et al.*, 2017). Existem outros DEV em formato de relógio disponíveis comercialmente no mercado com sensores para captação de sinais vitais como Apple Watch, Galaxy Watch, FitBit e Wippe. Porém, as evidências atuais são limitadas a área fitness (personal health tracker) com participantes saudáveis ou pacientes ambulatoriais com foco em doenças crônicas (KROLL *et al.*, 2017). Existem poucos estudos científicos comprovando sua eficácia e adesão na prática clínica, especialmente na monitorização de pacientes em enfermarias hospitalares.

Kroll e colaboradores (2017) avaliaram a viabilidade do FitBit, modelo Charge HR, para monitorar 50 pacientes críticos após alta da UTI verificando a usabilidade como um todo, e observaram que o dispositivo foi bem tolerado pelos pacientes e foi capaz de capturar a grande maioria dos dados disponíveis e não apresentou degradação ao longo do tempo. Porém, foi observado presença de espécie de *Bacillus*, mesmo após desinfecção em alguns dispositivos. Além disso, com relação a capacidade de detectar mudanças significativas da FC, observou-se alta especificidade, porém, moderada sensibilidade. Wu e colaboradores (2022) verificaram a acurácia do FitBit, modelo charge 2 ou 3, na mensuração de FC, sono e atividades de pacientes admitidos em enfermarias e observaram que as medidas de FC detectadas pelo vestível correlacionou moderada e significativamente com as medidas da equipe de enfermagem, porém, apresentou baixa correlação em relação à sono e atividade. Ressalta-se que a usabilidade do dispositivo não foi avaliada no estudo.

Outras limitações observadas na literatura, independentemente do tipo de DEV adotado, são o grande número de dados gerados e a dificuldade de integrar esses dados ao sistema hospitalar e possível aumento de demanda de trabalho para análise e interpretação; e insegurança dos profissionais de serem substituídos pela nova tecnologia (AREIA *et al.*, 2022; WEENK *et al.*, 2017). Portanto, apesar do aumento no desenvolvimento de tecnologias vestíveis portáteis, multissensorial e de baixo custo com potencial para complementar e otimizar o trabalho humano realizado por profissionais da saúde, existem poucos estudos avaliando o pós-desenvolvimento, seu uso e manutenção no ambiente hospitalar, em especial nas enfermarias; assim como a opinião e experiência dos usuários (pacientes, profissionais de saúde, e gestores de saúde), uma vez que a literatura evidencia baixa adesão e alta taxa de desistência quando adotado em ambiente hospitalar (PATEL; ORCHANIAN-CHEFF; WU, 2021).

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral deste trabalho foi o de avaliar a viabilidade do uso de um dispositivo vestível de pulso para mensuração de sinais vitais de pacientes internados em uma enfermaria hospitalar.

### **2.2 Objetivos Específicos**

1. Verificar a confiabilidade e viabilidade do tempo de bateria do dispositivo estipulado pelo fabricante no ambiente de enfermaria hospitalar;
2. Avaliar a eficácia de desinfecção e risco de transmissão de patógenos após uso repetitivo do dispositivo em diferentes pacientes internados em enfermaria hospitalar;
3. Avaliar a eficácia do dispositivo quanto a resistência a água durante medidas de higiene pessoal como banho e lavagem das mãos;
4. Identificar possíveis problemas relacionados ao dispositivo e sistema que possam comprometer a captação dos dados e acurácia da análise e interpretação dos dados;
5. Avaliar a usabilidade do dispositivo pela equipe de enfermagem para mensuração de sinais vitais de pacientes internados em uma enfermaria hospitalar;
6. Avaliar a usabilidade do dispositivo pelos pacientes internados na enfermaria do hospital durante o uso.

## **3 HIPÓTESES**

Tem-se como hipótese que o dispositivo Fitbit Inspire 3 é seguro e viável para ser utilizado nas enfermarias hospitalares.

## 4 REVISÃO DA LITERATURA

### 4.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

Os avanços científicos e tecnológicos na área da saúde desempenharam um papel primordial no aprimoramento das condições sanitárias, na disponibilidade de métodos preventivos e no acesso a tratamentos eficazes, culminando em uma melhoria significativa da qualidade de vida da população. Este progresso atrelado à diminuição dos índices da taxa de natalidade tem contribuído para o aumento da expectativa de vida, resultando no crescimento da proporção de pessoas idosas a nível mundial (ALMEIDA *et al.*, 2019).

Nos países em desenvolvimento, sobretudo no Brasil, o envelhecimento populacional se deu de forma acelerada, trazendo demandas substanciais no que diz respeito às dimensões sociais, demográficas e, principalmente, epidemiológicas (MELO *et al.*, 2017). Segundo dados da projeção da Organização das Nações Unidas (ONU) (ALVES, 2019), o número de brasileiros idosos de 60 anos ou mais era de 2,6 milhões em 1950, 29,9 milhões em 2020 e deve alcançar 72,4 milhões em 2100, evidenciando uma mudança na dinâmica populacional considerável que deve ser pensada sob a ótica assistencial, a fim de garantir um envelhecimento saudável com autonomia e a independência funcional.

Segundo Ubaldine e Oliveira (2020), os indivíduos em questão apresentam maior prevalência de Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT), maior frequência nas internações hospitalares, maior tempo de ocupação no leito, maiores gastos privados com a entrada em um plano de saúde, despesas assistenciais, gastos com medicamentos, entre outros. De acordo com os dados fornecidos pelo DATASUS em 2022 (BRASIL, 2023) o número de internações hospitalares de indivíduos acima de 50 anos foi de 4.987.497, representando 40,3% do total de internações registradas no Sistema Único de Saúde (SUS), enquanto os custos relacionados a essas internações corresponderam a 55,9% do valor total pago pelo SUS no mesmo período.

Além disso, estima-se que 73,6% dos óbitos mundiais sejam por DCNT (BRASIL *et al.*, 2021), no Brasil essa taxa é de 41,8%, e quando não evoluem à óbito geram um impacto significativo no Sistema de Saúde devido à necessidade de cuidados mais prolongados e dispendiosos (SIMÕES *et al.*, 2021). Em 2019, 68% das internações potencialmente evitáveis, foram de idosos acima de 60 anos com diagnóstico de HAS, DM, insuficiência cardíaca (IC) ou doença cardíaca congestiva (DCC). No ano de 2014, foi estimado um custo médio de R\$ 1.478,75 com hospitalização de indivíduos adultos com DM, gerando um custo total de aproximadamente R\$463 milhões para o sistema público de saúde (MACEDO *et al.*, 2021). Já para HAS, foi estimado um custo total direto com tratamentos no SUS (medicamentos, consultas, internações, etc.) de R\$ 1.086.308.180,95 (PEREIRA, 2020). Além dos gastos com incapacidades e perda de produtividade no trabalho, gerando um impacto na economia estimada de US\$ 4,18 bilhões (MANSO<sup>1</sup>; OSTI; PRAZERES, 2018).

Porém, esses gastos podem ser reduzidos ou evitados por meio de intervenções de promoção da saúde. Sabe-se que um pequeno grupo de fatores de risco como tabagismo, hábito alimentar inadequado, sedentarismo e consumo excessivo de bebidas alcoólicas respondem pela maioria das mortes e agravos por DCNT (BRASIL *et al.*, 2021). Portanto, as estratégias preventivas como programas de prevenção a doenças e estímulo a hábitos de vida saudáveis que buscam a modificação ou redução da presença de fatores de risco, melhora da atenção a saúde, detecção e tratamento precoce são essenciais para evitar o agravamento e necessidade de internação, pois pequenas mudanças nos fatores de risco modificáveis tem enorme impacto na redução de mortes e incapacidades (BRASIL *et al.*, 2021; MANSO<sup>1</sup>; OSTI; PRAZERES, 2018). Estudos revelam que programas de promoção e prevenção em saúde são capazes de reduzir 50% das internações hospitalares e 60% dos gastos anuais voltados para a assistência à saúde (BARBOSA; CELINO; COSTA, 2015).

Dessa forma, observa-se também uma mudança no perfil dos pacientes internados nas enfermarias que tendem a ser mais velhos, ter condições clínicas graves, com uma alta taxa de comorbidades, e submetidos a procedimentos mais complexos, aumentando a chance de deterioração clínica durante a internação.

## 4.2 SINAIS VITAIS

Os sinais vitais são medidas objetivas das funções fisiológicas essenciais dos seres vivos, e seu exame constitui um primeiro passo fundamental para qualquer avaliação clínica. Por consenso na literatura, os quatro parâmetros de sinais vitais são: temperatura, pressão arterial, frequência cardíaca e frequência respiratória (GOLDFAIN *et al.*, 2011; RODRIGUES, 2022; SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022). Alguns estudos mais recentes sugerem a inclusão de outros parâmetros como saturação de O<sub>2</sub>, espirometria, fator nutricional, dor e velocidade da marcha, porém ainda não existe um consenso na literatura sobre o quanto isso irá influenciar no cuidado do paciente e melhorar seu desfecho (EVANS; HODGKINSON; BERRY, 2001).

A Pressão Arterial (PA) diz respeito a força exercida do sangue sobre os vasos sanguíneos durante o ciclo cardíaco e pode ser dividida em sistólica (PAS) e diastólica (PAD) (GOLDFAIN *et al.*, 2011; TSAI, 2022). De acordo com as Diretrizes da American Heart Association (AHA) (WHELTON *et al.*, 2018) a PA deve ser classificada como normal, elevada, ou Hipertensão estágios 1 ou 2 (Tabela 1). Já a associação Brasileira de Hipertensão Arterial (2021), classifica como normal PA entre 120 a 139 mmHg (PAS) e entre 80 a 89 mmHg (PAD), enquanto valores acima de 140/90 mmHg são considerados como níveis de hipertensão e 100/60 mmHg, de hipotensão. Essa redução de limite 10 mmHg da diretriz da AHA, aumenta significativamente a proporção de pessoas com HA (OSTCHEGA *et al.*, 2020).

Tabela 1. Classificação da PA em adultos

Classificação PA	PAS		PAD
Normal	<120 mmHg	e	<80 mmHg
Elevada	120-129 mmHg	e	<80mmHg
Hipertensão			
Estágio 1	130-139 mmHg	ou	80-89 mmHg
Estágio 2	≥ 140 mmHg	ou	≥ 90 mmHg

PA – Pressão arterial (baseado na média de ≥ 2 aferições corretas em ≥ 2 ocasiões; PAS – pressão arterial sistólica; PAD – pressão arterial diastólica

Adaptado e traduzido pelo próprio autor baseado na da diretriz americana descrita por WHELTON *et al.* (2018)

A Frequência Cardíaca (FC) é regulada pelo sistema nervoso autônomo simpático e parassimpático e se refere a frequência de batimentos cardíacos por minuto (bpm). Esta pode sofrer alterações por ação de medicamentos, emoções, dor, temperatura e doenças, levando ao aumento patológico da pulsação, chamada taquicardia (>100bpm), ou à sua diminuição, chamada bradicardia (<60bpm) (GOLDFAIN *et al.*, 2011; PORTO, 2009; TSAI, 2022). De modo complementar, o ritmo cardíaco, definido como a cadência com que o coração pulsa normalmente, também é considerado quando observada a FC. O padrão esperado sempre será de intervalos iguais, de modo que quando ocorre alterações, seja de menor ou maior tempos, é classificado como irregular e denominado de arritmia (PORTO, 2009).

A Temperatura Corporal (TC) provém do calor gerado no interior do corpo, o qual é conduzido até a pele através dos vasos sanguíneos chegando ao valor em média de 36,5°C, que pode sofrer variações até 0,6°C, por estímulos internos e externos. Quando há algum distúrbio ou substância tóxica no corpo, os centros termorreguladores reagem com o aumento ou a diminuição da temperatura, chegando a um estado febril, a partir de 37°C, ou a uma hipotermia, abaixo de 35,5°C (GOLDFAIN *et al.*, 2011; PORTO, 2009).

Por fim, a Frequência Respiratória (FR) é definida como o número de incursões respiratórias realizadas em um minuto. Em geral, um paciente adulto realiza cerca de 12 a 20 incursões respiratórias por minuto (irpm) em um padrão regular e tranquilo, porém, a depender de fatores internos e externos que podem impactar seu funcionamento respiratório, o indivíduo pode apresentar taquipneia, quando há aumento superior e bradipneia quando há redução inferior aos valores de normalidade supracitada (BICKLEY; SZILAGYI; BATES, 2010; GOLDFAIN *et al.*, 2011; SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022).

#### 4.2.1 Monitorização dos Sinais Vitais

A monitorização dos sinais vitais durante a hospitalização é parte da rotina diária dos profissionais de saúde e essenciais para acompanhar o progresso do paciente, deterioração clínica ou eventos adversos. Normalmente, nas enfermarias, a monitorização dos sinais vitais é feita pela equipe de enfermagem a cada 4 horas. Em alguns casos, como pós-cirúrgico imediato, pode ser feito a cada 30 min ou 1h. Porém, não existe um consenso na literatura sobre a frequência ideal, a falta de evidências sugere que muito da rotina de monitorização

dos pacientes hospitalizados é baseado em tradição e não prática baseada em evidência (EVANS; HODGKINSON; BERRY, 2001; STORM-VERSLOOT *et al.*, 2011).

A verificação da Temperatura Corporal é feita mais comumente por termômetros digitais, analógicos ou sem contato (infravermelho), e varia de acordo com o local que é aferida, quais sejam: axilar, oral, retal, timpânico, arterial pulmonar, esofágico, nasofaringiano e vesical. É de suma importância que os profissionais compreendam essa diferença para que não haja um erro diagnóstico. A medida da temperatura corporal é complexa uma vez que pode ser influenciada por fatores internos e externos. Não detectar que o paciente tem febre é grave, mas uma febre falso-positiva também é crítico, pois o paciente pode ser submetido a um protocolo de sepse desnecessariamente. Apesar de desconfortável, a medida retal é a mais confiável e considerada padrão ouro. Já a timpânica e axilar, apesar de mais utilizadas, são menos acuradas e não recomendadas (SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022).

A Frequência respiratória nas enfermarias é mensurada observando o número de incursões respiratórias por minuto. Devido à alta demanda da equipe de enfermagem e sobrecarga de trabalho, muitas vezes essa mensuração é feita por 15seg e depois multiplicado por 4. Porém, estudos evidenciam diferenças significativas nos valores de 1min. e 15seg. (EVANS; HODGKINSON; BERRY, 2001). Além disso, em uma revisão sistemática Collin e colaboradores (2021) demonstraram que a frequência respiratória é o sinal vital que mais apresenta falha de monitorização e com menor número de registros quando comparado aos demais sinais vitais.

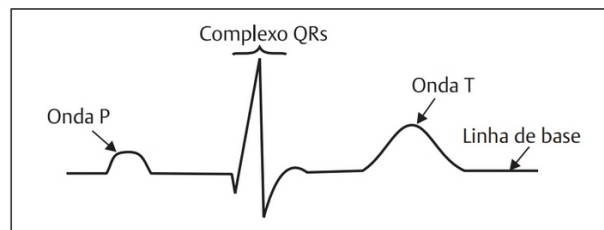
A aferição convencional da pressão arterial baseia-se em duas técnicas: o método auscultatório e o método oscilométrico. O método auscultatório necessita do uso de um esfigmomanômetro, o qual tem seu manguito insuflado de forma a comprimir o braço do paciente, enquanto sua pulsação é auscultada através do estetoscópio. Já o método oscilatório dispõe de dispositivos que insuflam a braçadeira, automáticos e semiautomáticos, e um transdutor que detecta a onda de pressão gerada e assim mede sua amplitude (TSAI, 2022). Porém, para garantir resultados fidedignos do estado clínico do paciente, é preciso que os equipamentos estejam bem calibrados, além de o executor da técnica seguir as normas e princípios básicos para a correta realização do procedimento.

Berti e Nunes (2017), demonstraram a divergência no conhecimento teórico e prático dos profissionais da saúde, principalmente no que diz respeito à escolha e posição do manguito; compressão excessiva do estetoscópio deformando a artéria; identificação incorreta dos sons de Korotkoff; e a tendência ao arredondamento dos valores da pressão arterial leva a falhas importantes na aferição da pressão arterial. Além disso, em vista das variações que a PA sofre normalmente ao longo do dia, a frequência com que o examinador a avalia, isto é, a cada 4 ou 6 horas, pode ser considerada insuficiente, enquanto a monitorização de forma contínua seria mais indicada para a avaliação mais precisa (BRASIL, 2020). Dessa forma, os fatores referidos, de forma combinada ou não, impactam na acurácia dos valores pressóricos e, por conseguinte, no atraso do possível diagnóstico de doenças decorrentes das alterações que poderiam ser averiguadas precocemente.

