

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

Protótipo de um equipamento para registro de perda hídrica em humanos

Autor: Dario Descartes Amaral Moreira
Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF
2018



Dario Descartes Amaral Moreira

**Protótipo de um equipamento para registro de perda
hídrica em humanos**

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF

2018

Dario Descartes Amaral Moreira

Protótipo de um equipamento para registro de perda hídrica em humanos/
Dario Descartes Amaral Moreira. – Brasília, DF, 2018-
110 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2018.

1. . 2. . I. Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia. II. Universidade de Brasília. III.
Faculdade UnB Gama. IV. Protótipo de um equipamento para registro de perda
hídrica em humanos

CDU 02:141:005.6

Dario Descartes Amaral Moreira

Protótipo de um equipamento para registro de perda hídrica em humanos

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 12 de dezembro de 2018 – Data da aprovação do trabalho:

Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia
Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Prof. Dr. Leonardo Aguayo
Prof. Dr. Leonardo Aguayo

Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade
Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade

Brasília, DF
2018

Agradecimentos

Agradeço ao apoio dos meus pais Demóstenes Moreira, que sempre me incentivou e foi exemplo de perseverança e trabalho duro, e minha mãe Sandra Maria do Amaral, que me ensinou o caminho do equilíbrio e da paz.

Resumo

A medição da perda hídrica é amplamente utilizada para monitoramento de condições físicas e cognitivas durante exercícios, assim como em casos de algumas doenças como a malária e testes de eficácia de cosméticos e suplementos alimentares. Foi realizada uma revisão de literatura científica e uma busca de patentes para o estudo das formas de medição de perda hídrica, em que contextos essa medição se faz importante e quais são as tecnologias existentes para esse registro. Além disso foi pretendido os projetos informacional e conceitual de forma quantitativa e qualitativa de um instrumento de avaliação de perda hídrica, assim como sua prototipação e validação experimental. Através da revisão da literatura e de uma análise de Matriz de Pugh, escolheu-se o método da câmara aberta para registro da perda hídrica transepidérmica, esse método se baseia na Lei de Flick. Realizou-se os projetos informacional e conceitual a partir da revisão e das definições feitas para o projeto. Prototipou-se um equipamento para medição de perda hídrica com hardware, software e partes mecânicas. Validou-se o protótipo através de um experimento que simula a evaporação de água decorrente da sudorese.

Palavras-chaves: Revisão de literatura científica. Conceitualização de produto. Matriz de Pugh. Perda hídrica. Perda hídrica transepidérmica. Lei de Flick. Método da câmara aberta. Prototipação.

Abstract

The measurement of water loss is widely used to monitor physical and cognitive conditions during exercise, as well as in some cases such as malaria and effectiveness tests of cosmetics and dietary supplements. A literature review and a search for patents was carried out to study the ways of measuring water loss, in which contexts this evaluation is important and the technologies that exist for this record. In addition, it was intended the quantitative and qualitative informational and conceptual design of a water loss assessment instrument, as well as its prototyping and experimental validation. Through a review of the literature and an analysis of the Pugh Matrix, was chosen the open chamber method for the record of transepidermal water loss, this method is based on Flick's Law. An informational and conceptual project were carried out based on the revision and the definitions made for the project. An equipment for measuring water loss with hardware, software and mechanical parts was prototyped. The prototype was validated through an experiment that simulates water evaporation due to sweating.

Key-words: Review of scientific literature. Product conceptualization. Matrix of Pugh. Water loss. Transepidermal water loss. Flick's Law. Open chamber method. Prototyping.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Medidas comuns de avaliação da desidratação agrupadas em termos fisiológicos de acordo com seu potencial para detectar a desidratação intracelular, a desidratação extracelular ou ambas. Dentro de cada categoria as medidas são subdivididas por fluido corporal, tecnologia ou técnica (CHEUVRONT; KENEFICK, 2014).	24
Figura 2 – Etapas da revisão de literatura científica.	27
Figura 3 – Macrofases e fases do PDP (PAGAN; SILVA; MELLO, 2013).	29
Figura 4 – Exemplo de arquitetura de um trailer modular e exibindo um mapeamento das funcionamento para os componentes físico.	30
Figura 5 – Fluxograma das etapas da metodologia.	33
Figura 6 – Dimensões do sensor de temperatura e umidade selecionado em mm.	44
Figura 7 – Fluxograma das etapas de processamento realizadas pelo microprocessador.	46
Figura 8 – Esponja embrulhada em papelfilme sendo pesada na balança digital.	48
Figura 9 – Equipamento prototipado posicionado sobre a esponja realizando medições.	49
Figura 10 – Equipamento prototipado posicionado sobre a esponja realizando medições.	49
Figura 11 – Esponja utilizada no experimento. Parte superior é menos áspera e a parte inferior é mais áspera.	49
Figura 12 – Fluxo de seleção de artigos. *Os critérios de exclusão de artigo foram descritos anteriormente. ** Os critérios de seleção de equipamentos comerciais foram descritos anteriormente.	53
Figura 13 – Fluxo de seleção de patentes.	55
Figura 14 – Matriz de Pugh.	58
Figura 15 – Diagrama funcional do equipamento.	59
Figura 16 – Esquemático de alimentação do equipamento.	62
Figura 17 – Esquemático de conexão entre o microcontrolador, o módulo ANT e os sensores de umidade e temperatura. Esse esquema não foi o utilizado para a validação experimental.	62
Figura 18 – Esquemático de conexão entre o microcontrolador, o notebook e os sensores de umidade e temperatura. Esse esquema foi o utilizado para a validação experimental.	63
Figura 19 – Mapeamento das funcionalidades para os componentes físicos. *Não foi possível implementar a comunicação sem fio.	64
Figura 20 – Modelo 3D do adaptador. Medidas em mm.	65

Figura 21 – Modelo 3D do adaptador. Medidas em mm.	65
Figura 22 – Modelo 3D da peça que forma a câmara aberta.	65
Figura 23 – Modelo 3D da câmara aberta.	66
Figura 24 – Sensor acoplado a fios de cobre pelo adaptador.	66
Figura 25 – Adaptador acoplado à peça que forma a câmara aberta.	67
Figura 26 – Protótipo montado com todos seus componentes.	67
Figura 27 – Sinais de medição da perda hídrica na face não áspera das esponjas.	69
Figura 28 – Sinais de medição da perda hídrica na face áspera das esponjas.	69
Figura 29 – Média da interpolação dos sinais de perda hídrica da medições realizadas nas faces não ásperas das esponjas. Linha sólida preta: Média da interpolação dos sinais de perda hídrica. Pontos vermelhos: Sinal de perda hídrica da Esponja 1. Pontos verdes: Sinal de perda hídrica da Esponja 2. Pontos azuis: Sinal de perda hídrica da Esponja 3.	70
Figura 30 – Média da interpolação dos sinais de perda hídrica da medições realizadas nas faces ásperas das esponjas. Linha sólida preta: Média da interpolação dos sinais de perda hídrica. Pontos vermelhos: Sinal de perda hídrica da Esponja 1. Pontos verdes: Sinal de perda hídrica da Esponja 2. Pontos azuis: Sinal de perda hídrica da Esponja 3.	70