A mensuração analógica da FC geralmente é realizada por meio de uma leve compressão em uma das artérias periféricas, usualmente a artéria radial, com a polpa dos dedos indicador e médio, pelos quais se pode sentir a pulsação sanguínea (PORTO, 2009). De outro modo, é possível fazer a aferição através do estetoscópio posicionado sobre o pulso apical possibilitando a ausculta das bulhas cardíacas. Em ambos os casos, o número de batimentos cardíacos é contado durante 1 minuto, enquanto a sua regularidade é observada (BARROSO *et al.*, 2021; MOORE; DALLEY; AGUR, 2014; PORTO, 2009).

Além da frequência, o ritmo e a velocidade da pulsação também devem ser examinados e são melhor avaliados através do eletrocardiograma (ECG). O ECG é um registro gráfico das correntes elétricas (CE), de áreas distintas do coração, ao longo do tempo. No gráfico, a onda P representa a despolarização dos átrios; o complexo QRS a despolarização ventricular; e a onda T é a repolarização ventricular, quando os ventrículos se preparam para a próxima contração (Figura 1). O intervalo entre a onda P e o complexo QRS é denominado intervalo PR e representa o atraso no estímulo elétrico do nódulo AV para que ocorra o esvaziamento completo dos átrios, antes da contração dos ventrículos (MALLETT; MUXFELDT, 2019).

Figura 1. Registro gráfico no ECG da atividade elétrica do coração.



Fonte: (MALLETT; MUXFELDT, 2019)

O ECG é realizado com o paciente deitado em repouso, por meio de eletrodos posicionados sobre a parede torácica anterior, punhos e tornozelo. Em seguida, são registrados os eventos no traçado eletrocardiográfico nos quais devem ser observados a velocidade e o padrão de amplitude de cada onda, que, quando fora da normalidade, podem apontar disfunções do sistema circulatório, como arritmias, bradicardias e taquicardias (MALLETT; MUXFELDT, 2019).

Os profissionais envolvidos na realização e interpretação do exame, precisam ter conhecimento especializado, por meio de treinamentos de educação continuada que garantam a atualização sobre seu uso, bem como a análise dos resultados. Porém, Paulo e colaboradores (2020) em sua revisão integrativa, demonstrou que a maioria dos profissionais da equipe de enfermagem avaliados possuíam conhecimento insuficiente na execução e interpretação do ECG, resultando muitas vezes em um procedimento incorreto e consequentemente comprometendo o correto diagnóstico e tratamento precoce (PAULO *et al.*, 2020; RIBEIRO; CRUZ; MACÊDO, 2021).



É importante salientar também que essas disfunções podem ter início e término súbitos e, portanto, deve-se analisar o horário de aparecimento, modo de instalação e desaparecimento. Para tanto, recomenda-se monitorização contínua para um diagnóstico mais fidedigno do estado clínico do paciente (PORTO, 2009). A medida acurada dos sinais vitais demanda habilidades clínicas, que leva tempo e prática para ser refinado. A literatura evidencia alta variabilidade interobservador, principalmente pela falta de habilidade profissional (SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022). Apesar da importância da monitorização e detecção precoce de deterioração do estado de saúde e da mudança de perfil clínico dos pacientes de enfermaria, a monitorização permanece da mesma forma convencional, com mensurações e registros intermitentes dos sinais vitais realizados pela equipe de enfermagem, sem uso de monitorização contínua automatizada, através de monitores digitais, e muitas vezes invasiva, como nas unidades de terapia intensiva (UTI) ou emergência (JOSHI *et al.*, 2022; PRGOMET *et al.*, 2016).

#### **4.2.2 Deterioração Clínica**

Dentro do ambiente hospitalar, a segurança do paciente e detecção precoce de qualquer deterioração clínica é primordial, seja no pronto socorro, unidade de terapia intensiva, ou nas enfermarias (SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022). As principais deteriorações clínicas em ambiente hospitalar que pode levar para transferência para Unidade de terapia Intensiva (UTI) ou até óbito são instabilidade respiratória, sepse, sangramento, descompensação neurológica, cirurgia de urgência, instabilidade hemodinâmica, e falência aguda renal ou anormalidades eletrolíticas (BLACKWELL *et al.*, 2020).

As alterações dos sinais vitais indicam potencial risco de deterioração clínica, e complicações graves e sua monitorização permite identificar disfunções basais do indivíduo e o grau de urgência clínica, antes de uma deterioração clínica, evitando assim um estado de agravamento e/ou criticidade e redução da taxa de mortalidade hospitalar (RODRIGUES, 2022). Para tanto, os profissionais de saúde devem compreender e interpretar os diversos processos fisiológicos e patológicos que podem estar levando à essas disfunções (SAPRA; MALIK; BHANDARI, 2022).

A febre, com temperaturas acima de 38.6° está associada a infecção ou choque séptico, muitas vezes indicando necessidade de reabordagem cirúrgica ou tratamento de sepse (STORM-VERSLOOT *et al.*, 2011). Com relação aos parâmetros respiratórios, além da FR, a monitorização da profundidade e padrão também são essenciais para detectar deterioração clínica. A Tabela 2 apresenta as alterações dos parâmetros respiratórios e suas associações com deteriorações clínicas.

Tabela 2. Alterações nos parâmetros respiratórios de frequência, profundidade e padrão e suas correlações clínicas

<b>Parâmetros respiratórios</b>	<b>Desfechos clínicos</b>
<b>Frequência</b>	
Taquipneia (FR>26 irpm)	Dor, pneumonia, embolismo pulmonar, asma, broncoaspiração, ansiedade, sepse, intoxicação por CO <sub>2</sub> e cetoacidose diabética
Bradipneia (FR <12 irpm)	Piora de uma condição respiratória seguida de falência respiratória ou devido a depressão do sistema nervoso central, seja por álcool, narcóticos, benzodiazepínicos, alteração metabólica ou disfunção do SNC
Apneia (ausência de irp por 15seg.)	Parada cardíaca, obstrução das vias aéreas ou overdose de narcóticos ou benzodiazepínicos
<b>Profundidade</b>	
Hiperpneia (aumento profundidade respiração)	Pacientes com ansiedade, infecções pulmonares, ou insuficiência cardíaca congestiva
Hiperventilação (aumento frequência e profundidade)	Ansiedade, cetoacidose diabética ou acidose lática
Hipoventilação	Sedação excessiva, alcalose metabólica
<b>Padrão</b>	
Biot	Aumento da pressão intracraniana
Cheyne-Stokes	Aumento da pressão intracraniana, sedação excessiva, piora da insuficiência cardíaca congestiva
Kussmaul	Falência renal, cetoacidose diabética
Ventilação paradoxal	Paralisia diafragmática, fadiga muscular, trauma na parede torácica.

Desenvolvido pelo próprio autor, baseado no estudo de Sagra et al (2022).

A Hipertensão Arterial Sistêmica (HAS) é um dos principais fatores de risco para doenças cardiovasculares, como infarto agudo do miocárdio, acidente vascular encefálico (AVE), doença renal crônica (DRC), e insuficiência cardíaca (BARROSO *et al.*, 2021; PAIXÃO, 2023). O aumento da PA durante hospitalização está associado a alta taxa de internações na UTI, sangramentos, infecções e mortalidade (STORM-VERSLOOT *et al.*, 2011).

Variabilidade na frequência cardíaca (VFC), definida como a mudança no intervalo de tempo entre as batidas do coração (intervalo R-R), e alterações na FC (acima de 100 bpm) estão associados a maior taxa de internação na UTI, choque séptico, reabordagens cirúrgicas e mortalidade (FC >125 bpm) ou morte cardíaca súbita (VFC) (STORM-VERSLOOT *et al.*, 2011; YIJING *et al.*, 2022). Com relação ao ritmo cardíaco, a Fibrilação Atrial (FA) é a arritmia mais frequente na prática clínica e é o resultado da propagação ou formação anormal do impulso elétrico no tecido atrial do coração, em uma frequência de 400 a 600 bpm (MAGALHÃES *et al.*, 2016). O estímulo de contração ventricular é parcialmente impedido pela fibrilação da junção atrioventricular, prejudicando o completo enchimento da câmara (PORTO, 2009). A ausculta ou palpação pode identificar irregularidades do rítmico cardíaco, mas o padrão ouro é o exame de ECG no qual é observado ausência de onda P no traçado, irregularidade na linha de base e nos intervalos RR (SAAD; SLATER, 2022). As manifestações clínicas variam de um paciente a outro, podendo ser observado palpitação relacionados ou não a taquicardia, sintomas de redução aguda do débito cardíaco, ou alguns pacientes podem ficar

assintomáticos dificultando seu diagnóstico precoce. Porém, uma consequência grave da arritmia pode ser a instabilidade hemodinâmica, angina pectoris, IAM, choque cardiogênico ou edema pulmonar, necessitando de diagnóstico e intervenções imediatas (SAAD; SLATER, 2022).

A combinação de um ou mais sinais vitais alterados aumentam em 28% a chance de um evento adverso. O choque séptico está associado a múltiplas combinações de deterioração na temperatura, FR e FC. Alterações extremas como PA sistólica <90mmhg, SatO<sub>2</sub><90% e FR<8 ou ≥26irpm são mais prováveis de serem detectadas pelos profissionais de saúde. Porém, diferenças mais sutis são mais fáceis de passar despercebido na prática clínica. É importante ter limiares bem definidos para facilitar a detecção precoce (STORM-VERSLOOT *et al.*, 2011).

Como uma forma de quantificar a gravidade do paciente e os riscos para deterioração clínica, os profissionais de saúde usam um sistema de classificação, mundialmente adotada denominada National Early Warning Score (NEWS), ou sua versão mais atual Modified early warning score (MEWS). Baseada nos parâmetros fisiológicos como PAS, FC, FR, temperatura e pela pontuação do acrônimo AVPU: A alerta, V reação aos estímulos vocais, P reação a dor (*pain*), U inconsciente (*unconscious*). Estudos demonstraram como um bom preditor para desfechos indesejados e aumento de mortalidade. Porém, assim como a monitorização convencional, necessidade de treinamento para melhorar a acurácia, principalmente devido ao escore do AVPU ser subjetivo (YIJING *et al.*, 2022).

#### **4.2.3 Monitorização contínua**

A monitorização contínua é uma forma de monitorização dos parâmetros clínicos fisiológicos de forma ininterrupta, em vez de apenas em determinados intervalos, como é feita pela monitorização intermitente (EDDAHCHOURI *et al.*, 2022; PRGOMET *et al.*, 2016). Como demonstrado anteriormente, as lacunas representam um potencial para deteriorações abruptas, e por sua vez, a monitorização contínua, devido a sua verificação em tempo real, evita complicações e eventos adversos graves, propiciando assim melhorias na qualidade, eficiência e segurança do atendimento (EDDAHCHOURI *et al.*, 2022; LEENEN *et al.*, 2022; PRGOMET *et al.*, 2016). Estudos recentes avaliaram o impacto da monitorização intermitente versus contínua e demonstraram superioridade da monitorização contínua, especialmente em relação ao cuidado de pacientes crítico e tempo de permanência hospitalar (JAVANBAKHT *et al.*, 2020).

Dessa forma, essa modalidade proporciona muitas vantagens para os profissionais de saúde, uma vez que a monitorização contínua sem necessidade de avaliação física facilita e agiliza o trabalho dos profissionais, que estão muitas vezes sobrecarregados, devido a alta demanda de serviço e quantitativo insuficiente por setor. De fato, Prgomet e colaboradores (2016) demonstraram que para os profissionais de saúde, as observações e registros manuais exigem muito tempo e aumentam a sobrecarga. Nas enfermarias, a proporção enfermeiro/paciente é muito menor do que em setores de urgência e emergência e UTI, o que

resulta em mensurações fora do horário estipulado, aumento no intervalo entre mensurações, e tempos de resposta lentos e em longas cadeias, que por sua vez resulta em incapacidade de atender as emergências causando óbitos por complicações potencialmente tratáveis (MICHARD; KALKMAN, 2021).

O uso de monitorização contínua com configuração de alertas, com limites inferiores ou superiores de segurança predefinidos, pode auxiliar na detecção precoce, diagnósticos mais precisos e implementação de tratamento precoce (LEENEN *et al.*, 2022), auxiliando os profissionais de saúde e beneficiando os pacientes. Porém, esses sistemas de monitores são grandes, pesados, conectados aos pacientes por diversos fios, o que acaba restringindo os pacientes ao leito e impedindo a mobilidade (Figura 2).

Figura 2. Exemplo de monitor contínuo com configuração de alertas para leitos hospitalares.



Fonte: (MOREIRA, 2020).

Outra limitação desse tipo de monitorização é o alto custo desses equipamentos, restringindo seu uso a ambientes de cuidados de pacientes críticos como urgência e emergência e UTI. Além disso, quando os dispositivos não estão calibrados, é possível acontecer alarmes falso-positivos, o que prejudica a equipe de atenção rápida que desloca a atenção desnecessariamente. Além disso há a possibilidade de ocorrência da fadiga de alerta, em que os dispositivos gerem alarmes com muita frequência, levando a sobrecarga da equipe e/ou a indiferença às chamadas após grande volume de alarmes injustificados. Outrossim, os próprios pacientes, a depender da visibilidade de informações do dispositivo, podem sofrer de incômodos e até ansiedade pelos alertas gerados (EDDAHCHOURI *et al.*, 2022). Desse modo, novas formas de monitorização contínua, menos complexas, mais leves, e sem fios vem sendo desenvolvida e pesquisada nos últimos (ALHARBI *et al.*, 2019; BROPHY *et al.*, 2021; DINH-LE *et al.*, 2019; HAHNEN *et al.*, 2020; JO *et al.*, 2019; LIM *et al.*, 2020; YHDEGO *et al.*, 2023).

### 4.3 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS PARA MONITORIZAÇÃO DE SINAIS VITAIS E NÃO VITAIS

A cooperação entre tecnologia e saúde existe há séculos, tornando-se indispensáveis para sua evolução mútua. Os recursos tecnológicos são essenciais no apoio à saúde pois aplicam conhecimentos e habilidades para resolver problemas de saúde da população, e melhorar a qualidade de vida, por meio da criação de dispositivos, medicamentos, vacinas e sistemas organizacionais e de suporte (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2011). O advento da *Internet of health things (IoHT)* possibilitou a coleta dos dados vitais em massa, possibilitando desenvolver modelos algoritmos capazes de prever futuras tendências no estado de saúde (COSTA *et al.*, 2018; OWENS, 2020).

Os DEV podem ser definidos como uma tecnologia emergente, acoplada ao corpo humano e integrada ao cotidiano para monitoramento contínuo de parâmetros vitais e não vitais. Estes vestíveis se enquadram no conceito incorporado ao final da década de 1990, como “sistemas de saúde pessoal”, com o propósito de aprimorar o cuidado centrado no paciente (DIAS; CUNHA, 2018; LIM *et al.*, 2020).

Devido ao crescimento na procura desses produtos, é notório também o aumento de investimentos nessa área de tecnologia, resultando em uma evolução e adaptação mundial. Este mercado, somente no segundo trimestre do ano de 2021, teve um aumento de 32,3% em remessas globais, com os volumes atingindo 114,2 milhões nesse período (CHOU; LLAMAS; UBRANI, 2021). Empresas multinacionais de tecnologia como Apple, Samsung, Amazon, Google e Microsoft entraram com grandes investimentos no mercado da saúde, ampliando o acesso a tais dispositivos e favorecendo uma nova etapa na atenção à saúde, com sistemas e informações interconectadas (BRASIL, 2021).

Dessa forma os DEV se dividem em duas categorias principais: bem-estar (fitness, modificação estilo de vida, nutrição, sono) que são dispositivos de baixo risco, disponíveis de no mercado, que estimulam um estilo de vida mais saudável da população, mas não está relacionado com diagnóstico, cura, prevenção ou tratamento de uma condição de saúde ou patologia (BROPHY *et al.*, 2021; DIAS; CUNHA, 2018; KAO; LIEBOVITZ, 2017). Já os dispositivos médicos, segundo a Agência Nacional de Saúde (ANVISA) (BRASIL, 2022), é qualquer dispositivo/instrumento destinado pelo fabricante a ser usado em seres humanos para alguns dos seguintes propósitos médicos específicos: (1) diagnóstico, prevenção, monitoramento, tratamento (ou alívio) de uma doença; (2) diagnóstico, monitoramento, tratamento ou reparação de uma lesão ou deficiência; (3) investigação, substituição, alteração da anatomia ou de um processo ou estado fisiológico ou patológico; (4) suporte ou manutenção da vida; dentre outros.

Conforme elencado por Dias e Cunha (2018), os DEV médicos podem ser subdivididos ainda em três áreas, (a) previsão, que ajuda no manejo clínico para melhor prognóstico; (b) detecção de anomalias, que tem por função a identificação de padrões incomuns baseados em algoritmos de aprendizagem de máquina, e, (c) suporte ao diagnóstico, que é responsável por apoiar a decisão diagnóstica perante os resultados contemplados pelos vestíveis.

Aproximadamente ¼ dos DEV médicos são indicados para gestão de doença crônica como doença mental, diabetes e doenças cardiovasculares (KAO; LIEBOVITZ, 2017).

Figura 3. Descrição ilustrativa das classificações dos DEV



Fonte: elaborada pelo próprio autor

#### 4.3.1 Tipos de Sensores

A monitorização por DEV ocorrem normalmente em três etapas, sendo a primeira de aquisição de dados através da extração dos parâmetros; seguido da fase de transmissão e armazenamento dos dados, que se constitui na análise, classificação e processamento, e, finalmente a de sistemas back-end, cujos dados são utilizados para apoiar a decisão médica em tempo real conforme status do paciente (EL-RASHIDY *et al.*, 2021). A primeira fase de aquisição dos dados se dá por sensores vestíveis que são classificados como eletrofisiológicos, de temperatura, de deformação e pressão, ópticos, eletroquímicos e colorimétricos (CELIK *et al.*, 2021; DIAS; CUNHA, 2018; LIM *et al.*, 2020; SIDDIQUI *et al.*, 2018).

Os *Sensores Eletrofisiológicos*, que engloba eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG) e eletromiografia (EMG), têm por objetivo monitorar diversos sinais bioelétricos do corpo humano. Respectivamente, podem ser aplicados para as finalidades: análise do ciclo cardíaco (ritmo, frequência, detecção de anormalidades), mapeamento da atividade cerebral, e funções musculares e. Através da análise de bioeletricidade por meio da pele esses sensores detectam alteração no potencial elétrico das membranas excitáveis. Para isso, o dispositivo deve fornecer alta condutividade elétrica - reduzindo assim eventuais ruídos na aquisição do sinal - e auto adesão eficaz para evitar movimentos corporais que promovem erros de leitura através da pele. Outras características

relevantes para confecção é a utilização de materiais compatíveis com a pele, impermeáveis à água e a outros líquidos neuromusculares (LIM *et al.*, 2020).

*Sensores de Temperatura* termoresistivos, piroelétricos e termoelétricos permitem o monitoramento da temperatura corporal contínuo e em tempo real através da pele, e se caracterizam pela compatibilidade adequada à pele humana, alta sensibilidade, boa repetibilidade e estabilidade a longo prazo. A portabilidade desses vestíveis possibilitam a aplicação com facilidade tanto em ambientes hospitalares e ambulatoriais, quanto domiciliares. A literatura evidencia que a faixa de variação da temperatura a ser contemplada pelos dispositivos é de 25 a 40°C com alta precisão. Porém, é essencial que seja confeccionado por material leve e compacto (DIAS; CUNHA, 2018).

Os chamados *Sensores de Deformação e Pressão* baseiam-se na técnica mecanoelétrica, e tem por objetivo monitorar a deformação e/ou pressão produzida pela movimentação do corpo humano para detecção desde movimentos robustos, como flexão de articulações e análise de marcha, até movimentos sutis como pulso. Assim, a tensão e/ou pressão mecânica são captadas pelas propriedades elétricas dos materiais dos dispositivos vestíveis através dos princípios de piezoresistividade, piezoeletricidade e capacitância. Essa tecnologia também pode ser útil para monitoramento cardiovascular, nota-se que muitos pesquisadores fazem uso atual de sensores de pressão piezoelétricos para detecção de FC, por meio da detecção de onda de pulso arterial gerada pela contração e relaxamento cardíaco (CELIK *et al.*, 2021; LIM *et al.*, 2020; MA *et al.*, 2020; MAJUMDER; MONDAL; DEEN, 2017).

Para monitorar glicose, destaca-se a espectroscopia fotoacústica, tomografia de coerência óptica (OCT), sensores eletroquímicos e os sensores colorimétricos. Na espectroscopia, a glicemia é estimada por meio da variação da pressão média - dos dedos ou lobo da orelha - causada pelas ondas ultrassônicas. Já a OCT consiste na alta resolução de imagem óptica através da reflexão da luz. Os *Sensores eletroquímicos* vestíveis monitoram em tempo real a concentração e variação de concentração de diversos íons e moléculas, quantificando eletrólitos, pH e glicose. Isso se dá pela conversão das alterações de concentração em sinal elétrico através das técnicas potenciometria, voltametria, amperometria, espectroscopia de impedância. Pode-se ser utilizado saliva, lágrimas ou suor para adquirir os biofluidos a serem analisados de forma não invasiva (LIM *et al.*, 2020).

Por fim, os *sensores ópticos*, mais prevalentes na literatura, são capazes de detectar desde sinais vitais como frequência cardíaca, pressão arterial, frequência respiratória e saturação de O<sub>2</sub>, assim como a glicose, sendo o sensor com maior abrangência de sinais. Esses sensores identificam mudanças na absorção e reflexão de luz, convertendo-a em sinal elétrico, principalmente através da técnica fotopletismografia (PPG). Essa técnica detecta variações de volume sanguíneo em determinada área do corpo, normalmente através de um oxímetro de pulso, e se baseia nos princípios de transmissão ou reflexão de luz. Quando a luz penetra a pele, parte dela é absorvida pelo sangue e tecidos, enquanto outra parcela é refletida ou transmitida. Diante disso, este restante não absorvido é utilizado para mensurar a saturação

de oxigênio no sangue, pela diferença de oxihemoglobina e desoxihemoglobina (SIDDIQUI *et al.*, 2018; WITT *et al.*, 2019).

#### 4.3.2 Métodos de aquisição do sinal

Cada parâmetro vital e não vital pode ser detectado através de um ou mais tipos de sensores como descrito anteriormente. A FC é comumente adquirida por meio de técnicas bioelétricas, optoelétricas, mecanoelétricas, ultrassônicas baseadas em ondas de ECG, dentre outros. A PA, por outro lado, necessita de algoritmos baseados nos chamados “pulse arrival time” (PAT) ou “pulse transit time” (PTT) somado a algoritmos de aprendizado de máquina para interpretar sinais dos sensores bioelétricos, optoelétricos e mecanoelétricos para estimar a pressão arterial. A FR pode ser mensurada por PPG, ECG ou sensores de deformação e pressão. A SpO2 utiliza-se PPG e a temperatura de termistores. Já a marcha pode ser analisada por acelerômetro, giroscópio, magnetômetro, EMG e sensores de deformação e pressão. A glicemia, por fim, pode ser quantificada por PPG, ECG, OCT, NIR, SPR, CL, SERS e espectroscopia acústica (CHEN *et al.*, 2021).

*Fotopletismografia (PPG)* - Como descrito previamente, os sensores PPG detectam variações de volume sanguíneo em determinada área do corpo. Eles são formados por pelo menos um par de diodo emissor de luz (LED), que é a fonte de luz para iluminar o tecido, e um par de fotodetector que capta parte da luz transmitida ou refletida. Na transmissão, o fotodetector localiza-se no lado oposto ao LED, e quantifica a luz transmitida pelo tecido. Já na reflexão, o LED e o fotodetector estão localizados lado a lado para detectar a luz refletida. Convém também ressaltar que quanto maior a distância, menor é a intensidade da luz refletida, todavia caso a distância for muito reduzida, o fotodetector é saturado, interferindo na leitura. As alterações dinâmicas dos vasos sanguíneos provocadas pelo ciclo cardíaco provocam diferentes intensidades de transmissão, e conseqüentemente, diferentes leituras do sinal e ondas PPG. A partir disso, é possível inferir frequência cardíaca, frequência respiratória, pressão arterial e saturação de oxigênio no sangue. Ainda, estudos com PPG permitiram a quantificação da concentração de glicose no sangue, através da relação dependente e inversamente proporcional com a saturação de oxigênio. Por fim, a utilização da PPG é válida, pela capacidade de monitorar diversos parâmetros vitais com apenas um sensor (CHEN *et al.*, 2021; HAVEMAN *et al.*, 2022; SIDDIQUI *et al.*, 2018).

*Eletrocardiografia (ECG)* - sensor bioelétrico que consiste na reprodução gráfica da atividade elétrica cardíaca durante as fases do ciclo. É registrada a partir da superfície corporal, por meio de eletrodos acoplados à pele e permite a identificação do ritmo, alterações isquêmicas, diagnóstico de doenças cardiovasculares como fibrilação atrial, aterosclerose, angina, arritmias, insuficiência cardíaca congestiva, doença arterial coronariana, dentre outras muitas. Segundo Siddiqui e colaboradores (2018), outro parâmetro que pode ser interpretado pelo ECG é a hiperglicemia, através do aumento da frequência cardíaca e alargamento do intervalo QT. Este, porém, tem baixa sensibilidade e especificidade



quando em ocorrência de arritmias. A análise do ECG e a identificação precoce de tais alterações permite um prognóstico favorável e melhor qualidade de vida para o paciente. Diferentemente do ECG convencional, com 12 derivações, os vestíveis, na maioria das vezes, possuem derivação única para detectar complexos de onda P, Q, R, S, T e U. A despolarização dos ventrículos, representada pelo pico R (incluído no complexo QRS), apresenta maior diferença de potencial elétrico, tendo destaque para a identificação e mensuração do ciclo cardíaco (CHEN *et al.*, 2021; DIAS; CUNHA, 2018).

*Eletromiografia (EMG)* - técnica eletrofisiológica de alta precisão, que monitora a atividade elétrica das membranas excitáveis de células musculares por meio de eletrodos acoplados à pele de forma invasiva ou não invasiva (CELIK *et al.*, 2021). Embora menos acurados que o EMG, os sistemas microeletromecânicos (MEMS), formados por *acelerômetros, giroscópios e magnetômetros*, permitem a análise da qualidade da marcha, detecção do movimento corporal e do risco de queda com melhor aplicabilidade na prática clínica, através de sistemas portáteis de baixo custo (CELIK *et al.*, 2021).

O acelerômetro, sensor eletromecânico inercial mais popular, quantifica forças de aceleração estáticas, como a gravidade, ou dinâmicas. Se baseia nos princípios piezoelétricos, térmicos e capacitivos. O giroscópio, por sua vez, quantifica a velocidade angular utilizando a força da gravidade, indicando a posição de um determinado objeto no espaço. Já o magnetômetro, sensível ao campo magnético terrestre, comumente é utilizado em conjunto com os demais para intensificar suas respectivas capacidades de detecção com técnicas de fusão de sensores, mensurando, portanto, direção, força e variação do campo magnético (CELIK *et al.*, 2021; MEJIACRUZ *et al.*, 2021).

#### **4.3.3 Análise dos dispositivos eletrônicos vestíveis quanto ao desfecho de saúde**

Com base em estudos na literatura, evidencia-se grande potencial e tecnologia embarcada em diversos DEV disponíveis no mercado nacional e internacional, com diferentes tipos de sensores e métodos de aquisição de sinais. Dentre as funcionalidades mais frequentes tem-se majoritariamente sinais vitais cardíacos, como FC, seguido por PA e ECG. A quarta funcionalidade mais frequente é a Saturação de Oxigênio (SatO<sub>2</sub>), seguida por Glicemia e a Detecção de Ritmo Cardíaco Irregular (RCI). Análise de marcha, prevenção de Quedas, Temperatura Corporal e Apneia aparecem, mas em menor proporção (AREIA *et al.*, 2022; DIAS; CUNHA, 2018; HAVEMAN *et al.*, 2022; MAJUMDER; MONDAL; DEEN, 2017; WEENK *et al.*, 2019).

Para melhor compreensão, a Tabela 3 sintetiza os DEV identificados na literatura, de acordo com a disponibilidade no mercado, tipos de sensores, e método de aquisição de dados. É interessante observar que o PPG está presente em dispositivos que detectam quase todos os parâmetros vitais e não vitais, menos na marcha e temperatura, sendo muitas vezes utilizado como multissensor, justificando sua maior adesão na prática clínica.

O *Vital Patch* é um dispositivo médico, em forma de adesivo com ECG de derivação única para ser colocado sob o tórax, mais especificamente na linha hemiclavicular esquerda

sobre o espaço intercostal. Desenvolvido especificamente para captar dados como FC, FR e ECG. Em um estudo por Areia e colaboradores (2022), pacientes saudáveis foram submetidos a hipóxia controlada, dessaturados gradualmente até atingir a SpO2 alvo estabelecida previamente, enquanto realizavam movimentos preestabelecidos. Comparou-se os resultados com métodos padrão ouro para FC e FR: ECG de três derivações e capnografia, respectivamente. E observou-se que a mensuração da FC do dispositivo vestível estava dentro dos limites de precisão aceitáveis quando comparado com o ECG de 3 derivações. Assim como a mensuração da FR foi concordante com a capnografia durante a maioria das fases de movimento, e durante todas as fases de hipóxia. Denota-se, inclusive, que o *VitalPatch* não teve sua confiabilidade reduzida para medições da FC e FR quando a amostra foi submetida à hipóxia induzida. Em acordo, HAVEMAN *et al.* (2022) demonstrou que Vital Patch foi o mais acurado e com menor vulnerabilidade durante atividade de vida diária quando comparado com outros dois DEV. Os resultados fornecem dados favoráveis para a implementação do vestível para pacientes a nível ambulatorial ou hospitalar (AREIA *et al.*, 2022).

O *HealthPatch* (HP) é outro dispositivo médico que utiliza dois eletrodos de ECG em sensores adesivos reutilizáveis com bateria descartável, conectado ao tórax do paciente. Detecta ritmo cardíaco, FC, FR, temperatura de pele, contagem de passos, postura corporal e quedas. Já o *VisiMobile* é um dispositivo médico de pulso capaz de monitorizar 5 sinais vitais continuamente, como PA, FC, FR, SatO2, temperatura e ECG. WEENK *et al.* (2019) comparou o uso desses dois dispositivos em ambiente hospitalar e observou concordância entre as medições humanas e do dispositivo, porém o HP apresentou uma maior precisão na captação da frequência respiratória. Isso pode ser explicado pelo fato de que a FR medida pelos profissionais são passíveis de viés quando calculadas através da observação de movimentos do tórax por 15 segundos, e posteriormente multiplicado por 4 para estimar 1 minuto. Ressalta-se, ademais, que não houve discrepância entre os dois dispositivos quanto aos valores de FR, mesmo com meios de captação diferentes (variabilidade da FC e acelerômetro versus pneumografia de impedância). A discussão é relevante, uma vez que a FR pode prever complicações graves, como sepse e parada cardíaca. Em três pacientes da amostra, o monitoramento pelos vestíveis possibilitou, através do score calculado, a identificação da necessidade de cuidados específicos. Estes foram posteriormente diagnosticados pelos médicos com pneumonia, fibrilação atrial e deficiência de anastomose. Portanto, não houve diferença significativa entre VM e HP versus avaliação dos enfermeiros na detecção precoce de risco, inferindo que a tecnologia pode ser um importante aliado nos cuidados em saúde (WEENK *et al.*, 2019).

Haveman e colaboradores (2022), encontraram resultados semelhantes em um estudo realizado na mesma enfermaria e hospital do estudo anterior, porém, utilizando outro dispositivo. O dispositivo *Everion* foi desenvolvido para monitorar bem-estar e fitness, com sensores de PPG para ser utilizado na região superior do braço e mensurar FC, FR e SatO2. Nesse estudo foi observado que a FR mensurada pela equipe de enfermagem foi mais baixa que a mensurada pelo dispositivo. Os autores atrelam essa diferença à forma como a

enfermagem calcula a FR, subestimando os valores. Além disso, ele sugere que a FR seja calculada por ECG, mais próximo do tórax, ao invés de PPG.

Porém com relação a FC, não houve diferença entre a medição humana e o dispositivo. E para SpO2 e temperatura as medidas da equipe de enfermagem foram mais acuradas que do aplicativo, que subestimou em -2,9% e -1.3°C respectivamente. Outra limitação do dispositivo é a capacidade de detectar FR e SATO2 durante movimento, uma vez que a localização na parte superior do braço não é a mais adequada para medição de sinais de PPG podendo afetar a medição dos sinais vitais e influenciar na métrica de precisão e reduzindo sua acurácia. Concluiu-se, portanto, que o dispositivo apresenta uma acurácia moderada para detectar frequência cardíaca e baixa para frequência respiratória, saturação de oxigênio e temperatura quando comparado a equipe de enfermagem. Os autores reforçam a necessidade de novos estudos, uma vez que a amostra atual é limitada e as medidas realizadas por enfermeiros não configuram padrão-ouro para avaliação de sinais vitais (HAVEMAN *et al.*, 2022).