Lista de tabelas

Tabela 1 – Questões chave formuladas.	34
Tabela 2 – Detalhamento da exclusão de artigos completos analisados. n: quantidade de artigos excluídos.	52
Tabela 3 – Principais métodos de medição de perda hídrica. Condutância é medida em Siemens (S). Capacitância é medida em Farads (F). Perda hídrica transepidermica é medidas em gramas por metro quadrado por hora ($\text{g}/\text{m}^2/\text{h}$).	53
Tabela 4 – Principais usos relatados de perda hídrica.	54
Tabela 5 – Principais características das reivindicações feitas pelas patentes selecionadas. n: quantidade de patentes que possuem a característica. . . .	56
Tabela 6 – Equipamentos comerciais selecionados. O método de avaliação corresponde ao sobredito no equipamento. CA: câmara aberta. CC: câmara condensadora. CN: câmara não ventilada. Cond: medição como condutância. Cap: medição como capacitância.	56
Tabela 7 – Características dos sensores de umidade e temperatura comparados. % UR: faixa de medição de umidade. °C: faixa de medição de temperatura	60
Tabela 8 – Quantidade de marcas que utilizam cada protocolo. n: quantidade de marcas do ramo que utilizam o protocolo.	61
Tabela 9 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.	61
Tabela 10 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.	68
Tabela 11 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.	68
Tabela 12 – Estimativas de perda de massa referentes à perda hídrica para cada objeto de medição durante o experimento. EPM: estimativa de perda de massa.	71

Lista de abreviaturas e siglas

A/D	Analógico/Digital
ACSM	Colégio Americano de Medicina Esportiva
BIVA	Análise vetorial de bioimpedância
BUN/Cr	nitrogênio na uréia sanguínea pela creatinina
CA	Câmara aberta
CAFe	Comunidade Acadêmica Federada
Cap	Medição como capacitância
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CC	Câmara condensadora
CN	Câmara não ventilada
Cond	Medição como condutância
CVA	Componentes de variação analítica
CVG	Componentes de variação interindividual
CVI	Componentes de variação intraindividual
e.g.	exempli gratia
EPM	Estimativa de Perda de Massa
EUA	Estados Unidos da América
FENA ⁺	Excreção fracionária sódio
GPIO	<i>General Purpose In/Out</i>
HAE	Hiponatremia associada ao exercício
Hct	Hematócritos
I ² C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
IVC	Veia cava inferior

MVP	Produto Mínimo Viável
OMS	Organização Mundial da Saúde
PALD	Aldosterona plasmática
PDP	Processo de Desenvolvimento de Produtos
PMA	Análise de Matriz de Pugh
PNA ⁺	Sódio plasmático
Posm	Osmolalidade plasmática
Sflow	Fluxo de saliva
Sosm	Osmolalidade da saliva
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
SSE	Soma do Quadrado das Diferenças
TEWL	Perda hídrica transepidermica
Tosm	Osmolalidade das lágrimas
UALD	Aldosterona urinária
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
Ucol	Coloração da urina
Uosm	Osmolalidade urinária
Usg	Gravidade específica da urina

Lista de símbolos

S	siemens
F	farad
g	grama
m	metro
h	hora
Pa	pascal
M	"peso molecular" da molécula de água
WE	troca de água (<i>water exchange</i>)
D'	coeficiente de difusão para a mistura de ar e vapor de água ($gm^{-1}Pa^{-1}h^{-1}$)
R	constante dos gases
T	temperatura
P_{atm}	pressão atmosférica
p_{sat}	pressão de vapor saturado da água
$mmHg$	milímetros de mercúrio
$\%UR$	umidade relativa
u_r	umidade relativa
$^{\circ}C$	graus Celcius

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Objetivos	24
1.2	Estrutura da Monografia	25
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	27
2.1	Revisão sistemática de literatura	27
2.2	Aspectos principais do desenvolvimento de produto	28
2.2.1	Metodologias de tomada de decisão	28
2.2.2	Fases do projeto de produto	28
2.2.3	Arquitetura de produto	29
2.3	Bases físicas da perda hídrica	30
2.3.1	Lei de Flick	30
3	METODOLOGIA	33
3.1	Busca de anterioridade	34
3.1.1	Revisão de literatura científica	34
3.1.2	Busca de patentes	39
3.1.3	Benchmarking de produtos comerciais	41
3.2	Desenvolvimento do protótipo	42
3.2.1	Projetos informacional e conceitual	43
3.2.2	Projeto detalhado	43
3.3	Validação experimental	45
4	RESULTADOS	51
4.1	Busca de anterioridade	51
4.1.1	Revisão de literatura científica	51
4.1.2	Busca de patentes	54
4.1.3	Benchmarking de produtos comerciais	56
4.2	Desenvolvimento do protótipo	58
4.2.1	Projetos informacional e conceitual	58
4.2.2	Projeto detalhado	60
4.3	Validação do protótipo	68
5	DISCUSSÕES E CONCLUSÃO	73
5.1	Trabalhos futuros	74

REFERÊNCIAS	77
APÊNDICES	79
APÊNDICE A – REVISÃO SOBRE MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE PERDA HÍDRICA	81
A.1 Métodos de avaliação da TEWL	81
A.1.1 Método de câmara aberta	82
A.1.2 Método de câmara fechada	82
A.2 Métodos de avaliação da hidratação da pele	83
A.3 Outros métodos de avaliação de perda hídrica	83
APÊNDICE B – ALGORITMOS ESCRITOS	85
B.1 Algoritmo escrito para envio da TEWL calculada para o notebook .	85
B.2 Algoritmo escrito para o envio de temperatura e umidade dos dois sensores para o notebook	98

1 Introdução

Perturbações no balanço de água e eletrólitos do corpo são comuns durante o desempenho de exercícios físicos extenuantes e especialmente durante a exposição a ambientes extremamente quentes, frios e de alta altitude. As perdas resultantes de fluidos e eletrólitos frequentemente modificam a tensão fisiológica para um determinado exercício/estresse ambiental e às vezes prejudicam a tolerância ambiental e o desempenho do exercício aeróbico. Perdas de água do corpo maiores do que 2% da massa do corpo são definidas como hipoidratação e podem ocorrer pela perda hídrica provocada pelo suor e/ou diurese decorrente da exposição ao frio e à altitude. Hipoidratação demonstra uma perda de água intracelular e extracelular proporcionada por deficiência de água e solutos. A hipoidratação não prejudica o desempenho aeróbico de intensidade submáxima em ambientes frios, às vezes prejudica o desempenho aeróbico em ambientes temperados e geralmente prejudica o desempenho aeróbico em ambientes quentes. A hipoidratação tem um efeito aditivo na redução do desempenho aeróbico em ambientes quentes de alta altitude (SAWKA; CHEUVRONT; KENEFICK, 2015).

É amplamente aceito que a reposição de fluidos é uma estratégia importante para manter o desempenho do exercício. A base para encorajar a ingestão de água é a observação de que a desidratação em excesso da massa corporal (aproximadamente 2 litros de água para 70 kg de um indivíduo) prejudica o desempenho do exercício aeróbico. Para facilitar a reposição, os fluidos são disponibilizados prontamente aos atletas durante eventos esportivos. As diretrizes anteriores de hidratação encorajavam os atletas a substituir as perdas pelo suor durante a competição. Essas recomendações receberam muita desaprovação de pessoas influentes na comunidade de corredores, algumas das quais acreditam que tais mensagens encorajam o consumo excessivo de líquidos e aumentam a incidência de hiponatremia associada ao exercício (HAE) entre maratonistas nos Estados Unidos, uma condição potencialmente letal (O'NEAL et al., 2011).

Embora os casos de HAE tenham sido limitados principalmente a participantes em corridas de maratona e corridas de resistência em ultramaratonas, a condição pode afligir qualquer atleta com fácil acesso a bebidas pobres em eletrólitos quando se têm taxas de transpiração relativamente baixas e desejo de beber quantidades grandes de líquido. Foi o aparente aumento na incidência de HAE, particularmente em eventos como a maratona de 42 km, onde a HAE é um evento médico inesperado, que levou os críticos a cobrarem de organizações profissionais como o Colégio Americano de Medicina Esportiva (ACSM), promoção de reposição de fluidos. Em resposta, várias organizações profissionais revisaram seus conselhos de reposição de fluidos. Apesar de anos de investigação ativa sobre as consequências fisiológicas dos déficits hídricos, muito do que se sabe sobre as

consequências da desidratação vem de experimentos de laboratório ou experimentos de campo que investigam os resultados de desempenho usando testes relativamente simples e quantificáveis (MONTAIN, 2008).