*Visi Mobile* (VM) é um dispositivo médico com um sensor de pulso com acessório de polegar que monitora PA (parte acessória no polegar permite a medição da PA sem uso de manguito), FC, FR, SpO2, temperatura da pele e ECG de cinco derivações. Os sinais vitais podem ser visualizados pelo paciente em um visor no pulso, ou podem ser bloqueados por código de autenticação. Assim como Health Patch e Everion, o VM também apresentou valores dos sinais vitais significativamente maior que os valores mensurados pela equipe de enfermagem, sendo a medida da FR do dispositivo mais acurada que da equipe de enfermagem (WEENK *et al.*, 2019). Outra limitação apontada no estudo foi a perda de 10,1 % de informação (missing data) devido a falha na conexão e erro no armazenamento dos dados. Similarmente Health Patch apresentou 8,4% de missing data devido a falha na conexão e outras causas desconhecidas (WEENK *et al.*, 2019).

Segundo WITT *et al.* (2019), estudos prévios que objetivaram a detecção de ritmos irregulares devido a FA e outras arritmias, através do método PPG, obtiveram boa sensibilidade e especificidade quando comparados ao método padrão ouro (ECG Holter).

Tabela 3. Dispositivos Eletrônicos Vestíveis descritos na literatura classificados de acordo com a disponibilidade do mercado, local de uso, tipo de sensor, método de aquisição, transmissão e desfecho de saúde

	Disponibilidade mercado	Localização uso	Tipo de sensor	Método de aquisição	Transmissão	Desfecho de saúde
<b>Vital patch</b>	Dispositivo médico Aprovado CE e FDA	Tórax	Adesivo descartável	ECG, Acelerômetro, termistor	Bluetooth Tablet Android	FC, FR, ECG Queda, Passos, temperatura
<b>HealthPatch</b>	Dispositivo médico	Tórax	Sensor adesivo reutilizável com bateria descartável	ECG, bioimpedância e PPG	Bluetooth integrado ao chip	ritmo cardíaco, FC, FR, temperatura de pele, contagem de passos, identificação de postura corporal e prevenção de queda
<b>Visi Mobile</b>	Dispositivo médico	Punho	Sensor de pulso	PPG	WiFi	PA, FC, FR, SpO2, temperatura da pele e ECG
<b>Empatica E4</b>	Dispositivo médico	Punho	pulseira	PPG	Bluetooth	FC, ritmo cardíaco (arritmia), VFC, temperatura da pele
<b>Wippe</b>	Dispositivo médico	Braço, pulso	Sensor acoplado a braçadeira, pulseira	ECG	Bluetooth IOS e Android	FC, PA e RCI, monitoramento das calorias gastas, quilômetros percorridos, quantidade de passos, bioimpedância, detecção e prevenção de queda, horas de sono, peso, circunferência da cintura, humor, pressão arterial, exames laboratoriais e escala visual analógica (EVA) para dor FC, FR, SpO2
<b>Everion</b>	Dispositivo bem-estar	Parte superior do braço	Sensor acoplado a braçadeira com prendedores	PPG, Termistor de coeficiente de temperatura negativo	Bluetooth, aplicativo de celular	
<b>Kardia Band</b>	Dispositivo bem-estar	Punho	Pulseira (Apple)	ECG	Bluetooth e IOS	Ritmo cardíaco, FA, FC, SpO2, FR, monitoramento do sono, detecção de queda
<b>Galaxy Watch</b>	Dispositivo bem-estar	Punho	Pulseira	ECG, PPG	Bluetooth Android e IOS, WIFI, NFC, A-GPS e/ou GLONASS e UMTS	FC, SpO2, FR, monitoramento do sono, detecção de queda
<b>Apple Watch</b>	Dispositivo bem-estar	Punho	Pulseira	ECG, PPG	Bluetooth Android e IOS, WIFI, NFC, A-GPS e/ou GLONASS e UMTS	FC, SpO2, FR, monitoramento do sono, detecção de queda
<b>Fitbit Charge 3</b>	Dispositivo bem-estar	Punho	Pulseira	PPG	Bluetooth Android e IOS, WIFI, NFC	FC, SpO2, FR, monitoramento do sono, detecção de queda

Ainda, o dispositivo em forma de pulseira *Empatica E4*, equipado com sensores PPG, obteve ótima precisão na detecção de ritmo sinusal normal, FA e outras arritmias. De forma semelhante, um estudo do dispositivo médico *Kardia Band* (KB), que consiste em uma pulseira, desenvolvida especialmente para o Apple Watch, com sensores de ECG capaz de detectar fibrilação atrial, bradicardia, taquicardia e ritmo cardíaco normal complementar para o smartwatch da Apple, demonstrou boa sensibilidade (93%), especificidade (84%) e coeficiente K (0.77) na detecção de FA em pacientes submetidos a cardioversão comparado com interpretação feita pela equipe médica (99% sensibilidade, 83% especificidade, K=0,83). Porém, o dispositivo não foi capaz de interpretar 33,7% dos dados de ECG, necessitando de interpretação subsequente de neurofisiologistas (WITT *et al.*, 2019).

Além disso, um outro dispositivo médico é o Wippe que possibilita o telemonitoramento ao captar as informações via Bluetooth e enviá-las para o aplicativo chamado Wippe Track, compatível com os sistemas Android e IOS, aprovado pelo Conselho Federal de Medicina do Brasil e registrado no Food and Drug Administration e na ANVISA. Os aparelhos disponíveis que utilizam essa tecnologia podem ser encontrados nas formas de balança digital, monitor de pressão, monitor de atividade física e ECG portátil, em que os sensores permitem detectar bioimpedância, FC, PA, RCI, monitoramento das calorias gastas, quilômetros percorridos, quantidade de passos, detecção e prevenção de queda, horas de sono, peso, circunferência da cintura, humor, pressão arterial, exames laboratoriais e escala visual analógica (EVA) para dor. O aplicativo agregado ainda é capaz de gerar gráficos divididos por cores de acordo com o nível de dor e permitir comentários dos próprios usuários em relação às informações, o que permite um melhor monitoramento dos parâmetros por parte da equipe responsável (FARIAS *et al.*, 2022).

Apesar dos dispositivos de bem-estar, disponíveis no mercado, não terem sido desenvolvidos para o mercado médico, o fato de possuírem múltiplos sensores, processamento inteligente, permitirem interação e ser de baixo custo eles podem ser úteis para detecção de disfunções, permitindo diagnóstico precoce e prevenindo intercorrência ou agravamento de uma patologia (BROPHY *et al.*, 2021). Nos últimos anos, especialmente após a pandemia, pode-se observar um aumento de interesse e investimento na indústria médica. O uso desses dispositivos pode ser uma solução para um cuidado de saúde mais personalizado, com coleta de dados passiva diariamente fora de ambiente clínico hospitalar (BROPHY *et al.*, 2021).

O Galaxy Watch, Apple Watch, e *Fitbit* se enquadram como dispositivos vestíveis de bem-estar em formato de relógio, que possuem funcionalidades como: monitoramento de frequência cardíaca, oximetria de pulso, notificação de ritmo irregular, monitoramento do sono, detecção de queda, mobilidade, dentre outras funções. A rápida expansão dos dispositivos vestíveis pode ser atribuída a diversos fatores, sendo uma das principais o desenvolvimento e disponibilidade desses dispositivos comerciais (BROPHY *et al.*, 2021). Uma vez que, além de permitir o automonitoramento de desfechos de saúde, o desenvolvimento de novos aplicativos (softwares) e acessórios, que se adaptam a esses dispositivos, ampliam

os desfechos a serem mensurados, transformando dispositivos de bem-estar em dispositivos médicos que podem ser utilizados não só em ambientes domiciliares/fitness, mas também em clínicas/ambulatórios e hospitais, e em pacientes com diversas condições de saúde. Porém, ainda é um mercado promissor em desenvolvimento, a cada ano os fabricantes se aprofundam mais, desenvolvendo novos produtos e pesquisa clínica, pois ainda há poucas evidências na literatura quanto a sua validação e eficácia (SOON *et al.*, 2020).

O Apple Watch (AW) domina o mercado de dispositivos de pulso na área de bem-estar. Desde seu lançamento em 2015, já vendeu 31 milhões de unidade só em 2019 (BROPHY *et al.*, 2021). Nos Estados Unidos ele é considerado pela Food and Drug Association (FDA) como um dispositivo médico classe 2 (moderado risco, liberado pela FDA, porém ainda não registrado ou listado), uma vez que sua aplicabilidade e confiabilidade na área médica ainda é desconhecida (BASZA *et al.*, 2021). Através do PPG e do ECG é capaz de mensurar FC, variabilidade da FC, SpO2, FR, sono e detecção de queda. BASZA *et al.* (2021) relata acurácia nas medidas de FC na população saudável, tanto em repouso quanto em diferentes atividades. Com relação ao ritmo cardíaco, apresentou um índice diagnóstico positivo de 84% de arritmia cardíaca. Esse valor se torna ainda mais acurado em modelos mais recentes do relógio, chegando a 96% de sensibilidade e 100% de especificidade, sugerindo a viabilidade de uso na população de pacientes cardiopatas durante terapia e reabilitação cardíaca.

Já o FitBit é o DEV de bem-estar com maior evidência na literatura científica (NISSEN *et al.*, 2022; SOON *et al.*, 2020). Um dos parâmetros mais estudados é a medida da FC, por PPG, com frequência de armazenamento de uma vez por segundo, durante exercício físico e uma vez a cada 5 segundos nas demais atividades de vida diária. Na área de Bem-estar/fitness demonstrou boa validade e confiabilidade quanto a mensuração da frequência cardíaca (SOON *et al.*, 2020). Assim como no ambiente hospitalar, com limite de variabilidade aceitável de 24 bpm, com margem de erro de apenas 3% da medida do ECG padrão ouro em ambiente controlado. (PATEL; ORCHANIAN-CHEFF; WU, 2021).

Uma revisão sistemática apontou limites de concordância em diferentes atividades do dia a dia com o uso do FitBit: (1) 8.4 bpm em repouso; (2) 30.1 bpm na esteira e (3) 41.5 na bicicleta (PATEL; ORCHANIAN-CHEFF; WU, 2021). De fato, HAVEMAN *et al.* (2022) demonstrou diferença média importante, com alta taxa de erro, quando comparado FC do FitBit com o dispositivo convencional. Ele atribui isso a frequência irregular de armazenamento, pois o sensor apresenta diferente frequência de armazenamento de acordo com o nível da atividade, sendo maior precisão para caminhadas ou corridas em esteira, e menor precisão para atividades diárias. Outra limitação importante é a falta de evidências sobre a perspectiva do paciente, viabilidade e aderência ao dispositivo, especialmente em ambiente hospitalar (SOON *et al.*, 2020).

Portanto, evidencia-se na literatura uma gama de funcionalidades nos mais diferentes dispositivos que já estão disponíveis no mercado nacional para diversas aplicações. Na área de bem-estar e fitness já está claro que o uso do DEV melhora nível de atividade física, número de passos por dia e perda de peso (DUSCHA *et al.*, 2018; GONZALEZ-PLAZA *et al.*, 2022; JO *et*

*al.*, 2019; ROBERTS *et al.*, 2019). Para área médica, acredita-se que os DEV também têm grande potencial para contribuir com assistência à saúde no mundo, automatizando processos, prevenindo comorbidades e acidentes, aumentando conforto sem interferir na sua mobilidade, atenuando os danos da experiência de hospitalização e garantindo melhor avaliação clínica. Melhorando por sua vez, a satisfação do paciente e nível de confiança com o tratamento. (BROPHY *et al.*, 2021; PRGOMET *et al.*, 2016; TORRE; MEDINA, 2016). Em acordo, SUN *et al.* (2020) e EDDAHCHOURI *et al.* (2022), observou-se uma diminuição no tempo de internação, custos hospitalares, superlotações, risco de mortalidade e melhora na administração hospitalar após o uso de dispositivos.

Porém, ainda existem limitações importantes e falta de consenso sobre a acurácia, eficácia e aplicabilidade dos dispositivos de bem-estar na prática clínica médica, em especial no ambiente de enfermagem hospitalar. O dispositivo ideal deveria ser capaz de monitorar sinais vitais em tempo real, conectar com outros dispositivos, boa capacidade de armazenamento de dados, de modo que os parâmetros registrados não se percam e possam ser utilizados para uma análise aprofundada por algoritmos e profissionais, além de bom armazenamento nuvem para manter histórico do paciente, materiais resistentes, e por fim, um preço competitivo de mercado.

## **5 MÉTODOS E MATERIAIS**

### **5.1 DESENHO DO ESTUDO**

Trata-se de um estudo observacional longitudinal prospectivo e analítico cujo objetivo foi o de avaliar a viabilidade do uso de um dispositivo vestível de pulso para mensuração de sinais vitais de pacientes internados em uma enfermaria hospitalar

### **5.2 PARTICIPANTES**

Foram selecionados pacientes internados na enfermaria do Hospital MedSênior na cidade de Vitória (Espírito Santo). O tamanho da amostra ideal foi calculado pela fórmula de probabilidade binomial, na qual foi calculado a probabilidade de os problemas de usabilidade ocorrer dividido pelo poder de certeza dos resultados, conforme apresentado na Equação 1.

Tamanho amostral =  $\log(1 - \text{chance de identificar o problema}) / \log(1 - \text{Probabilidade de ocorrer o problema})$  (Equação 1).

Baseado na probabilidade de os problemas de usabilidade ocorrer em 5% dos usuários, com um poder de identificação de 90%, o tamanho da amostra ideal encontrado foi de 45 participantes. Pensando em uma margem de perda de 20%, foram recrutados para este estudo 54 pacientes.

A equipe de enfermagem recrutada para o estudo foi composta por uma amostra de conveniência dos profissionais escalados nos turnos diurno (7 às 19h) e noturno (19 às 7h) durante o período de realização do estudo. A equipe é composta por 60 técnicos de enfermagem, desses 54 participaram no presente estudo.

#### **5.2.1 Critério de inclusão**

Como critérios de inclusão para o recrutamento dos pacientes nesse estudo foram utilizados: (1) Tempo de internação mínimo de 24h; (2) Idade maior ou igual a 50 anos; e, (3) Aceitar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Para equipe de enfermagem foram incluídos todos os profissionais que estavam escalados no plantão diurno ou noturno nos dias da coleta da pesquisa que concordaram em participar do estudo.

#### **5.2.2 Critério de exclusão**

Como critérios de exclusão para o recrutamento dos pacientes nesse estudo foram utilizados: (1) Pacientes internados em Grave Estado Geral (GEG); (2) Pacientes internados com procedimentos invasivos (acesso venoso central, drogas vasoativas, intubação



orotraqueal, ventilação mecânica); e, (3) Pacientes internados com deficiência cognitiva grave que impeça o preenchimento dos formulários.

Para equipe de enfermagem apenas aqueles profissionais que recusasse participar no estudo.

## 5.3 PROCEDIMENTOS

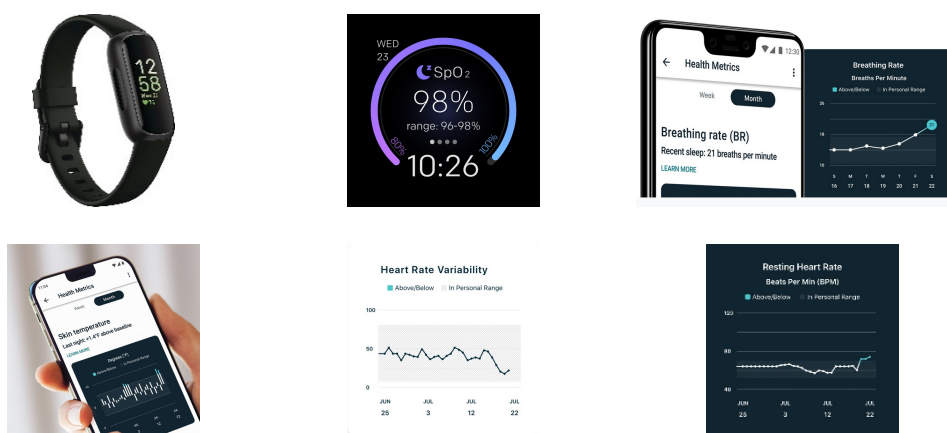
### 5.3.1 Questões Éticas

Os pacientes foram selecionados após análise de prontuário pelo responsável da pesquisa e posteriormente abordados no leito da enfermaria e convidados a participar do estudo. Todos os pacientes e técnicos de enfermagem que concordaram em participar do estudo, foram orientados sobre a pesquisa e sobre Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e assinaram o mesmo antes de iniciar o uso do DEV. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola Superior de Ciências da Santa Casa de Misericórdia de Vitória – EMESCAM (CAAE 69898123.2.0000.5065), e seguiu todas as boas práticas de pesquisa clínica.