Com base na literatura existente, um aumento no conhecimento poderia potencialmente melhorar atitudes e comportamentos alimentares. Se os profissionais de saúde falharem em educar os atletas, é provável que os atletas continuem a manter visões imprecisas da nutrição e ingestão de água, o que pode levar a práticas inadequadas, afetar o desempenho atlético e comprometer a saúde de um atleta (NICHOLS et al., 2005).

Também há outras ocasiões, além de atletas de alto desempenho, em que o conhecimento sobre o estado de hidratação de uma pessoa se torna importante. Em casos de malária severa, mesmo que a reidratação melhore a hemodinâmica sistêmica, pode haver uma melhora limitada na obstrução microvascular, o que dá uma contribuição relativa maior à hipoperfusão tecidual. Os adultos com malária grave também apresentam um aumento generalizado da permeabilidade vascular, que é particularmente importante nos pulmões, onde o edema pulmonar pode ocorrer rapidamente, de forma imprevisível e é frequentemente fatal. Pacientes com malária grave geralmente serão tratados em um ambiente com poucos recursos, as diretrizes da Organização Mundial da Saúde (OMS) enfatizam necessariamente a avaliação clínica do estado do volume para orientar a reidratação (HANSON et al., 2013).

A desidratação pode afetar mais do que apenas as condições físicas. Estudos mostraram que a queda nos níveis de desempenho para várias habilidades cognitivas fundamentais envolvendo memória de curto prazo, memória de trabalho ou habilidades motoras/visuais é uma resposta à desidratação. Desidratação por estresse térmico ou via exercício têm um efeito prejudicial sobre o desempenho cognitivo semelhante à perda de desempenho. Ao mesmo tempo, decréscimo na memória de longo prazo é maior nas condições de desidratação induzida por exercício do que no estado euidratado ou por estresse térmico (CIAN et al., 2001).

Os fatores que contribuem para a fadiga podem incluir esgotamento de glicogênio nos músculos, diminuição na concentração de glicose na corrente sanguínea, elevação da temperatura e mudanças na motivação para se exercitar. Muitos desses fatores têm efeitos no funcionamento do sistema nervoso central. Esses fatores podem ser importantes por conta de seus efeitos na fadiga e na vontade de se continuar um exercício em alta intensidade. Eles podem, contudo, também influenciar aspectos do funcionamento do cérebro que são importantes para o desempenho em situações de competição que exigem destreza e julgamento. Diversos aspectos das funções cognitivas podem se afetadas durante, por exemplo, a prática do futebol, um esporte complexo que demanda diversas habilidades do jogador (BANDELOW et al., 2010). Como um exemplo, as crianças correm um risco particular de desidratação. Eles podem não substituir os líquidos perdidos suficientemente

e são dependentes de cuidadores para terem acesso a bebidas. A água é responsável por uma proporção maior no corpo de crianças quando comparado com adultos, tornando a desidratação mais provável. No entanto, tem havido pouca pesquisa sobre o efeito da desidratação na cognição em crianças (EDMONDS; BURFORD, 2009).

Existem diversas definições clínicas de desidratação, o que pode certo desentendimento entre especialistas de diferentes áreas. A desidratação não é uma condição homogênea e não se manifesta de forma única, contribuindo para a dificuldade de avaliá-la. O termo "desidratação" é usado para abranger várias condições associadas ao déficit hídrico. Os termos "déficit hídrico", "hipovolemia", "depleção total" e "desidratação" foram definidas originalmente nas décadas de 1930 e 1940 para melhor entendimento dos tratamentos de diarreia fatal e casos de sobrevivência de marinheiros naufragados e aviadores abatidos. A falta de métodos padronizados ou validados para a avaliação clínica do déficit hídrico é uma limitação importante para o estudo em ambientes clínicos e merece ser abordada. Estudos clínicos frequentemente exploram a desidratação por avaliações clínicas baseadas em combinações de parâmetros selecionados, como indicadores de desidratação, incluindo ureia, creatinina, sódio, osmolalidade e gravidade específica da urina (VIVANTI et al., 2008).

O grau em que qualquer marcador pode classificar corretamente um indivíduo como desidratado pode ser descrito pela sua qualidade ou exatidão diagnóstica. Embora uma boa exatidão diagnóstica seja um pré-requisito para que qualquer marcador tenha um valor prático, ele é inadequado, isoladamente, para descrever a utilidade potencial de um teste. Um poder discriminatório maior pode ser obtido com o conhecimento da variabilidade biológica que é subjacente aos intervalos de referência da população. Métodos amplamente aplicados para isolar os componentes de variação analítica (CVA), intraindividual (CVI) e interindividual (CVG) nos fluidos corporais podem ser usados para entender a utilidade diagnóstica de um valor de um indivíduo em comparação com um intervalo de referência baseado na população. Além disso, os dados sobre a variação biológica permitem interpretar a natureza temporal do controle homeostático, de modo que a importância de qualquer mudança dinâmica nas medidas seriadas em um indivíduo pode ser entendida em termos longitudinais (CHEUVRONT et al., 2010). A mudança de peso corporal fornece uma estimativa mais simples da condição de hidratação pós-corrida e tornou-se um método padrão para detectar o estado de hidratação em atletas. No entanto, diversos fatores afetam a massa corporal durante um evento esportivo, incluindo oxidação do substrato, água de oxidação, perdas respiratórias, água não disponível na bexiga e água liberada do glicogênio. A perda de peso corporal parece superestimar a desidratação "verdadeira" de 2% a 4% (MCGARVEY et al., 2008).

Existem muitos métodos diferentes de avaliação de desidratação que podem ser avaliados usando diversos critérios. A maioria pode ser agrupada em termos fisiológicos

em uma de três amplas categorias: aqueles que podem detectar desidratação intracelular, desidratação extracelular ou ambos. Dentro de cada categoria, os métodos podem ser subdivididos por fluido corporal, tecnologia ou técnica. Alguns métodos de avaliação podem ser observados na Fig. 1 (CHEUVRONT; KENEFICK, 2014).

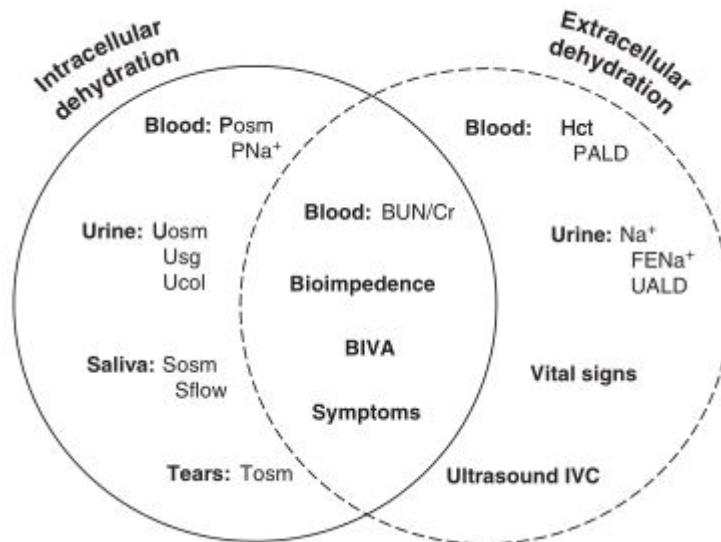


Figura 1 – Posm: osmolalidade plasmática. PNa⁺: sódio plasmático. Uosm: osmolalidade urinária. Usg: gravidade específica da urina. Ucol: coloração da urina. Sosm: osmolalidade da saliva. Sflow: fluxo de saliva. Tosm: osmolalidade das lágrimas. Hct: hematócritos. PALD: aldosterona plasmática. FENa⁺: excreção fracionária sódio. UALD: aldosterona urinária. IVC: veia cava inferior. BIVA: análise vetorial de bioimpedância. BUN/Cr: nitrogênio na uréia sanguínea pela creatinina.