### 5.3.2 Dispositivo

O DEV adotado para o estudo é o FitBit (Fitbit Inc) modelo inspire 3 (Figura 4), uma pulseira eletrônica vendida comercialmente (\$ 155,50 USD), disponível em dois tamanhos pequeno e grande.

Figura 4. DEV adotado para o estudo: FitBit modelo inspire 3.



Fonte: <https://www.fitbit.com/global/en-ca/products/trackers/inspire3>

O Fitbit modelo inspire 3 apresenta os seguintes sensores e componentes: (1) acelerômetro 3-axis; (2) sensor óptico de frequência cardíaca; (3) sensor de vibração; (4) sensores vermelhos e infravermelhos para saturação de oxigênio (SatO2); e (5) sensor de luz do ambiente. E gera dados relacionados com Fitness, saúde, stress e sono (Tabela 4).

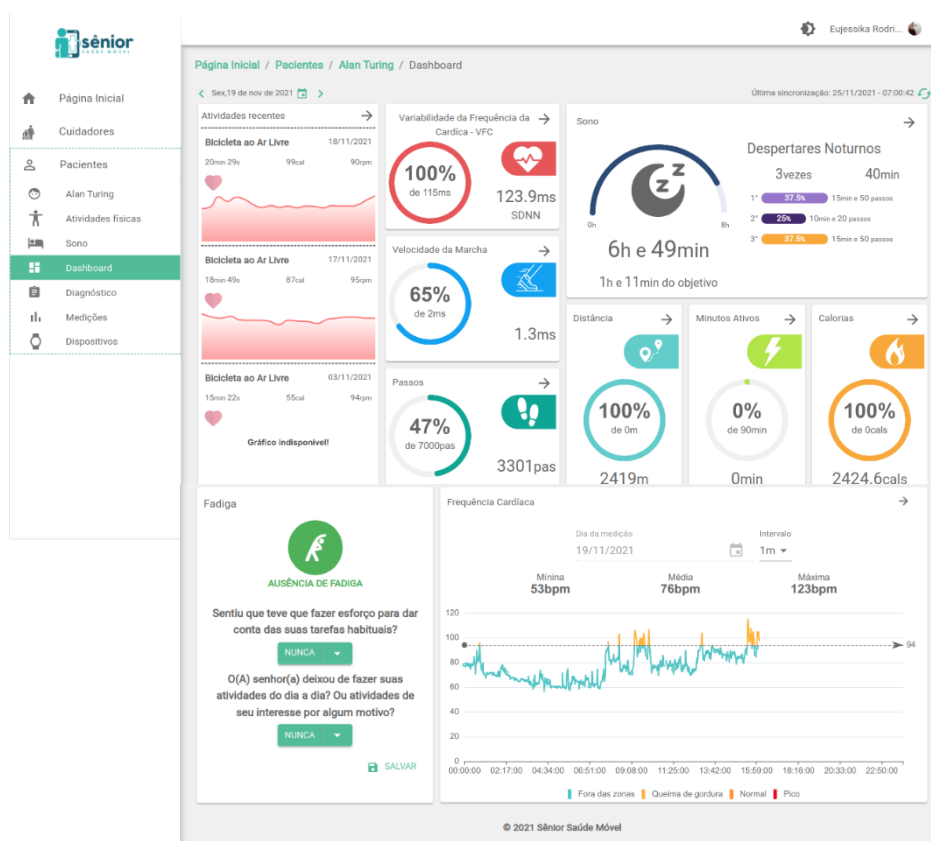
Tabela 4. Dados avaliados pelo FitBit Inspire 3.

Fitness	Saúde	Estresse e Sono
FC 24h/7dias	SatO2	Rastreo do sono e fases do sono
Minutos na zona de atividade	Varição temperatura da pele	Escore sono/Perfil sono
Cardio Fitness Score	FC de repouso	Escore gerenciamento do stress
Rastreo automático de exercícios	Variabilidade na FC	
Passos, distância e calorias	Notificação de FC alta ou baixa	
	Notificação de ritmo cardíaco irregular	
	FR	
	Glicose sanguínea	

Foram adquiridos para a pesquisa 20 FitBit que foram registrados com números sequenciais de 1 a 20. Quinze dispositivos foram utilizados simultaneamente em pacientes diferentes por 24 horas e 5 ficaram reservados e carregados, para substituir dispositivos que poderiam apresentar eventuais problemas que pudessem interferir no andamento da pesquisa. A coleta de dados durou 30 dias, entre setembro e outubro de 2023.

A transmissão dos dados foi realizada via Bluetooth para gateway e posteriormente a plataforma Sênior Saúde Móvel (SSM), especificamente desenvolvido para captura dos dados do FitBit Inspire 3 (Figura 5) (SILVA, 2021). Esses dados foram então processados e armazenados localmente em uma memória não volátil.

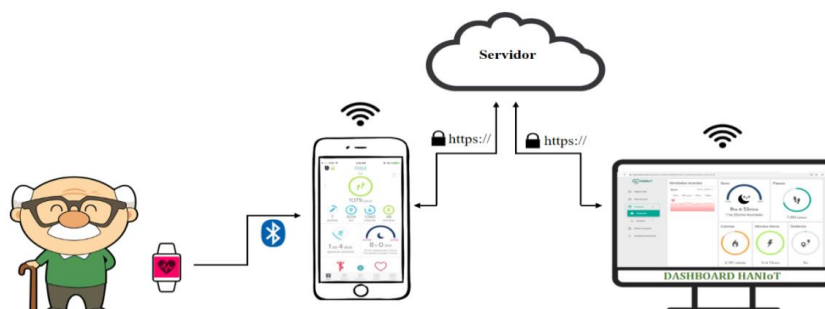
Figura 5. Dashboard da SSM – Tela de todos os dados enviados pelo Fitbit.



O módulo servidor recebeu todas as informações dos pacientes que fizeram uso do FitBit, seguindo o seguinte fluxo: DEV e envio ao smartphone (*via bluetooth*) – smartphone e envio ao servidor (via internet) – servidor para armazenamento de todos os dados da pesquisa (Figura 6). O aplicativo móvel fornecido pela empresa Fitbit foi instalado no smartphone adotado no estudo e feita a integração dos dados do aplicativo para plataforma SSM.

As especificações técnicas fornecida pelo fabricante estão descritas na Tabela 5. Para responder os objetivos propostos e comparar com as informações fornecidas pelo fabricante, as equipes de enfermagem participantes do estudo foram instruídas a registrar dados de cada dispositivo em uso, através de um formulário de entrada e de saída elaborado para a coleta de dados do estudo (Apêndice 1 e 2 respectivamente). No formulário foram coletadas informações como nome, idade, sexo, número do prontuário e leito de acomodação do paciente; além de data e hora da colocação do DEV no paciente, posicionamento (pulso direito ou esquerdo, tornozelo direito ou esquerdo), percentual de bateria, condição do equipamento (limpeza geral, visibilidade e leitura da tela, integridade e qualidade da pulseira, intercorrência com água) e considerações ou observações adicionais. Os dados registrados foram tabulados no Excel para posterior análise.

Figura 6. Fluxo do sistema seguindo padrões de interoperabilidade.



Fonte: Silva, 2021.

Tabela 5. Especificações Técnicas do DEV FitBit Inspire 3 fornecidas pelo fabricante

Parâmetro	Especificação
Tamanho	39.32 mm comprimento x 18.6mm largura x 11.75 mm altura
Bateria	Lithium-polymer Tempo de carregamento 2 horas Duração 10 dias
Água	Resistência a 50m na piscina, chuveiro e outros. Após molhar, remover completamente e secar a pulseira antes de colocar novamente

Display	Tela touch screen colorida
GPS	Passo e distância percorrida durante caminhada, corrida, bicicleta.
Memória	Salva dados de atividade por 7 dias, minuto por minuto. Salva total do dia dos últimos 30 dias Armazena dados de FC em intervalo de 1 seg. durante exercício físico e a cada 5 seg. em todos outros momentos
Pulseira	Modelo clássico, silicone com fivela de plástico Tamanho pequeno 137-193 mm circunferência Tamanho Grande 193-221 mm circunferência
Carregador	Cabo USB
Transferência dados	Bluetooth Conexão internet Distância de até 9 metros DEV e aparelho celular (IOS ≥ 15, Android OS ≥ 9)

### 5.3.3 Coleta de dados

Além dos dados coletados pelo dispositivo, duas equipes de enfermagem, a equipe do dia (período de 7h da manhã às 19h) e da noite (19h às 7h da manhã), participaram do estudo coletando os sinais vitais, de 6 em 6 horas, e registrando no prontuário como de rotina durante as 24 horas de uso do dispositivo por cada paciente (participante). As equipes receberam um treinamento simples sobre o uso e ajuste do dispositivo no pulso do paciente e sobre a observação e coleta das informações pertinentes a usabilidade do aplicativo como duração da bateria entre uma carga e outra, falha na resistência a água, falhas no sistema, no display, memória, pulseira, carregador ou transferência de dados. Além disso, o estado de degradação do material do dispositivo foi monitorado e registrado no formulário de cada participante. Esses dados eram anotados em um formulário específico (APÊNDICE 1) que ficava em uma prancheta no quarto de cada participantes do estudo durante a utilização do dispositivo. No presente estudo, os profissionais de enfermagem não ficaram responsáveis por monitorar e analisar os dados transmitidos na nuvem. A validação desses dados está sendo realizado por outro estudo.

Após as 24 horas de coleta de dados, a pulseira passou por um processo de desinfecção adequado (nível baixo e médio) para remover as sujidades, devido ao contato contínuo com a pele, antes que o próximo participante pudesse usar. Em acordo com a recomendação da ANVISA para esse tipo de desinfecção de aparelhos biomédicos (BRASIL, 2022), foi realizado fricção de todo dispositivo por 30s com o uso de álcool 70% e quaternário de amônia utilizando papel descartável. Para confirmar a eficácia da desinfecção e risco de transmissão de patógenos, a equipe de enfermagem coletou material Swab de cada dispositivo após cada procedimento de desinfecção. O Swab consiste em uma haste plástica com ponta de algodão (cotonete estéril) embebido em água peptonada. O exame consistiu em realizar esfregação da ponta do algodão 20 vezes com movimentos rotacionais e em zigue-zague, de forma que toda a superfície do algodão teve contato com toda a superfície do dispositivo eletrônico vestível. Posteriormente, retornou o swab para o tubo, fechou devidamente e encaminhou para o laboratório microbiológico para análise da presença de patógenos.

Para análise microbiológica, realizou a preparação do esfregaço bacteriano a fim de fixar a célula bacteriana na lâmina e evitar perda de células bacterianas durante o procedimento de coloração. A preparação do esfregaço bacteriano envolve a propagação da cultura bacteriana na lâmina, secagem ao ar, fixação pelo calor antes da coloração e observação microscópica. As etapas de preparação estão descritas na Tabela 6.

Por fim, como parte do processo de acompanhamento do produto e estudo da viabilidade no ambiente hospitalar, ambas as equipes de enfermagem e pacientes responderam às perguntas da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) (ANEXO 1).

A SUS é uma escala traduzida e validada no Brasil por Lourenço, Carmona e De Moraes Lopes (LOURENÇO; CARMONA; LOPES, 2022) que avalia de forma subjetiva a usabilidade do sistema ou ferramenta com relação a sua eficácia, eficiência e satisfação. Escala Likert, de baixa complexidade, composta por dez itens adaptáveis, sendo cinco afirmações positivas e cinco negativas, distribuídas alternadamente. As opções de marcação variam em grau desde “discordo completamente” até “concordo completamente”. É importante mencionar que nos itens os quais o respondente não se auto classifica apto a responder, deve-se marcar o ponto central da escala.

Tabela 6. Procedimentos de análise microbiológica do material coletado por Swab

Etapa	Procedimento
1	Selecionada uma lâmina limpa e remoção de graxa ou óleo lavando-a com água e sabão. Em seguida, a lâmina é enxaguada com álcool 95% e secada ao ar. Depois de torná-la livre de óleo, o slide deve ser segurado pela borda, evitando tocar na sua superfície.
2	Marcada a área do esfregaço com lápis de marcação em uma lâmina limpa, rotulando a lâmina com o nome do organismo
3	Removida a tampa do tubo de cultura, segurando a ponta do tubo na chama por alguns segundos. Isso matará o organismo transportado pelo ar que pode causar contensão.
4	Colocada uma gota de água destilada no centro da lâmina
5	Inserida suavemente a ponta do laço no tubo inclinado com toque na parte principal, evitando cavar o meio ou raspá-lo. Retirada uma pequena porção de célula bacteriana na ponta da alça e transferida para a gota de água destilada estéril. Posteriormente, misturada corretamente usando a ponta do loop
6	A lâmina é secada ao ar, mantendo-a em temperatura ambiente
7	O esfregaço é fixado a quente passando rapidamente a lâmina pela chama do bico de Bunsen, três vezes.
8	O esfregaço de bactérias está pronto para aplicar coloração e microscopia

O cálculo da pontuação SUS se deu pela soma das contribuições de cada item, que varia de 0 a 4. Nos itens 1,3,5,7 e 9 a pontuação é o valor da contribuição menos 1. Já nos itens 2,4,6,8 e 10 a pontuação é 5 menos a contribuição da escala. Deve-se, ainda, multiplicar a soma das pontuações por 2,5 e obter o valor final da escala SUS, que varia de 0 a 100. A pontuação média de corte é 68 pontos, onde  $\leq 50$  pontos é considerável não aceitável, 50-70 pontos neutro e  $>70$  pontos aceitável.

#### **5.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

As respostas dos formulários, dados clínicos dos pacientes e sociodemográficos dos pacientes e profissionais de saúde foram transcritos para uma planilha do Excel e posteriormente para o software estatístico SPSS versão 24.0. Os resultados descritivos foram apresentados como média e desvio padrão para as variáveis contínuas simétricas ou mediana e interquartil para as variáveis contínuas assimétricas ou ordinais. As variáveis nominais foram apresentadas como frequência e porcentagem.

Para verificar a confiabilidade do tempo de bateria estipulado pelo fabricante, foi comparada a média de tempo documentado no presente estudo com o tempo estipulado pelo fabricante com teste z (teste de hipótese para uma amostra). A significância adotada neste estudo foi de 0,05.

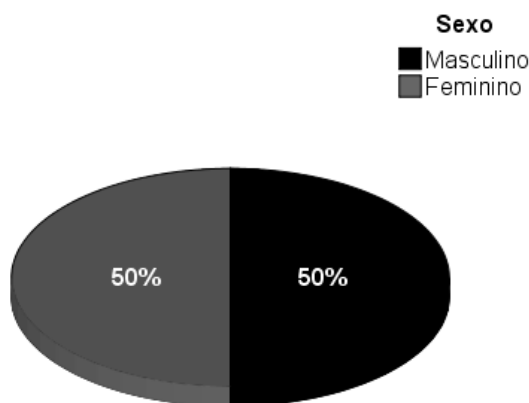
## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram analisados o uso do DEV, modelo FitBit inspire 3, em cinquenta e quatro pacientes internados na enfermaria e 54 técnicos de enfermagem do Hospital MedSenior de Vitória, Espírito Santo. Vinte e sete paciente eram mulheres e 27 homens (Figura 7a), idade média 78.1 anos (DP  $\pm$  10.8) e a mediana 81.0 (70; 87), variando entre mínimo de 54 anos e máximo de 96 anos (Figura 7b). Ao todo, 30 participantes do estudo utilizaram o DEV no pulso direito e 24 no pulso esquerdo.

Tabela 7. Dados sociodemográficos dos participantes do estudo.

Pacientes		N=54
Idade	(média $\pm$ DP)	78.1 $\pm$ 10.8
	mediana(Q1; Q3)	81.0 (70; 87)
Sexo (Fr (%))		
Masculino		27 (50%)
Feminino		27 (50%)

Figura 7. Resultado da distribuição do sexo dos pacientes participantes.



De acordo com os dados disponíveis na literatura, este é o primeiro estudo a investigar a usabilidade do modelo Fitbit inspire 3 em pacientes internados em uma enfermaria hospitalar. Os resultados indicaram boa usabilidade do dispositivo e boa aceitação dos pacientes e equipe de enfermagem durante a pesquisa e coleta de dados.

Os resultados da análise laboratorial do material swab coletado após o procedimento de desinfecção dos 54 dispositivos do presente estudo foi 100% negativo, descartando o desenvolvimento microbiano após 72 horas de incubação, e sugerindo eficácia no processo de desinfecção de nível médio/baixo para esse dispositivo. Já no estudo de Kroll e colaboradores (2017) observou-se que alguns dispositivos apresentaram presença de espécie de bacillus, sugerindo que bactérias formadoras de esporos podem persistir mesmo após procedimento de higienização, o que levantou questionamentos a respeito da reutilização dos dispositivos por outros pacientes.