Os métodos estudados no presente trabalho se limitam àqueles que não retiram fluidos corporais para análise, como a análise de urina, também não se busca a medição de desidratação intracelular.

1.1 Objetivos

Este trabalho de conclusão de curso busca estudar a viabilidade tecnológica dos métodos de avaliação de desidratação sem a retirada de fluidos corporais para análise para subsidiar o desenvolvimento de tecnologia para quantificação da perda hídrica em diversos cenários de interesse.

Objetivos específicos.

Para a realização deste objetivo, foram estipulados os seguintes objetivos específicos:

- Levantamento das tecnologias existentes através da revisão sistemática de literatura científica, busca de patentes relacionadas e *benchmarking* de produtos comercialmente disponíveis;
- Estabelecimento dos cenários de interesse;
- Desenvolvimento do projeto informacional;
- Desenvolvimento do projeto conceitual;
- Desenvolvimento de um protótipo englobando a criação do hardware, software e partes mecânicas necessárias para a prova do conceito;
- Validação experimental parcial do protótipo desenvolvido.

1.2 Estrutura da Monografia

A estrutura da monografia está dividida em capítulos, sendo eles: introdução, fundamentação teórica, metodologia, resultados, discussões e conclusão e bibliografia. O capítulo da introdução apresenta o tema da monografia, qual a delimitação que será assumida e a problemática que será analisada, assim como define os objetivos do trabalho. A fundamentação teórica apresenta e explica os conhecimentos teóricos necessários para a realização do trabalho, nesse caso, metodologia de revisão sistemática de literatura, principais aspectos do desenvolvimento de produto e bases físicas da perda hídrica. A metodologia apresenta os métodos e experimentos utilizados para buscar o cumprimento dos objetivos específicos com base no conhecimento apresentado na fundamentação teórica, sendo discutidos nesse capítulo os métodos para busca de anterioridade, desenvolvimento do protótipo e validação experimental. Nos resultados são apresentadas as repercussões dos métodos utilizados. No capítulo referente a discussões e conclusões são apresentados os pontos fortes dos resultados obtidos, dificuldades encontradas e limitações da metodologias utilizadas, assim como as perspectivas futuras do trabalho. A bibliografia apresenta as referências utilizadas nesse trabalho.

2 Fundamentação Teórica

A fundamentação teórica irá tratar de revisão sistemática de literatura, dos principais aspectos do desenvolvimento de produto e das bases físicas de perda hídrica. Esta monografia possui um foco maior em desenvolvimento do que em pesquisa, por isso a fundamentação é enxuta.

2.1 Revisão sistemática de literatura

A definição da metodologia de revisão sistemática utilizada nesse trabalho se apoiou nas diretrizes brasileiras publicadas na Rede Brasileira de Avaliação de Tecnologias em Saúde. Ao realizar, por exemplo, uma busca na base de dados MEDLINE via Pubmed, selecionando o período de 1997 a 2011, e utilizando o termo “randomized controlled trials,” 65.946 artigos de língua inglesa são listados. Porém, ao adicionar o termo “device” ou “devices” são recuperados apenas 1.519 (2,303 %) artigos (SAÚDE, 2013).

Os profissionais da saúde, tomadores de decisões e pacientes necessitam de informação abrangente, ou seja, eles precisam de informação de qualidade sobre a efetividade, pertinência, viabilidade, confiabilidade e adequação de um grande número de tecnologias em saúde. Um parâmetro importante para avaliação para o Sistema de Saúde, é o custo de incorporação e utilização. Essa demanda criou a necessidade de estabelecer um método sistemático de obter e transformar a informação em conhecimento útil para a tomada de decisão, tanto no ambiente clínico quanto na gestão de saúde (SAÚDE, 2013).

Ao realizar uma revisão da literatura científica, deve-se considerar as etapas apresentadas na Fig. 2.

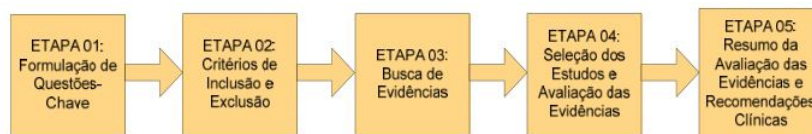


Figura 2 – Etapas da revisão de literatura científica.

As questões chave servem como base para a investigação clínica, considerando uma determinada tecnologia em saúde associada a uma intervenção clínica. Os critérios de inclusão e exclusão (critérios de elegibilidade) referem-se às condições estabelecidas para a seleção dos estudos recuperados na revisão da literatura científica. Considerando os aspectos descritos, uma estratégia de pesquisa objetiva e abrangente na literatura científica deverá ser conduzida, a busca de evidências, devem ser utilizadas bases de dados

especializadas. Os estudos são incluídos conforme os critérios de inclusão elaborados antes de pesquisar as evidências, e devem, então, ser avaliados criticamente quanto à metodologia, validade de resultados e aplicabilidade. Após a avaliação das evidências, deve-se realizar uma descrição sintetizada dos resultados incluídos e uma análise conjunta dos mesmos, quando realizada. O processo de síntese permitirá gerar conclusões significativas às perguntas investigadas, pois o que se pretende é conhecer se os efeitos observados são consistentes entre os diversos estudos, caso contrário, entender os motivos pelos quais não são (SAÚDE, 2013).

2.2 Aspectos principais do desenvolvimento de produto

2.2.1 Metodologias de tomada de decisão

Como a análise de Pareto e a análise de comparação pareada, a análise da matriz de Pugh (PUGH, 1991) é uma técnica de tomada de decisão útil para um gerente de projeto que enfrenta um problema com múltiplas dimensões e fatores. Como os outros métodos, a análise de matriz Pugh (PMA) é usada para comparar logicamente diferentes opções com base em critérios predefinidos. No entanto, ao contrário da análise de Pareto e da análise de comparação pareada, o PMA pode ser usado em situações em que há mais de um fator que pode ser a força motriz significativa em um projeto (CERVONE, 2009).

O processo para se usar o PMA é relativamente direto e envolve 7 passos, listados a seguir.

- Desenvolvimento e escolha dos critérios de comparação;
- Seleção dos fatores que serão comparados;
- Desenho da matriz;
- Atribuição de pesos para os fatores;
- Definição de um patamar;
- Geração da pontuação dos fatores;
- Geração da pontuação dos critérios.

2.2.2 Fases do projeto de produto

O desenvolvimento de produtos pode ser definido como a transformação de uma oportunidade de negócio e um conjunto de premissas sobre uma ou mais tecnologias em um produto aplicável para o mercado. Além disso, envolve atividades de lançamento,

acompanhamento e descontinuidade do produto, permitindo a realização de eventuais mudanças necessárias e o envolvimento da empresa com as lições aprendidas ao longo do ciclo de vida do produto (PAGAN; SILVA; MELLO, 2013).

O pré-desenvolvimento objetiva garantir que o direcionamento estratégico da empresa, as oportunidades, ideias e restrições sejam sistematicamente mapeados para definir o portfólio de projetos que serão desenvolvidos. A macrofase de desenvolvimento se inicia com a caracterização e a definição das especificações-meta do produto. Em seguida, métodos de criação auxiliam a gerar as concepções e as alternativas de solução para o problema do produto. O time de desenvolvimento pratica inúmeros testes, gera protótipos, realiza eventuais homologações e certificações para aprovar o produto final. Assim, prepara-se a produção e o produto é lançado no mercado (PAGAN; SILVA; MELLO, 2013). A Fig. ?? ilustra estas macrofases e as fases que as compõe.



Figura 3 –

fig08

2.2.3 Arquitetura de produto

Arquitetura de produto é o esquema pelo qual a função de um produto é alocada para componentes físicos. A arquitetura do produto pode ser um fator decisivo na performance de uma firma de manufatura, sendo importante na tomada de decisões de gestão. A arquitetura é particularmente relevante para a pesquisa e desenvolvimento de uma empresa, pois decisões de arquitetura são feitas em estágios iniciais do processo de inovação onde a pesquisa e o desenvolvimento têm uma papel central (ULRICH, 1995).

A arquitetura de um produto pode ser definida mais precisamente como: o arranjo dos elementos funcionais (estrutura funcional), o mapeamento das funcionalidades para os

componentes físicos e a especificação das interfaces entre os componentes físicos (ULRICH, 1995). Um exemplo de arquitetura de um trailer modular e exibindo um mapeamento das funcionamento para os componentes físico pode ser visto na Fig. 4.

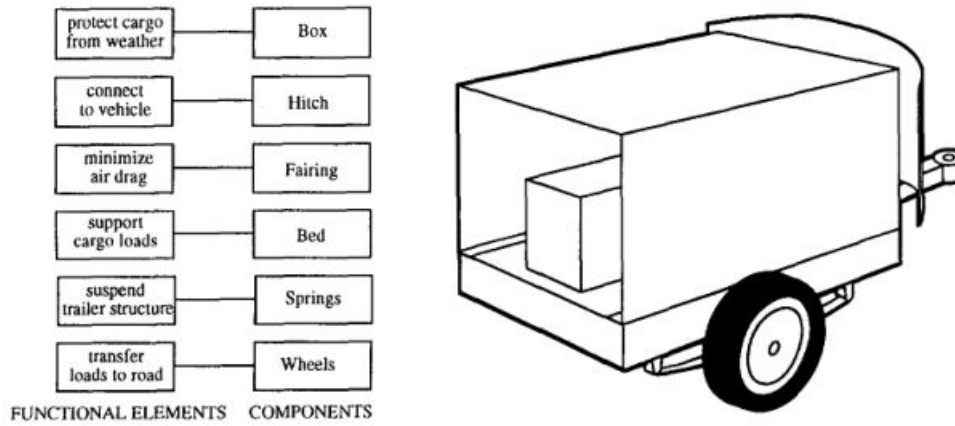


Figura 4 – Exemplo de arquitetura de um trailer modular e exibindo um mapeamento das funcionamento para os componentes físico.

2.3 Bases físicas da perda hídrica

A umidade relativa do ar é a razão da pressão de vapor da água atual pela pressão encontrada em ar saturado com vapor de água, sendo usualmente expressa na forma de porcentagem.

$$u_r = \frac{p}{p_{sat}} \quad (2.1)$$

u_r umidade relativa (%).

p pressão de vapor atual da água.

p_{sat} pressão de vapor saturado da água.

2.3.1 Lei de Flick

Na ausência de forças de convecção, e se o efeito da difusão termal for negligenciado, o processo de troca de água através de uma superfície permeável à água pode ser expressa em termos do gradiente de pressão de vapor imediatamente adjacente à superfície.

$$WE = D' \frac{\delta p}{\delta x} \quad (2.2)$$

WE troca de água ($gm^{-2}h^{-1}$);

D' coeficiente de difusão para a mistura de ar e vapor de água ($gm^{-1}Pa^{-1}h^{-1}$);

$\frac{\delta p}{\delta x}$ gradiente de pressão de vapor (Pam^{-1}).

Esse processo inclui tanto a difusão do fluxo de massa causado pelo gradiente de concentração de vapor e a convecção do fluxo de massa causado pelo gradiente de temperatura. D' varia com a temperatura e a pressão atmosférica da seguinte forma (NILSSON, 1977).

$$D' = \frac{DM}{RT} \left(\frac{T}{300} \right)^{1,75} \left(\frac{101 \times 10^3}{P_{atm}} \right) \quad (2.3)$$

D' coeficiente de difusão para a mistura de ar e vapor de água ($gm^{-1}Pa^{-1}h^{-1}$);

D coeficiente de difusão para a mistura de ar e vapor de água a uma temperatura de 300 K e pressão atmosférica de 101 kPa ($D = 0,929m^2h^{-1}$);

M "peso molecular" da molécula de água ($M = 18gmol^{-1}$).

R constante dos gases ($R = 8,314Jmol^{-1}K^{-1}$).

T Temperatura (K).

P_{atm} pressão atmosférica (Pa).

A pressão de vapor atual em cada ponto de uma medição é calculado com a seguinte fórmula (mesma da Eq. 2.1).

$$p = u_r p_{sat} \quad (2.4)$$

u_r umidade relativa (%).

p pressão de vapor atual da água (Pa).

p_{sat} pressão de vapor saturado da água (Pa).

A pressão de vapor saturado da água é dependente apenas da temperatura e pode ser calculado com a equação de Antoine, apresentada a seguir.

$$p_{sat} = 10^{A - \frac{B}{C+T}} \quad (2.5)$$

p_{sat} pressão de vapor saturado da água ($mmHg$).

T temperatura ($^{\circ}C$).

A parâmetro da equação ($A = 8,07131$, se $1 \leq T \leq 100^{\circ}C$).

B parâmetro da equação ($B = 1730,63$, se $1 \leq T \leq 100^{\circ}C$).

C parâmetro da equação ($C = 233,426$, se $1 \leq T \leq 100^{\circ}C$).

3 Metodologia

A metodologia irá abranger busca de anterioridade, desenvolvimento do protótipo e validação experimental. Esta monografia possui aspectos de gestão de projeto e desenvolvimento de produto e o foco metodológico é em um desenvolvimento que ajude etapas futuras de produção e viabilização de mercado. Um fluxograma com as etapas da metodologia pode ser vista na Fig. 5.

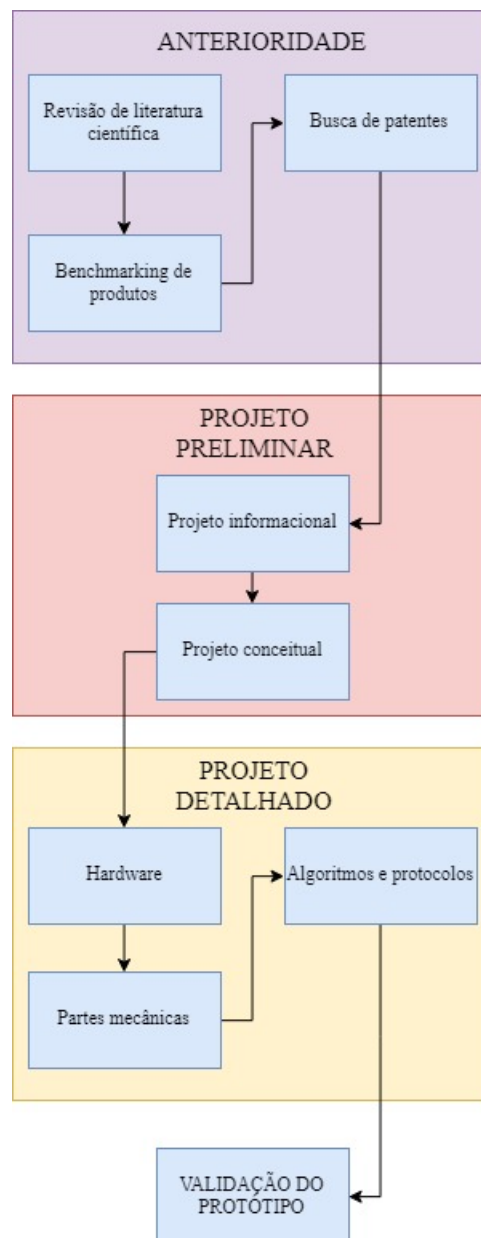


Figura 5 – Fluxograma das etapas da metodologia.