Considerando seu baixo custo comparado aos gastos com internação e complicações dos desfechos clínicos, uma alternativa mais vantajosa pode ser manter o dispositivo com o paciente, mesmo após a alta hospitalar. Além de permitir o seguimento do cuidado, o uso do dispositivo em casa, durante suas atividades de vida diária e exercício físico pode permitir um monitoramento remoto com melhor controle de disfunções e da deterioração clínica, prevenindo complicações secundárias e até reinternações, gerando uma economia ainda maior a longo prazo. Estes achados corroboram com o resultado de estudos que revelam que programas de promoção e prevenção em saúde são capazes de reduzir 50% das internações hospitalares e 60% dos gastos anuais voltados para a assistência à saúde (BARBOSA; CELINO; COSTA, 2015).

Sabe-se que um pequeno grupo de fatores de risco como tabagismo, hábito alimentar inadequado, sedentarismo e consumo excessivo de bebidas alcoólicas respondem pela maioria das mortes e agravos por DCNT (BRASIL *et al.*, 2021). Portanto, as estratégias preventivas que buscam a modificação ou redução da presença de fatores de risco, a melhora da atenção à saúde, a detecção e o tratamento precoce, como programas de prevenção a doenças e estímulo a hábitos de vida saudáveis, são essenciais para evitar o agravamento e a necessidade de internação, uma vez que pequenas mudanças nesses fatores culminam em grandes impactos na redução de mortes e incapacidades (BRASIL *et al.*, 2021; MANSO<sup>1</sup>; OSTI; PRAZERES, 2018).

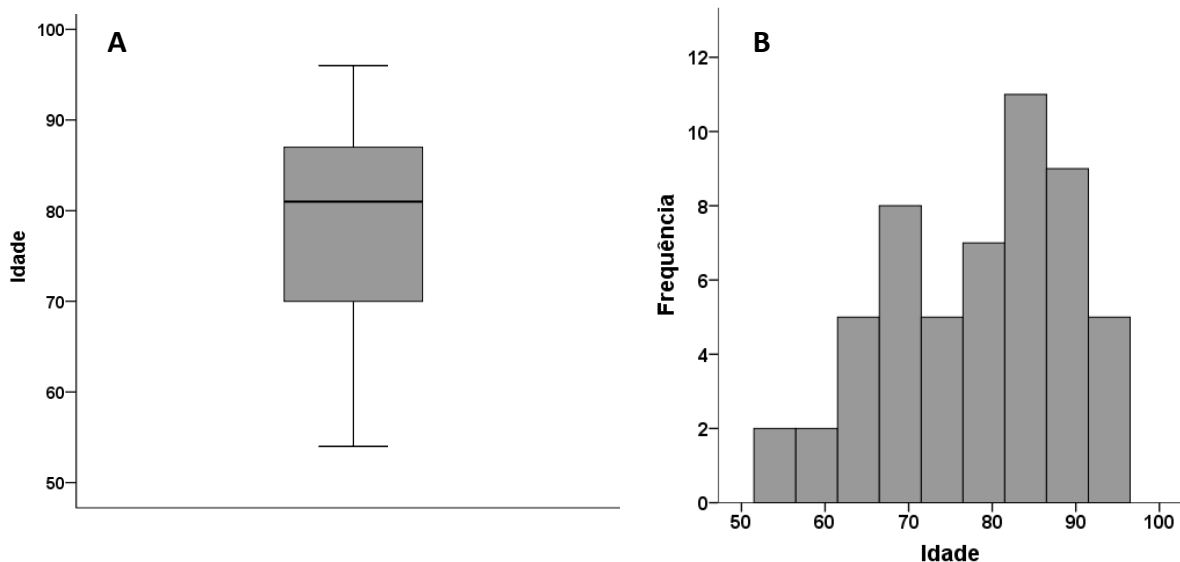
Por outro lado, Kim (2020) demonstrou que muitos profissionais de saúde observaram uma reação negativa do paciente em relação a essa monitorização contínua e troca de dados. Muitos pacientes paravam de usar o dispositivo e de coletar dados, a fim de manipulá-los para apresentar apenas resultados mais favoráveis. A tendência das pessoas de buscarem uma interação social mais positiva estende-se também na relação médico-paciente. Nesse



contexto, o paciente deseja estabelecer uma boa relação com o médico, e a não complacência ao tratamento proposto pode resultar em sentimentos de ansiedade e medo, bem como sensação de fracasso ou insuficiência, especialmente em pacientes mais idosos, gerando mais desmotivação.

Outro ponto importante investigado foi o consumo de bateria. A média percentual inicial de bateria foi de 98.2% (DP  $\pm$  1.1) e mediana 98.0 (98; 99). Após 24 horas de uso, observamos uma média de 71.0% (DP $\pm$  2.2) e mediana 71.0 (69; 72) de bateria, indicando um baixo consumo médio de 27.1% (DP $\pm$  2.7; mediana 27.0, Q1 26; Q3 29), variando entre 16 e 33 % (Figura 8).

Figura 8. (A) Boxplot da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes incluídos no estudo; (B) Histograma da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes incluídos no estudo.



**A.** A linha preta do meio representa a mediana de idade, a borda superior do retângulo representa 75% da amostra, borda inferior 25% da amostra e barras superior e inferior 0 e 100% da amostra respectivamente. **B** Histograma da distribuição da idade dos participantes do estudo.

Baskan e Goncu-Berk (2022) identificaram que para os participantes de sua pesquisa, as características mais importantes dos dispositivos vestíveis eram usabilidade, seguido de expectativa de vestibilidade e utilidade, sendo a durabilidade da bateria classificada como o aspecto mais importante no quesito usabilidade. Siscoe (2019) também demonstrou que um dos fatores que mais desmotiva o uso dos DEV é o tempo de vida da bateria, que deveria ser mais longo. Muitas vezes os participantes deixavam de usar algumas funcionalidades do

dispositivo por consumir muita bateria. No presente estudo observamos um baixo consumo de bateria (média de  $27.1\% \pm 2.7$ ) após 24 horas de uso, sugerindo que uma mesma carga duraria quase 4 dias. Porém, nem todas as funcionalidades do dispositivo foram utilizadas, como o uso do acelerômetro e GPS que consomem mais bateria, portanto seria interessante manter o uso do dispositivo com os mesmos pacientes utilizando de todas as suas funcionalidades, a fim de estimar quantas horas, ou dias, a bateria realmente dura. Além disso, é importante ressaltar que nas especificações técnicas o tempo de duração de bateria esperado é de 10 dias.

Outro ponto muito discutido sobre a bateria é a dificuldade de adequar o melhor momento de carregamento, a fim de minimizar a perda de dados. O tempo estimado de carga é de 2 horas, porém, Siscoe (2019) demonstrou que muitos usuários esquecem de colocar para carregar ou de usar novamente o dispositivo após a recarga. O horário mais comum de carregamento é a noite, mas isso impede de coletar dados de uma das suas principais funcionalidades, isto é, o rastreamento do sono. Sabemos que o ambiente hospitalar é uma barreira para um sono adequado, e muitas vezes está associado a complicações secundárias como agitação, ansiedade, delirium, e conseqüentemente atraso no tempo de recuperação e aumento no tempo de internação. Analisar a qualidade do sono dos pacientes em UTI e enfermaria é um desfecho clínico muito importante (WU *et al.*, 2022). Uma das soluções para reduzir essa perda de dados é o desenvolvimento de dispositivos com recarga sem fio, permitindo que a recarga seja feita sem retirar o dispositivo do braço (SISCOE, 2019).

No momento inicial do presente estudo todos os dispositivos estavam íntegros, limpos, com visor e tela em perfeito funcionamento e pulseira de qualidade adequada. Isso era esperado uma vez que os dispositivos foram utilizados pela primeira vez nesse estudo. Após o uso não foi observado nenhuma degradação, falha de sistema ou evento adverso com água. A literatura aponta que esses eventos adversos podem interferir na aderência dos DEV, principalmente quanto associados com sincronização inconsistente ou ineficiente e confiabilidade dos dados.

A monitorização dos sinais vitais durante a hospitalização é essencial e obrigatória para acompanhar o progresso do paciente, deterioração clínica ou eventos adversos (WEENK *et al.*, 2019). Portanto, o dispositivo não pode estar susceptível a erros constantes, e os dados têm que ser confiáveis. Existe um limite aceitável de 5% de dados em falta (missing data) que não inviabilizam o uso dos dispositivos (HENDRIKS; VOS-VAN DER HULST; KEIJSERS, 2020). Os

principais erros técnicos associados com dados em falta são falhas na bateria, falha no dispositivo, problema de armazenamento de dados, e/ou conectividade (WEENK et al., 2017). Embora Weenk e colaboradores (2017) tenham observado 10% de erro técnico em seu estudo, também observaram uma diminuição do erro com o tempo, pois muitos problemas relacionados ao hardware e ao software foram resolvidos, e a plataforma passou por otimizações ao longo do estudo que contribuíram para essa melhora. No entanto, os autores não notaram uma diminuição nos erros de natureza humana, tais como o não uso adequado do dispositivo ou a utilização incorreta dos sensores. Esse tipo de erro parece ser mais frequente do que erros técnicos propriamente ditos. Para os autores, uma gestão adequada do processo pode reduzir esse tipo de erro (HENDRIKS; VOS-VAN DER HULST; KEIJSERS, 2020; WEENK et al., 2017).

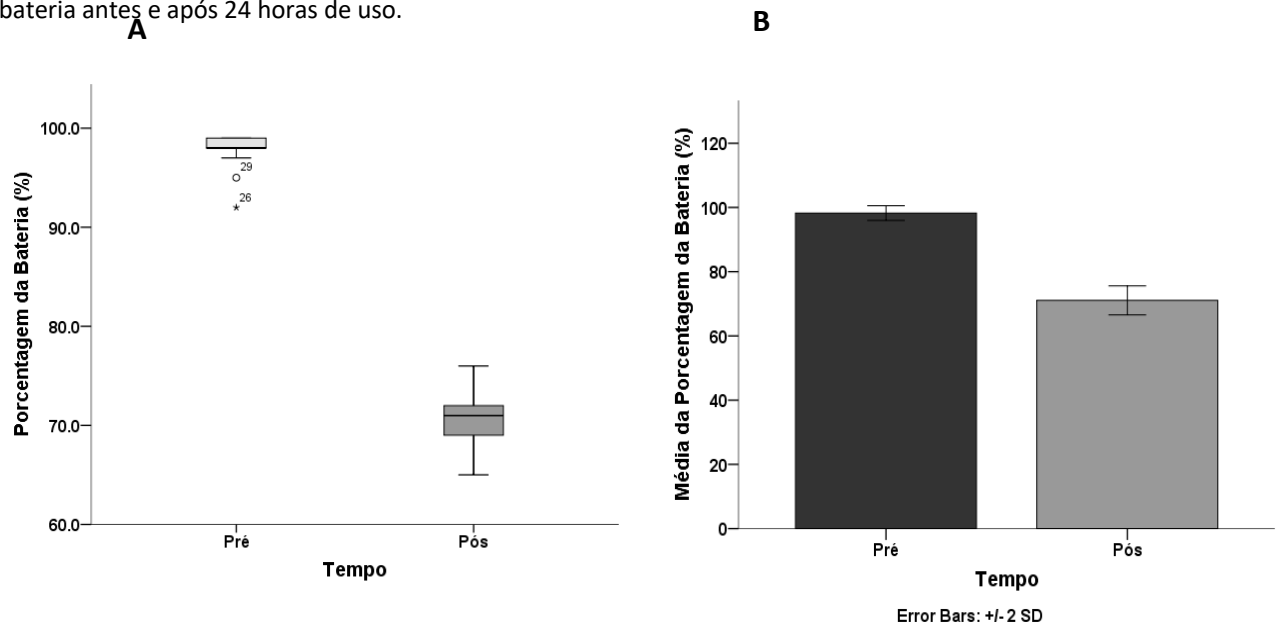
O design e a durabilidade do dispositivo também foram apontados na literatura como fatores relevantes para a usabilidade. Notavelmente, a tela é uma das partes mais importantes, uma vez que qualquer dano, como quebras ou rachaduras, pode comprometer a capacidade de acompanhar os dados em tempo real. Além disso, em ambientes hospitalares, a resistência e a durabilidade do material são essenciais, uma vez que esses dispositivos precisam suportar repetidos procedimentos de higienização e serem compartilhados por diversos pacientes. Isso não apenas minimiza o risco de acidentes e quedas, mas também mantém o dispositivo como um investimento atraente (SISCOE, 2019).

Além disso, como o vestível será usado por períodos contínuos pelo usuário, sua usabilidade deveria estar em conformidade às considerações da avaliação da experiência por parte do paciente com relação a facilidade e a comodidade no uso do produto, assim como na eficiência do uso e sua manutenção. Patel e colaboradores (2021) evidenciariam em sua revisão sistemática, que a maioria dos estudos investigando usabilidade de dispositivos eletrônicos vestíveis utilizaram uma metodologia não adequada. De acordo com a definição ISO, a avaliação de usabilidade deveria englobar 3 domínios (1) satisfação, (2) utilidade, e (3) informações sobre o sistema. Porém, a maioria dos estudos utilizaram de questionários simples, criados pelos próprios autores, focando mais em satisfação do que outros domínios de usabilidade. Importante destacar que o uso de escalas validadas é mais indicadas para análises mais confiáveis.

No presente estudo foi adotada a escala SUS, desenvolvida e validada para avaliar usabilidade do sistema englobando os 3 domínios recomendados. Após a remoção dos

dispositivos, todos os pacientes e técnicos de enfermagem, responsáveis pelo cuidado desses pacientes, responderam a Escala de Usabilidade do Sistema (SUS). Os resultados estão descritos no Figura 9. Os resultados sugerem uma boa aceitação e usabilidade da escala por parte dos pacientes e técnicos de enfermagem que participaram do estudo. A pontuação da escala varia de 0 a 100, quanto maior o escore melhor a aceitabilidade. A média dos pacientes foi de 98.7 pontos (DP  $\pm$  2.4; mediana 100 (99.3; 100)) e dos técnicos de enfermagem de 96.8 (DP  $\pm$  2.38; mediana 97.5 (95; 100)), muito acima da média aceitável de 68 pontos de acordo com a validação da escala.

Figura 9. (A) Boxplot porcentagem bateria antes e após 24 horas de uso; (B) Histograma da porcentagem da bateria antes e após 24 horas de uso.

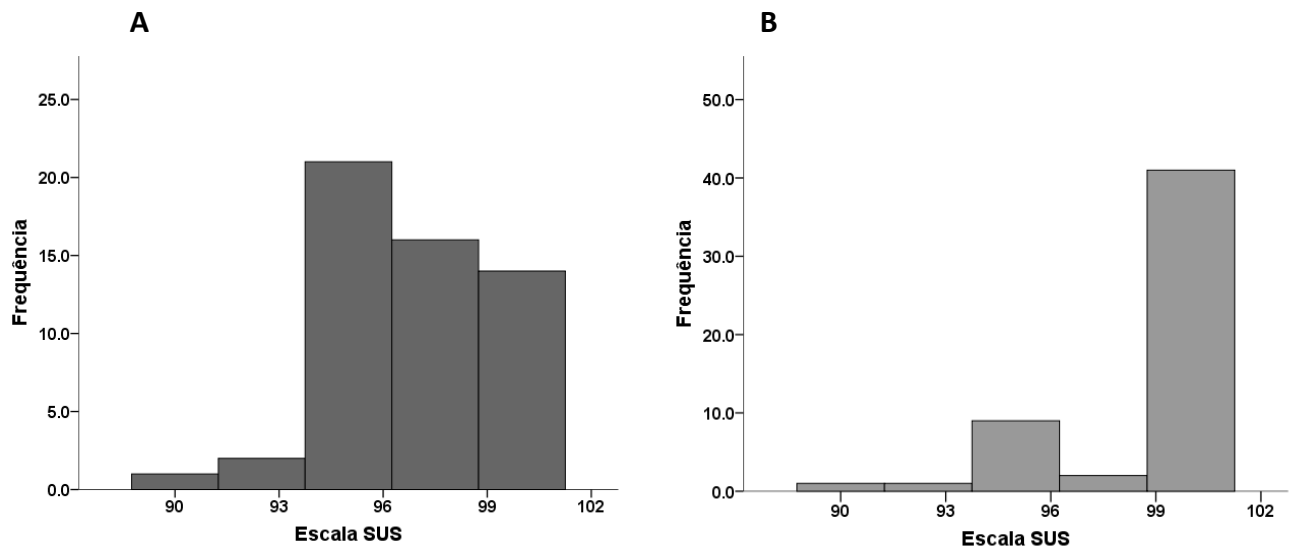


**A.** A linha preta do meio representa a mediana do percentual de bateria, a borda superior do retângulo representa 75% da amostra, borda inferior 25% da amostra e barras superior e inferior 0 e 100% da amostra respectivamente, antes e após o uso do dispositivo. **B** Histograma da média e desvio padrão do percentual de bateria antes e após o uso do dispositivo

Os resultados indicaram uma ótima aceitação e usabilidade do Fitbit no contexto hospitalar tanto pelos pacientes quanto pelos profissionais de enfermagem. Estes se mostraram inclusive entusiasmados e esperançosos com a possibilidade dessa tecnologia ser adotada nas enfermarias do Hospital MedSenior Vitória, relatando que reduziria o tempo gasto aferindo sinais vitais e otimizaria o cuidado com a assistência. Mais de 50% dos técnicos de enfermagem marcaram pontuação máxima na escala SUS. Em concordância, Weenk e colaboradores (2017) e Baskan e Goncu-Berk (2022) demonstraram que o dispositivo

eletrônico foi bem aceito pelos pacientes e enfermeiros, e isto foi considerado um pré-requisito para implementação na prática clínica.