3.1 Busca de anterioridade

3.1.1 Revisão de literatura científica

Realizou-se uma revisão da literatura científica com fins tecnológicos e de produto, para tal foram realizadas as etapas mostradas na Fig. 2.

Questões chave.

As questões chave serviram como base para a investigação das tecnologias para registro de perda hídrica, considerando a população que se deseja ser estudada. As questões chaves formuladas estão apresentadas na Tab. 1.

Tabela 1 – Questões chave formuladas.

Propósito do estudo	População	Variável da pesquisa
Medição de sinais biológicos	Humanos	Taxa de sudorese
Diretrizes de medição	Humanos	Taxa de sudorese
Prototipagem de sistemas de medição	Humanos	Taxa de sudorese

Crítérios de inclusão e Busca de evidências.

Os critérios de inclusão e exclusão se referem às condições estabelecidas para a seleção dos estudos recuperados na revisão da literatura científica, esses critérios são determinados de acordo com as questões chave especificadas anteriormente. Considerando os aspectos descritos, uma estratégia de busca objetiva e abrangente na literatura científica foi conduzida. Foram utilizadas as bases de dados especializadas Pubmed e IEEE Xplore para a busca de artigos científicos. A estratégia de busca utilizada para cada base está descrita a seguir. A partir dessa estratégia foram escolhidos os termos de busca apropriados para a pesquisa.

Estratégia de busca de referências na base Pubmed.

- Foram incluídos termos para especificar que a população estudada nas referências são de humanos.
- Foram incluídos termos para buscar estudos que realizam medições ou avaliações.
- Foram incluídos termos para especificar estudos relacionados a perda hídrica.
- Os termos foram buscados nos títulos e resumos dos estudos.

Estratégia de busca na base IEEE Xplore.

- Foram incluídos termos para especificar estudos relacionados a perda hídrica.
- Os termos foram buscados nos títulos e resumos dos estudos.

Estratégia de busca na base Google Patents.

- Foram incluídos termos para especificar estudos relacionados a perda hídrica.
- Foi incluído
- Os termos foram buscados nos títulos e resumos dos estudos.

A estratégia de busca na base Pubmed necessita de mais condições e termos específicos de busca, quando comparado com a base IEEE Xplore, para retornar uma quantidade de artigos parecida. Adotou-se um critério de limite de no máximo 300 estudos retornados em uma busca, para que os artigos selecionados sejam suficientemente específicos e relevantes ao tema da pesquisa.

A inclusão de estudos que sejam realizados apenas em humanos na base Pubmed se deve à necessidade do projeto de buscar estudos que utilizem metodologias, equipamentos ou outras especificidades que possam servir de base teórica para a conceitualização do equipamento. Assim sendo, eventuais estudos que realizam testes em animais, por exemplo, não serão incluídos, pois as características específicas para as populações desses estudos não são relevantes nesse trabalho. A inclusão de critérios de artigos que realizam medições ou avaliações auxilia no refinamento da busca na base Pubmed. Estudos que descrevem metodologias de registro de sinais e os respectivos equipamentos utilizados agregam informações importantes para esse trabalho.

A utilização de critérios que incluam estudos relacionados à perda hídrica na estratégia de busca é fundamental para a que a pesquisa seja efetiva e condizente com os objetivos do trabalho. Para que a estratégia de busca procure efetivamente os termos de busca, esses serão procurados nos títulos e nos resumos dos estudos. Esses critérios foram utilizados tanto na base Pubmed, quanto na base IEEE Xplore.

A busca nas bases selecionadas permite o acesso ao texto de todos os títulos, resumos e ano de publicação dos artigos retornados. Analisou-se todos os resumos dos artigos selecionados, sendo essa uma análise não completa dos estudos. Realizou-se a exclusão de estudos que não atendem as condições impostas pelas questões chave. Os critérios de exclusão adotados para estudos não analisados por completo estão descritos a seguir.

- Estudos publicados antes do ano de 2008;
- Estudos não realizados com humanos.
- Acesso não disponível para o texto completo em inglês;

Para que não fossem incluídos estudos defasados se utilizou um critério de exclusão para artigos publicados antes do ano de 2008. Os critérios de exclusão são aplicados após os critérios de inclusão, pois permitem identificar estudo que não atendem aos critérios de inclusão e não foram filtrados pelos termos de busca. Portanto, foram identificados e excluídos estudos não realizados em humanos.

Para o *download* do texto completo dos estudos se utilizou do acesso CAFE disponível no Portal de periódicos CAPES para alunos da Universidade de Brasília, que não permite acesso integral às bases selecionadas. Portanto, não é possível acessar o texto completo de alguns artigos, esses foram excluídos. Por questões de requisitos linguísticos limitados, estudo que não foram escritos em totalmente em inglês foram excluídos.

Após a aplicação dos critérios de exclusão para artigos que tiverem apenas seus resumos analisados, fez-se o *download* e a leitura do texto integral das referências selecionadas nessa etapa. Os seguintes critérios de exclusão foram utilizados para artigos analisados integralmente.

- Estudos sobre entrega transepidermica de medicamentos;
- Estudos sobre telecomunicação;
- Estudos puramente teóricos sobre simulações, modelagens e estimações de perda hídrica;
- Estudos com medições de sinais biológicos que não são medições diretas de perda hídrica ou não buscam correlação com a perda hídrica;
- Estudos sobre avaliação de tecidos sem testes com suor ou alguma forma de perda hídrica;
- Estudos sobre análise de poros em digitais por imagens;
- Estudos sobre condições de ambientes ou de construções;
- Estudos com testes *in silico* ou *in vitro*.

Os estudos sobre entrega transepidermica de medicamento analisados realizavam testes e metodologias para analisar as características de absorção da pele e de penetração de equipamento que injetam medicamentos dessa forma. Esse tipo de estudo foi considerado sem relevância para o projeto.

A área de telecomunicação possui alguns termos que se confundem com os utilizados nas buscas. Um exemplo é o termo *skin effect* utilizado em alguns artigos da área, que fez com que esses fossem erroneamente incluídos na análise.

A partir das questões chave formuladas na Tab. 1 se torna claro que o foco do projeto são as diferentes formas de registro de perda hídrica, dessa forma estudos teóricos sobre simulações, modelagens e estimações não se tornam relevantes para o estudo, mesmo se tratando de perda hídrica.

Alguns estudos registraram sinais biológicos que não são relacionados diretamente com a perda hídrica. Por exemplo, houveram estudos que utilizaram sensores químicos para registro de concentração de sódio no suor, porém sem tentar realizar qualquer tipo de correlação com perda hídrica. Esses estudos não foram considerados suficientemente relevantes para a análise.

Houveram estudos que realizaram teste em tecidos de roupa com líquidos salinos artificiais e não registraram nenhuma taxa de perda hídrica em humanos. Também houveram estudos que realizaram a análise de poros em digitais através de imagens, as únicas referências à perda hídrica feita nesses estudos são nas suas conclusões com relação à possibilidade do suor ser um empecilho nas análises realizadas. Esses tipos de estudos não foram considerados nas análises. Estudos para a análise de ambientes, como metrô e minas, e que utilizam apenas estimações de quanto o ser humano sua não foram considerados. Testes *in vitro* e *in silico* também não foram considerados por conta de não serem realizados em humanos.