Figura 10. Histograma da distribuição da idade dos 54 pacientes participantes inclusos no estudo. (A) Escore da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) dos pacientes avaliados após o uso do dispositivo; (B) Escore da Escala de Usabilidade do Sistema (SUS) dos técnicos de enfermagem avaliados após o uso do dispositivo.



A. Histograma da média do score da escala SUS avaliada pelos pacientes B Histograma da média do score da escala SUS avaliada pelos técnicos de enfermagem

Por outro lado, Hendriks, Vos-Van Der Hulst e Keijesers (2020) observaram uma resistência nos pacientes em participar do estudo, sendo aproximadamente de 1/3 de todos os indivíduos recrutados. Ele atribui essa ressalva ao medo de sobrecarga mental que um estudo poderia acrescentar a uma já alta demanda de cuidados de uma condição de saúde, mas após o início do estudo essa preocupação foi descartada. No presente estudo não houve resistência de nenhum paciente quando convidado a participar do estudo, e aos pacientes cujos convites foram feitos ao familiar ou cuidador em razão de déficits cognitivos, também não foi imposto qualquer impedimento.

Até o momento não foi encontrado na literatura um estudo de custo-efetividade do uso do Fitbit inspire 3 ou de modelos anteriores em ambientes hospitalares. A literatura evidencia uma redução significativa de custos quando comparado monitorização contínua, através de dispositivos portáteis ou vestíveis, comparada a monitorização intermitente de sinais vitais de pacientes realizada pela equipe de enfermagem nas enfermarias hospitalares. Essa

redução de custo está atribuída em grande parte a detecção e intervenção precoce de complicações clínicas, redução nas transferências de pacientes para UTI e no tempo de internação hospitalar. (JAVANBAKHT *et al.*, 2020; MORGAN; MCGRATH; BLIKE, 2010; OCHROCH *et al.*, 2006). JAVANBAKHT *et al.* (2020) demonstrou que uma internação mais rápida para UTI gera um custo de R\$ 21.000,00, já uma transferência ou internação mais lenta (tardia) um custo de R\$ 34.000,00 devido ao maior tempo de internação e cuidados intensivos. Também observou uma redução de custos devido a redução na taxa de readmissão hospitalar, concluindo um retorno de investimento positivamente alto.

Portanto, observamos que o DEV têm grande potencial para contribuir com assistência à saúde no mundo, atenuando os danos da experiência de hospitalização e garantindo melhor avaliação clínica através de automatização de processos, prevenindo comorbidades e acidentes e aumentando conforto sem interferir na sua mobilidade.

## **7 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Fica claro que as pesquisas e uso de dispositivos eletrônicos vestíveis em ambientes hospitalares vem crescendo assim como nas pesquisas em saúde. O DEV Fitbit Inspire 3 demonstrou boa usabilidade e boa aceitação como instrumento de monitorização de sinais vitais para uso em pacientes internados em enfermaria hospitalar. Os resultados sugerem que esse dispositivo pode ser uma alternativa de baixo custo para monitorização contínua de pacientes hospitalares.

Porém, ainda são necessários novos estudos para comprovar a eficiência clínica e custo efetiva, em especial do dispositivo Fitbit. Considerando as limitações do presente estudo, novas pesquisas são necessárias para (a) ampliar a amostra com estudos multicêntricos e com pacientes com diversas condições de saúde; (b) aumentar o tempo de uso do dispositivo para verificar a usabilidade a longo prazo; (c) investigar a usabilidade do dispositivo após utilizar todas as suas funcionalidades como por exemplo gps, passo e passada; e (d) comparar as informações coletadas pelo dispositivo com a monitorização contínua, padrão ouro, e com a equipe de enfermagem para verificar validade e confiabilidade.

## REFERÊNCIAS

ALHARBI, M.; STRAITON, N.; SMITH, S.; NEUBECK, L. *et al.* Data management and wearables in older adults: A systematic review. **J Maturitas**, 124, p. 100-110, 2019.

ALMEIDA, R. A. d.; BASTOS, R. A. A.; SILVA, K. F. d.; SILVA, R. d. C. S. *et al.* ENVELHECIMENTO ATIVO PARA A MELHORIA DA QUALIDADE DE VIDA DO IDOSO. *In*: VI Congresso Internacional de Envelhecimento Humano, 2019.

ALVES, J. E. D. Envelhecimento populacional no Brasil e no mundo. **J Revista Longevidade**, n. 3, 2019.

AREIA, C.; KING, E.; EDE, J.; YOUNG, L. *et al.* Experiences of current vital signs monitoring practices and views of wearable monitoring: a qualitative study in patients and nurses. **Journal of Advanced Nursing**, 78, n. 3, p. 810-822, 2022.

BARBOSA, M. L.; CELINO, S. D. d. M.; COSTA, G. M. C. J. E. s. Promoção da saúde e prevenção de doenças no sistema suplementar: a realidade de uma operadora de plano de saúde. Espaço saúde (online). p. 58-68, 2015.

BARROSO, W. K. S.; RODRIGUES, C. I. S.; BORTOLOTTI, L. A.; MOTA-GOMES, M. A. *et al.* Diretrizes brasileiras de hipertensão arterial–2020. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, 116, p. 516-658, 2021.

BASKAN, A.; GONCU-BERK, G. J. A. S. User experience of wearable technologies: A comparative analysis of textile-based and accessory-based wearable products. 12, n. 21, p. 11154, 2022

BASZA, M.; KRZOWSKI, B.; BALSAM, P.; GRABOWSKI, M. *et al.* An Apple Watch a day keeps the doctor away? 28, n. 6, p. 801-803, 2021.

BICKLEY, L. S.; SZILAGYI, P. G.; BATES, B. **Bates: propedêutica médica**. 2010. 965 p.

BLACKWELL, J. N.; KEIM-MALPASS, J.; CLARK, M. T.; KOWALSKI, R. L. *et al.* Early detection of in-patient deterioration: one prediction model does not fit all. **J Critical care explorations**, 2, n. 5, 2020.

BRASIL. GOVERNO DO DISTRITO FEDERAL. SECRETARIA DE ESTADO DE SAÚDE. Segurança do Paciente: Prevenção da Deterioração Clínica em Pacientes Adultos em Serviço Hospitalar. 2020.



BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; SECRETARIA DE VIGILÂNCIA EM SAÚDE; DEPARTAMENTO DE ANÁLISE EM SAÚDE E VIGILÂNCIA DE DOENÇAS NÃO TRANSMISSÍVEIS. Vigitel Brasil 2020 : vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico : estimativas sobre frequência e distribuição sociodemográfica de fatores de risco e proteção para doenças crônicas nas capitais dos 26 estados brasileiros e no Distrito Federal em 2020 p. 124, 2021.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Manual de tecnovigilância: uma abordagem sob a ótica da vigilância sanitária. 2021.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução Nº 751, de 15 de Setembro de 2022. Dispõe sobre a classificação de risco, os regimes de notificação e de registro, e os requisitos de rotulagem e instruções de uso de dispositivos médicos. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Brasília-DF 2022.

BRASIL. **Ministério da Saúde. DATASUS (Departamento de Informática do SUS).** 2023. Disponível em: <https://datasus.saude.gov.br/>. Acesso em: 28 de julho de 2023.

BROPHY, K.; DAVIES, S.; OLENIK, S.; ÇOTUR, Y. *et al.* The future of wearable technologies. **J Imperial College London**, 2021.

CELIK, Y.; STUART, S.; WOO, W. L.; GODFREY, A. Gait analysis in neurological populations: Progression in the use of wearables. **J Medical Engineering Physics**, 87, p. 9-29, 2021.

CHEN, S.; QI, J.; FAN, S.; QIAO, Z. *et al.* Flexible wearable sensors for cardiovascular health monitoring. **J Advanced Healthcare Materials**, 10, n. 17, p. 2100116, 2021.

CHOU, J.; LLAMAS, R.; UBRANI, J. **Wearable Devices Market Share.** Massachusetts, 2021. Disponível em: <https://www.idc.com/promo/wearablevendor>.

COLLIN, F. Recognising deterioration: nurses' documentation of vital signs—a systematic literature review. 2021.

COSTA, C. A. D.; PASLUOSTA, C. F.; ESKOFIER, B.; SILVA, D. B. D. *et al.* Internet of health things: toward intelligent vital signs monitoring in hospital wards. **J Artificial intelligence in medicine**, 89, p. 61-69, 2018.

DE JESUS BERTTI, T.; NUNES, N. A. H. Aferição da pressão arterial: falha na técnica. **J Revista de Ciências Médicas**, 26, n. 2, p. 61-66, 2017.

DIAS, D.; CUNHA, J. P. S. Wearable health devices—vital sign monitoring, systems and technologies. **J Sensors**, 18, n. 8, p. 2414, 2018.

DINH-LE, C.; CHUANG, R.; CHOKSHI, S.; MANN, D. Wearable health technology and electronic health record integration: scoping review and future directions. **J JMIR mHealth uHealth**, 7, n. 9, p. e12861, 2019.

DUSCHA, B. D.; PINER, L. W.; PATEL, M. P.; CRAWFORD, L. E. *et al.* Effects of a 12-week mHealth program on Functional Capacity and physical activity in patients with peripheral Artery disease. **J The American journal of cardiology**, 122, n. 5, p. 879-884, 2018.

EDDAHCHOURI, Y.; PEELLEN, R.; KOENEMAN, M.; TOUW, H. *et al.* Effect of continuous wireless vital sign monitoring on unplanned ICU admissions and rapid response team calls: a before-and-after study. **British Journal of Anaesthesia**, 128, n. 5, p. 857-863, 2022.

EL-RASHIDY, N.; EL-SAPPAGH, S.; ISLAM, S. R.; M. EL-BAKRY, H. *et al.* Mobile health in remote patient monitoring for chronic diseases: principles, trends, and challenges. **J Diagnostics**, 11, n. 4, p. 607, 2021.

EL SHHEIBIA, T. A. A.; MIN, L. S.; DA SILVA, J. B.; PALADINI, S. Um Modelo de Baixo Custo para Monitoramento de Pacientes em Unidade de Terapia Intensiva Utilizando Micro Servidor Web. *In: IV Congresso Brasileiro de Computação*, 2004, Rio Grande do Sul. UFRGS.

EVANS, D.; HODGKINSON, B.; BERRY, J. Vital signs in hospital patients: a systematic review. **J International journal of nursing studies**, 38, n. 6, p. 643-650, 2001.

FARIAS, F. A.; FALAVIGNA, V. F.; VIAPIANA, M. E. L.; FALAVIGNA, A. Remote patient monitoring in spine surgery. **J Journal of Musculoskeletal Surgery Research**, 6, n. 2, p. 160-166, 2022.

FREITAS, C. M.; PRETO, E. P.; NASCIMENTO, C. A. F. Intervenções de enfermagem na monitorização da deterioração clínica da pessoa em enfermagem hospitalar: uma revisão integrativa. **Revista de Enfermagem Referência**, 4, n. 14, p. 121-131, 2017.

GOLDFAIN, A.; SMITH, B.; ARABANDI, S.; BROCHHAUSEN, M. *et al.* Vital sign ontology. *In: Proceedings of the Workshop on Bio-Ontologies*. Vienna: ISMB, 2011. p. 71-74.

GONZALEZ-PLAZA, E.; BELLART, J.; ARRANZ, Á.; LUJÁN-BARROSO, L. *et al.* Effectiveness of a step counter smartband and midwife counseling intervention on gestational weight gain and

physical activity in pregnant women with obesity (Pas and Pes study): randomized controlled trial. **J JMIR mHealth uHealth**, 10, n. 2, p. e28886, 2022.

HAHNEN, C.; FREEMAN, C. G.; HALDAR, N.; HAMATI, J. N. *et al.* Accuracy of vital signs measurements by a smartwatch and a portable health device: validation study. **J JMIR mHealth uHealth**, 8, n. 2, p. e16811, 2020.

HAVEMAN, M. E.; VAN ROSSUM, M. C.; VASEUR, R. M.; VAN DER RIET, C. *et al.* Continuous monitoring of vital signs with wearable sensors during daily life activities: validation study. **J JMIR formative research**, 6, n. 1, p. e30863, 2022.

HENDRIKS, M. M.; VOS-VAN DER HULST, M.; KEIJSERS, N. L. J. S. Feasibility of a sensor-based technological platform in assessing gait and sleep of in-hospital stroke and incomplete spinal cord injury (iSCI) patients. 20, n. 10, p. 2748, 2020.

JAVANBAKHT, M.; MASHAYEKHI, A.; TREVOR, M.; REZAEI HEMAMI, M. *et al.* Cost utility analysis of continuous and intermittent versus intermittent vital signs monitoring in patients admitted to surgical wards. 23, n. 7, p. 728-736, 2020.

JO, A.; CORONEL, B. D.; COAKES, C. E.; MAINOUS III, A. G. Is there a benefit to patients using wearable devices such as Fitbit or health apps on mobiles? A systematic review. **J The American journal of medicine**, 132, n. 12, p. 1394-1400. e1391, 2019.

JOSHI, M.; ARCHER, S.; MORBI, A.; ASHRAFIAN, H. *et al.* Perceptions on the Use of Wearable Sensors and Continuous Monitoring in Surgical Patients: Interview Study Among Surgical Staff. **JMIR Formative Research**, 6, n. 2, February 2022.

KAO, C.-K.; LIEBOVITZ, D. M. Consumer mobile health apps: current state, barriers, and future directions. **J PM**, 9, n. 5, p. S106-S115, 2017.

KIM, J.; CAMPBELL, A. S.; DE ÁVILA, B. E.-F.; WANG, J. Wearable biosensors for healthcare monitoring. **J Nature biotechnology**, 37, n. 4, p. 389-406, 2019.

KIM, B. **PUSHING THE BOUNDARIES OF CONSUMER GRADE WEARABLE DEVICES IN HEALTH CARE FOR OLDER ADULTS**. Orientador: LEE, J. 2020. (Doctor of Philosophy) - Public Health and Health Systems, Waterloo, Ontario, Canada.

KROLL, R. R.; MCKENZIE, E. D.; BOYD, J. G.; SHETH, P. *et al.* Use of wearable devices for post-discharge monitoring of ICU patients: a feasibility study. **Journal of intensive care**, v.5, p. 1-8, 2017.

LEENEN, J. P.; DIJKMAN, E. M.; VAN HOUT, A.; KALKMAN, C. J. *et al.* Nurses' experiences with continuous vital sign monitoring on the general surgical ward: a qualitative study based on the Behaviour Change Wheel. **BMC Nurs**, 21, n. 60, 2022.

LIM, H. R.; KIM, H. S.; QAZI, R.; KWON, Y. T. *et al.* Advanced soft materials, sensor integrations, and applications of wearable flexible hybrid electronics in healthcare, energy, and environment. **J Advanced Materials**, 32, n. 15, p. 1901924, 2020.

LOURENÇO, D. F.; CARMONA, E. V.; LOPES, M. H. B. d. M. Tradução e adaptação transcultural da System Usability Scale para o português do Brasil. **J Aquichan**, 22, n. 2, p. 4, 2022.

MA, Y.; ZHANG, Y.; CAI, S.; HAN, Z. *et al.* Flexible hybrid electronics for digital healthcare. **J Advanced Materials**, 32, n. 15, p. 1902062, 2020.

MACEDO, H. K. d. S.; SOUZA, T. A. d.; BEZERRA, H. d. S.; FERNANDES, F. C. G. d. M. *et al.* Internações por diabetes mellitus em idosos no Brasil de 2001 a 2020: tendência temporal e padrões espaciais. 24, 2021.

MAGALHÃES, L.; FIGUEIREDO, M.; CINTRA, F.; SAAD, E. *et al.* II Diretrizes brasileiras de fibrilação atrial. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, 106, p. 1-22, 2016.