Seleção dos estudos e Resumo das Evidências.

A seleção dos estudos se deu através das buscas nas bases, seguidas pela remoção de duplicatas. As referências selecionadas tiveram seus resumos lidos para uma primeira exclusão de artigos descrita anteriormente. A seguir os estudos foram analisados completamente, e filtrados de acordo com os critérios de exclusão utilizados para artigos completos analisados, também descritos anteriormente. As referências selecionadas pelos critérios adotados foram então incluídos na síntese qualitativa.

Foram preenchidas fichas de dados para cada referência analisada por completo (Apêndice A), onde foram registrados todos os equipamentos comerciais utilizados nos estudos selecionados, e algumas outras informações descritas a seguir. A ficha de dados foi preenchida em uma tabela no Microsoft Excel 2013, em que cada linha se refere a um artigo e as colunas se referem às informações obtidas dos artigos.

- Equipamento utilizado no estudo (caso seja comercial, modelo e fabricante do equipamento);
- Sensores e/ou eletrodos;
- Fonte de excitação;

- Displays e interface;
- Pré-processamento: amplificação, filtragem e quantificação;
- Processamento e comunicação;
- Uso/aplicação;
- Variáveis da pesquisa;
- População estudada;
- Locais de registro.

Nem todos os estudos obtidos disponibilizaram todas as informações pretendidas pela ficha de dados. As informações sobre equipamento utilizado no estudo são referentes ao instrumento que registrou algum sinal biológico.

As informações sobre sensores e eletrodos se referem ao tipo de transdução realizada para obtenção do sinal. Já em relação à fonte de excitação, foram obtidos dos artigos o tipo de alimentação que o equipamento utiliza (e.g. circuitos reguladores de tensão, baterias), além de outras fontes de tensão e corrente do equipamento (e.g. eletrodos que injetam corrente na pele para realizar uma medição).

Com as informações de displays e interface se buscou a forma como o equipamento utilizado se comunica com o usuário (e.g. tela LCD que mostra informações relevantes, avisos sonoros). As informações de pré processamento buscaram obter as formas de amplificação, filtragem e quantificação (e.g. taxa de aquisição do sinal, filtros passa baixas e passa altas, circuitos de amplificação). Processamento e comunicação extraiu os tipos de processamento realizados nos sinais após seus condicionamentos e os protocolos de comunicação utilizados (e.g. extração de características do sinal, utilização de protocolo de comunicação sem fio).

O uso/aplicação obtido dos artigos é referente ao uso dado pelos dados obtidos dos registros realizados (e.g. registro de perda hídrica em peles com eczema). A população estudada é referente ao grupo foco do estudo (e.g. pacientes com queimaduras). Já os locais de registro se refere à localidade do corpo em que foram registrados os sinais biológicos (e.g. perda hídrica registrada na lombar).

A partir dessa ficha de dados foram levantados os principais métodos existentes de medição de perda hídrica.

3.1.2 Busca de patentes

Realizou-se uma busca de patentes com o intuito de sondar as atuais tendências por meio do conhecimento do histórico das tecnologias utilizadas e identificar características comuns em projetos que utilizem o designs de medição de perda hídrica.

Critérios de inclusão e busca de evidências.

Considerando os aspectos descritos, uma estratégia de busca objetiva foi conduzida. Foi utilizada a base de dados especializada Google Patents para a busca de patentes. A estratégia de busca utilizada está descrita a seguir. A partir dessa estratégia foram escolhidos os termos de busca apropriados para a pesquisa.

Estratégia de busca de referências na base Google Patents.

- Foram incluídos termos para buscar patentes que utilizam equipamentos, métodos e/ou instrumentos.
- Foram incluídos termos para especificar estudos relacionados a perda hídrica e à designs de medição de perda hídrica.
- Os termos foram buscados nos títulos e resumos das patentes.
- Foi incluído um termo para especificar a classificação da patente na área tecnológica.
- Foram incluídos termos de negação que serão especificados adiante.

A inclusão de estudos que utilizem equipamentos, métodos e/ou instrumentos se deve à necessidade de encontrar especificações e características de hardware e designs físicos para registro de perda hídrica. A utilização de critérios que incluam estudos relacionados à perda hídrica e ao design de medição são fundamentais para que se encontrem tecnologias de implementação específicas para o escopo do trabalho. Para que a estratégia de busca procure efetivamente os termos de busca, esses serão procurados nos títulos e nos resumos dos estudos.

A busca na base selecionadas permite o acesso ao identificador (ID), título, cessionário, inventor/autor, data de prioridade, data de arquivamento/criação, data da publicação e data de concessão das patentes retornadas. Analisou-se todos os títulos das patentes selecionadas, sendo essa uma análise não completa dos estudos. Os critérios de exclusão adotados para estudos não analisados por completo estão descritos a seguir, também são incluídos nesses critérios os termos de negação utilizados na busca das patentes mencionados anteriormente.

- Patentes que não possuem termos relacionados a perda hídrica ou ao design de medição de perda hídrica selecionado no título.
- Patentes sobre entrega transepidermica de medicamentos;
- Patentes sobre cosméticos;
- Patentes que utilizam remendos absorventes para medição de perda hídrica;
- Patentes sobre limpeza de pele;
- Patentes sobre tratamentos de pele.

A ausência de termos relacionados a perda hídrica ou ao design de medição escolhido no título foi considerado relevante para a exclusão. Patentes sobre entrega transepidermica de medicamentos e sobre avaliação de cosméticos foram considerados irrelevantes. Patentes que se utilizam de remendos absorvente para medição de perda hídrica não foram incluídos. Patentes sobre limpeza e/ou tratamentos de pele foram consideradas aplicações não relevante de tecnologias de registro de perda hídrica.

Após a aplicação dos critérios de exclusão para patentes que tiveram apenas seus títulos analisados, fez-se o *download* e a leitura do texto integral das patentes selecionadas nessa etapa. Somente foram excluídas nessa etapa as patentes que não disponibilizavam texto completo em inglês.

Seleção das patentes e Resumo das Evidências.

A seleção das patentes se deu através da busca na base Goole Patents. As patentes selecionadas tiveram seus títulos lidos para uma primeira exclusão de patentes. A seguir as patentes foram analisadas completamente, e filtradas apenas de acordo com a disponibilidade do texto completo em inglês. As patentes selecionadas pelos critérios adotados foram então incluídos na síntese qualitativa.

Foram preenchidas fichas de dados para cada referência analisada por completo (Apêndice B), onde foram registradas a descrição das reivindicações das patentes selecionadas. A ficha de dados foi preenchida em uma tabela no Microsoft Excel 2013, em que cada linha se refere a uma patente e as colunas se referem às reivindicações feitas.

A partir dessa ficha de dados foram levantados as principais tecnologias utilizadas na medição de perda hídrica pelo design selecionado.

3.1.3 Benchmarking de produtos comerciais.

Foram selecionados alguns dos equipamentos comerciais registrados na ficha de dados para que fosse realizada uma análise de produtos comerciais já existentes, os critérios para a seleção desses equipamentos estão descritos a seguir.

- Equipamentos que medem TEWL, de forma direta ou indireta;
- Equipamentos que medem hidratação da pele por capacitância ou condutância;
- Inclusão apenas do modelo mais atual do equipamento;
- NÃO foram incluídos equipamentos que medem elasticidade da pele;
- NÃO foram incluídos equipamentos que medem bioimpedância;
- NÃO foram incluídos equipamentos que medem perda hídrica por gravimetria.