MAJUMDER, S.; MONDAL, T.; DEEN, M. J. Wearable sensors for remote health monitoring. **J Sensors**, 17, n. 1, p. 130, 2017.

MALLET, A. L. R.; MUXFELDT, E. S. **Eletrocardiograma: Da graduação à prática clínica**. Thieme Revinter Publicações LTDA, 2019. 8554651790.

MANSO, M. E. G.; OSTI, A. V.; PRAZERES, L. T. J. R. S. V. ANÁLISE DO GERENCIAMENTO DE DOENÇAS CRÔNICAS EM UMA OPERADORA DE PLANOS DE SAÚDE NA CIDADE DE SÃO PAULO  
MANAGEMENT OF CHRONIC DISEASES ANALYSIS IN A HEALTH INSURANCE PROGRAM IN SÃO PAULO CITY. 13, n. 151, 2018.

MEJIACRUZ, Y.; FRANCO, J.; HAINLINE, G.; FRITZ, S. *et al.* Walking speed measurement technology: a review. **J Current geriatrics reports**, 10, p. 32-41, 2021.

MELO, L. A. d.; FERREIRA, L. M. d. B. M.; SANTOS, M. M. d.; LIMA, K. C. d. J. R. b. d. g. e. g. Fatores socioeconômicos, demográficos e regionais associados ao envelhecimento populacional. 20, p. 493-501, 2017.

MICHARD, F.; KALKMAN, C. Rethinking patient surveillance on hospital wards. **J Anesthesiology**, 135, n. 3, p. 531-540, 2021.

MOFFAT, L. M.; XU, D. Accuracy of Machine Learning Models to Predict In-hospital Cardiac Arrest: A Systematic Review. **J Clinical Nurse Specialist**, 36, n. 1, p. 29-44, 2022.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. **Moore anatomia orientada para a clínica**. Guanabara koogan, 2014. 8527725843.

MOREIRA, A. S. F. **Manutenção de equipamentos de eletromedicina**. 2020. (Mestrado) - Departamento de Engenharia Eletrotécnica, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

NISSEN, M.; SLIM, S.; JÄGER, K.; FLAUCHER, M. *et al.* Heart rate measurement accuracy of fitbit charge 4 and samsung galaxy watch active2: Device evaluation study. 6, n. 3, p. e33635, 2022.

NURMI, J.; HARJOLA, V.-P.; NOLAN, J.; CASTRÉN, M. Observations and warning signs prior to cardiac arrest. Should a medical emergency team intervene earlier? **J Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, 49, n. 5, p. 702-706, 2005.

OSTCHEGA, Y.; FRYAR, C. D.; NWANKWO, T.; NGUYEN, D. T. **Hypertension prevalence among adults aged 18 and over: United States, 2017–2018**. 2020. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado) - Coordenação do curso de enfermagem, Centro Universitário do Distrito Federal.

OWENS, A. P. The role of heart rate variability in the future of remote digital biomarkers. **J Frontiers in neuroscience**, 14, p. 582145, 2020.

PAIXÃO, B. J. V. d. SÍNDROME DE HIPERTENSÃO ARTERIAL SISTÊMICA. *In: AS BASES DO DIAGNÓSTICO SINDRÔMICO*. Guarujá-SP: Editora Científica Digital, 2023. v. 1, cap. 12, p. 101-105.

PATEL, V.; ORCHANIAN-CHEFF, A.; WU, R. Evaluating the validity and utility of wearable technology for continuously monitoring patients in a hospital setting: systematic review. **JMIR mHealth and uHealth**, 9, n. 8, p. e17411, 2021.

PAULO, A. d. S. d.; SILVA, C. R. d.; GODINHO, M. E.; SOARES, R. C. **O conhecimento de enfermeiros sobre eletrocardiograma: Revisão Integrativa**. 2020. 20 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Enfermagem) -, Centro Universitário do Distrito Federal.

PEREIRA, D. d. S. Custo da hipertensão arterial sistêmica e de suas complicações no sistema circulatório na perspectiva do sistema único de saúde em 2019. 2020.

PORTO, C. C. Semiologia médica. *In: Semiologia médica*, 2009. p. 1308-1308.

PRGOMET, M.; CARDONA-MORRELL, M.; NICHOLSON, M.; LAKE, R. *et al.* Vital signs monitoring on general wards: clinical staff perceptions of current practices and the planned introduction of continuous monitoring technology. **J International Journal for Quality in Health Care**, 28, n. 4, p. 515-521, 2016.

RIBEIRO, M. E.; CRUZ, J. A.; MACÊDO, R. J. d. A., 2021, **Ferramenta Computacional para Classificação de ECG Humanos com Detecção de Defeitos no Eletrocardiografo**. SBC. 72-79.

ROBERTS, L. M.; JAEGER, B. C.; BAPTISTA, L. C.; HARPER, S. A. *et al.* Wearable technology to reduce sedentary behavior and CVD risk in older adults: a pilot randomized clinical trial. **J Clinical Interventions in Aging**, p. 1817-1828, 2019.

RODRIGUES, N. F. M. **Estudo e Desenvolvimento de Sistema para Monitorização de Sinais Vitais Sem Fios**. p.59. 2022. (Mestrado).

SAAD, E. B.; SLATER, C. Fibrilação Atrial–diagnóstico, fisiopatologia e terapêutica. **J Medicina, Ciência e Arte**, 1, n. 2, p. 49-62, 2022.

SANTOS, R. L. **Ferramenta de auxílio ao designer no processo de escolha de elementos de fixação em produtos termoplásticos injetados**. Salvador, p.111. 2012. (Mestrado).

SAPRA, A.; MALIK, A.; BHANDARI, P. Vital sign assessment. *In: StatPearls [Internet]*: StatPearls Publishing, 2022.

SIDDIQUI, S. A.; ZHANG, Y.; LLORET, J.; SONG, H. *et al.* Pain-free blood glucose monitoring using wearable sensors: Recent advancements and future prospects. **J IEEE reviews in biomedical engineering**, 11, p. 21-35, 2018.

SILVA, E. K. R. **DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO E APLICABILIDADE CLÍNICA DE DISPOSITIVOS VESTÍVEIS PARA MONITORAMENTO REMOTO DA SAÚDE E FUNCIONALIDADE DE IDOSOS**. Orientador: MACIEL, Á. C. C. 2021. 50 f. (Doutorado) - PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA, UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE, NATAL

SIMÕES, T. C.; MEIRA, K. C.; SANTOS, J. d.; CÂMARA, D. C. P. J. C. *et al.* Prevalências de doenças crônicas e acesso aos serviços de saúde no Brasil: evidências de três inquéritos domiciliares. 26, p. 3991-4006, 2021.

SISCOE, D. R. **Fitness trackers: understanding how user experience impacts motivation**. Orientador: PALILONIS, D. J. 2019. (Masters) - Arts, BALL STATE

SOON, S.; SVAVARSDOTTIR, H.; DOWNEY, C.; JAYNE, D. G. Wearable devices for remote vital signs monitoring in the outpatient setting: an overview of the field. **J BMJ Innovations**, 6, n. 2, 2020.

STORM-VERSLOOT, M.; VERWEIJ, L.; LUCAS, C.; LUDIKHUIZE, J. *et al.* Clinical relevance of routinely measured vital signs in hospitalized patients: a systematic review. **J Evidence based decisions in nursing their effect on quality of care**, p. 61, 2011.

SUN, L.; JOSHI, M.; KHAN, S.; ASHRAFIAN, H. *et al.* Clinical impact of multi-parameter continuous non-invasive monitoring in hospital wards: a systematic review and meta-analysis. **Journal of the Royal Society of Medicine**, 113, n. 6, p. 217-224, 2020.

TORRE, E. M.; MEDINA, J. L. Sistema de Monitorização Flash da Glicose (MFG): Benefícios para os Doentes, Profissionais e Sistema de Saúde. **J Revista Portuguesa de Diabetes**, 11, n. 3, p. 125-133, 2016.

TSAI, J. **Aferição dos sinais vitais: proposta de elaboração de um guia de prática clínica para o cuidado farmacêutico e ou a sua equipe de saúde**. 2022. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Farmácia) -, Universidade de Brasília, Brasília.

UBALDINE, D. D.; DE OLIVEIRA, H. C. G. J. R.-R. F. Z. S. Reflexos do envelhecimento populacional brasileiro nos custos assistenciais do setor de saúde suplementar: uma análise da projeção para 2060. 7, n. 2, p. 17-35, 2020.

WEENK, M.; HARRY VAN GOOR, M.; FRIETMAN, B.; ENGELEN, L. J. *et al.* Continuous Monitoring of Vital Signs Using Wearable Devices on the General Ward: Pilot Study. **JMIR mHealth and uHealth**, 5, p. e7208, 2017.

WEENK, M.; KOENEMAN, M.; VAN DE BELT, T. H.; ENGELEN, L. J. *et al.* Wireless and continuous monitoring of vital signs in patients at the general ward. **J Resuscitation**, 136, p. 47-53, 2019.

WEENK, M.; VAN GOOR, H.; FRIETMAN, B.; ENGELEN, L. J. *et al.* Continuous Monitoring of Vital Signs Using Wearable Devices on the General Ward: Pilot Study. **JMIR Mhealth Uhealth**, 5, n. 7, p. e91, Jul 5 2017

WHELTON, P. K.; CAREY, R. M.; ARONOW, W. S.; CASEY, D. E. *et al.* 2017 ACC/AHA/AAPA/ABC/ACPM/AGS/APhA/ASH/ASPC/NMA/PCNA guideline for the prevention, detection, evaluation, and management of high blood pressure in adults: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. **J Journal of the American College of Cardiology**, 71, n. 19, p. e127-e248, 2018.

WITT, D. R.; KELLOGG, R. A.; SNYDER, M. P.; DUNN, J. Windows into human health through wearables data analytics. **J Current opinion in biomedical engineering**, 9, p. 28-46, 2019.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Health technology assessment of medical devices. 2011.

WU, R.; PATEL, V.; MOOSA, S.; LANGER, L. *et al.* Fitbit data show poor correlation with measures of activity and sleep among hospitalized general medicine patients: a prospective cohort study. **Canadian Journal of General Internal Medicine**, 17, n. 4, p. 38-47, 2022.

YHDEGO, H.; NAYEBNAZAR, A.; AMROLLAHI, F.; BOUSSINA, A. *et al.* Prediction of Unplanned Hospital Readmission using Clinical and Longitudinal Wearable Sensor Features. **J medR XIV**, p. 2023.2004. 2010.23288371, 2023.

YIJING, L.; WENYU, Y.; KANG, Y.; SHENGYU, Z. *et al.* Prediction of cardiac arrest in critically ill patients based on bedside vital signs monitoring. **J Computer Methods Programs in Biomedicine**, 214, p. 106568, 2022.



## APÊNDICES

### Apêndice 1 - Formulário de coleta de dados de entrada

#### WEARABLE HOSPITALAR – Entrada

Formulário de Entrada aplicado para pesquisa clínica "Avaliação do uso de tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional" no Hospital MedSênior Vitória-ES.

Nome do Paciente:
Idade do Paciente (em anos):
Sexo do Paciente:    ( ) Feminino    ( ) Masculino    ( ) Não informado
Número do prontuário/matrícula:
Leito de acomodação:
Data do posicionamento:    __/__/__
Hora do posicionamento:    __:__
Local no paciente de posicionamento: ( ) Pulso direito    ( ) Pulso esquerdo    ( ) Tornozelo direito    ( ) Tornozelo esquerdo ( ) Outros:
Percentual de bateria:
Condições do equipamento: 1. Limpeza geral do wearable: ( ) Boa    ( ) Moderada    ( ) Ruim 2. Visibilidade e leitura da tela do wearable: ( ) Boa    ( ) Moderada    ( ) Ruim 3. Integridade da pulseira do wearable: ( ) Boa    ( ) Moderada    ( ) Ruim 4. Qualidade da pulseira do wearable: ( ) Boa    ( ) Moderada    ( ) Ruim
Considerações ou Observações adicionais:

Apêndice 2 - Formulário de coleta de dados de saída

**WEARABLE HOSPITALAR - Saída**

Formulário de Saída aplicado para pesquisa clínica "Avaliação do uso de tecnologia Wearable na monitorização de pacientes em enfermaria hospitalar: um estudo observacional" no Hospital MedSênior Vitória-ES.

Nome do Paciente:
Número do prontuário/matrícula:
Leito de acomodação:
Data da retirada: ___/___/___
Hora da retirada: ___:___
Percentual de bateria:
Condições do equipamento: 1. Limpeza geral do wearable: ( ) Boa ( ) Moderada ( ) Ruim 2. Visibilidade e leitura da tela do wearable: ( ) Boa ( ) Moderada ( ) Ruim 3. Integridade da pulseira do wearable: ( ) Boa ( ) Moderada ( ) Ruim 4. Qualidade da pulseira do wearable: ( ) Boa ( ) Moderada ( ) Ruim
Apresentou falha no contato com a água? ( ) Sim ( ) Não
Apresentou falha na transmissão dos dados? ( ) Sim ( ) Não

## ANEXOS

### Anexo 1 - Escala de Usabilidade do Sistema

		Discordo plenamente			Concordo Plenamente		
		1	2	3	4	5	
1	Eu acho que gostaria de usar esse sistema frequentemente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Eu achei esse sistema desnecessariamente complexo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Eu achei esse sistema fácil de usar	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4	Eu achei que precisaria de ajuda de uma pessoa técnica para conseguir usar esse sistema	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5	Eu achei que as várias funções desse sistema foram bem integradas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6	Eu acho que o sistema apresenta muita inconsistência	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7	Eu imagino que a maioria das pessoas pode aprender a usar esse sistema rapidamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8	Eu achei esse sistema muito pesado para usar	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
9	Eu me senti muito seguro usando o sistema	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	Eu precisei aprender muitas coisas antes que pudesse utilizar esse sistema	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

BARBOSA, M. L.; CELINO, S. D. d. M.; COSTA, G. M. C. J. E. s. Promoção da saúde e prevenção de doenças no sistema suplementar: a realidade de uma operadora de plano de saúde. p. 58-68, 2015.

BRASIL; MINISTÉRIO DA SAÚDE; SECRETARIA DE VIGILÂNCIA EM SAÚDE; DEPARTAMENTO DE ANÁLISE EM SAÚDE E VIGILÂNCIA DE DOENÇAS NÃO TRANSMISSÍVEIS. Vigitel Brasil 2020 : vigilância de fatores de risco e proteção para doenças crônicas por inquérito telefônico : estimativas

sobre frequência e distribuição sociodemográfica de fatores de risco e proteção para doenças crônicas nas capitais dos

26 estados brasileiros e no Distrito Federal em 2020 p. 124, 2021.

JAVANBAKHT, M.; MASHAYEKHI, A.; TREVOR, M.; REZAEI HEMAMI, M. *et al.* Cost utility analysis of continuous and intermittent versus intermittent vital signs monitoring in patients admitted to surgical wards. 23, n. 7, p. 728-736, 2020.

MACEDO, H. K. d. S.; SOUZA, T. A. d.; BEZERRA, H. d. S.; FERNANDES, F. C. G. d. M. *et al.* Internações por diabetes mellitus em idosos no Brasil de 2001 a 2020: tendência temporal e padrões espaciais. 24, 2021.

MANSO<sup>1</sup>, M. E. G.; OSTI, A. V.; PRAZERES, L. T. J. R. S. V. ANÁLISE DO GERENCIAMENTO DE DOENÇAS CRÔNICAS EM UMA OPERADORA DE PLANOS DE SAÚDE NA CIDADE DE SÃO PAULO MANAGEMENT OF CHRONIC DISEASES ANALYSIS IN A HEALTH INSURANCE PROGRAM IN SÃO PAULO CITY. 13, n. 151, 2018.

MORGAN, J.; MCGRATH, S.; BLIKE, G. J. A. A. Cost Effectiveness of Patient Surveillance Systems. 110, n. 35, p. 249, 2010.

OCHROCH, E. A.; RUSSELL, M. W.; HANSON III, W. C.; DEVINE, G. A. *et al.* The impact of continuous pulse oximetry monitoring on intensive care unit admissions from a postsurgical care floor. 102, n. 3, p. 868-875, 2006.

PEREIRA, D. d. S. Custo da hipertensão arterial sistêmica e de suas complicações no sistema circulatório na perspectiva do sistema único de saúde em 2019. 2020.

SIMÕES, T. C.; MEIRA, K. C.; SANTOS, J. d.; CÂMARA, D. C. P. J. C. *et al.* Prevalências de doenças crônicas e acesso aos serviços de saúde no Brasil: evidências de três inquéritos domiciliares. 26, p. 3991-4006, 2021.