Foram incluídos equipamentos que medem perda hídrica transepidérmica e hidratação da pele, que são relacionados com perda hídrica. Apenas foram considerados os modelos mais recentes dos equipamentos para evitar características defasadas.

Equipamentos que medem elasticidade da pele não fornecem o tipo registro referente aos objetivos desse trabalho, por isso foram excluídos. Os equipamentos que medem bioimpedância encontrados nos estudos realizam registros com os usuários estáticos, sem poderem se movimentar durante o registro, além disso relação com perda hídrica não é direta. O registro de perda hídrica por gravimetria utiliza materiais absorventes que são pesados antes e depois da realização de uma atividade, esse tipo de registro não foi considerado interessante para os objetivos do trabalho.

Para todos os equipamentos selecionados foram consultados os respectivos manuais para obter as seguintes informações para cada equipamento.

- Resolução da medida
- Tempo de medição;
- Tempo máximo de registro;
- Quantidade de locais de registro simultâneos;
- Autonomia de uso;
- Potência consumida durante a operação;
- Dimensões da parte em contato com o paciente;

- Ambiente para registro;
- Necessidade do registro ser realizado com o paciente em repouso;
- Usos clínicos;
- Restrições de população (contra indicações);
- Necessidade de operador distinto;
- Tipo de conexão (com/sem fio).

A resolução da medida depende do ruído e da grandeza da medida realizada pelo equipamento. O tempo de medição se refere à taxa de aquisição. O tempo de máximo de registro considera o maior tempo entre aquisições de sinais. A quantidade de locais de registro simultâneo se refere à quantas localidades do corpo o equipamento pode realizar simultaneamente. A autonomia de uso considera por quanto tempo o equipamento pode ser utilizado de forma ininterrupta.

A potência consumida durante a operação se refere à corrente e tensão utilizada no momento do registro do sinal. As dimensões da parte em contato com o paciente se referem à área necessária no corpo do usuário para a aquisição do sinal. O ambiente para registro busca limitações de umidade, temperatura e outras condições para o registro. A necessidade do registro ser realizado com o paciente em repouso procura restrições de movimentação do usuário durante a medição realizada. Os usos clínicos buscam as aplicações recomendadas pelos fabricantes do equipamento (e.g. testes de eficácia, doenças de pele). As restrições de população buscam limitações de usuários (e.g. crianças e idosos). A necessidade de operador distinto diz respeito à necessidade de outra pessoa além do usuário para realizar o registro com o equipamento. O tipo de conexão (com/sem fio) busca se o equipamento precisa estar conectado à alguma fonte de energia externa, ou se pode ser operado sem conexões com fio.

Nem todos os manuais consultados disponibilizaram todas as informações pretendidas. A partir da ficha de dados e dos manuais dos equipamentos foram levantados os principais usos relatados de perda hídrica.

3.2 Desenvolvimento do protótipo

No Trabalho de Conclusão de Curso foram desenvolvidos uma parte do projeto informacional e do projeto conceitual. No presente trabalho a busca por patentes e aprimoramento do projetos foi realizado.

3.2.1 Projetos informacional e conceitual

As informações obtidas dos equipamentos comerciais permitiram uma observação das características e requisitos mais comuns e relevantes em equipamentos de registro de perda hídrica. Esses fatores foram então selecionados para que fosse realizado o desenho de uma Matriz de Pugh.

Desenho da Matriz de Pugh.

Fez-se uma Matriz de Pugh para comparar os diferentes designs de medição de perda hídrica, que diferem de acordo com o método utilizado. Os fatores e seus respectivos pesos da matriz foram escolhidos com base nas informações obtidas da análise dos equipamentos comerciais. Sendo assim os fatores são: resolução da medida, tempo de medição, quantidade de locais de registro simultâneos, autonomia de uso, potência consumida, dimensões da parte em contato com o paciente, ambientes para registro, usos clínicos, população e conexões com fio e/ou sem fio. As notas usadas para os pesos e para os fatores foram dadas como números inteiros entre um e cinco.

Desenho do Diagrama Funcional.

Após as devidas definições para o projeto realizou-se o desenho de um diagrama funcional para estabelecer estruturas de funções do equipamento, estudando a rede semântica de conceitos associados ao projeto informacional e estabelecendo um mapa conceitual.

3.2.2 Projeto detalhado

Para a prototipação do equipamento foram encomendados os componentes definidos utilizando a metodologia descrita anteriormente.

Arquitetura do produto

Com a escolha do design que será utilizado no equipamento se torna possível o levantamento de possibilidades de hardware para se integrarem no equipamento. Foi feito um estudo para levantar os principais protocolos de comunicação sem fio utilizados em equipamentos dos seguintes seguimentos: *health monitoring*, *body composition and weight scales*, *tracking* e *mobile devices*. Esse estudo foi realizado se consultando listagens de aparelhos médicos remotos e seus protocolos de comunicação (WIRELESS, 2018) (INTELLIGENCE, 2012).

Também se realizou um comparativo entre os sensores necessários para o equipamento de acordo com o design escolhido. Desenhou-se um diagrama funcional para especificar as funções que o equipamento deve realizar e a interação entre essas funções.

Após a escolha dos componentes que serão utilizados e realização do arranjo dos elementos funcionais (estrutura funcional) foram realizadas a especificação das interfaces entre os componentes físicos e o mapeamento das funcionalidades para os componentes físicos.

A umidade relativa e temperatura imediata são medidas com o sensor SHT71. A pressão de vapor da água, que é função apenas da temperatura, é calculada da temperatura obtida pelo sensor em cada ponto da medição. O arranjo de sensores acima da superfície permeável à água é protegida por uma capsula cilíndrica, que mantém uma zona estável de difusão na área de medição e protege de danos mecânicos. O coeficiente de difusão para a mistura de ar e vapor de água é calculado utilizando a média das temperaturas obtidas pelo sensor e considerando a pressão atmosférica igual a $101 \times 10^3 Pa$.

O sensor escolhido possui 4 pinos, 2 para alimentação e 2 para o controle. Os pinos possuem largura de 0,46 mm e são espaçados um do outro em 1,27 mm, as dimensões do sensor podem ser vistas na Fig. 6.

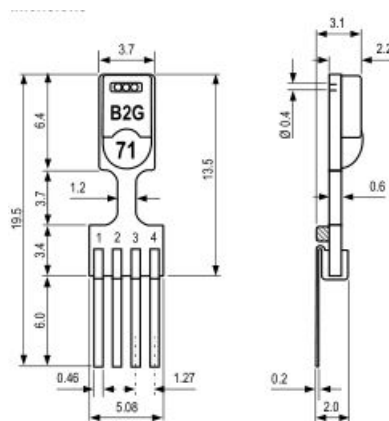


Figura 6 – Dimensões do sensor de temperatura e umidade selecionado em mm.

O espaçamento entre os pinos dos demais componentes utilizados é de 11,7 mm, sendo necessário a confecção de um adaptador para utilização do sensor. Dessa forma, foi projetado um adaptador para que os pinos dos sensores de umidade e temperatura passassem de um espaçamento de 1,27 mm para 11,7 mm.

Também foi confeccionada uma estrutura de câmara aberta para impedir choques mecânicos externo com os sensores e garantir um ambiente mais estável no local de medição.

O adaptador e a câmara aberta foram projetados de forma a poderem ser confeccionados em uma impressora 3D e foram modelados no SolidWorks 2017. Como as dimensões do adaptador são pequenas foi utilizada uma impressora 3D de alta resolução para a impressão, modelo Stratasys Objet30 Pro. Já a câmara aberta foi impressa em

uma impressora aberta de menor precisão. As impressoras utilizadas se encontram no Laboratório de Projetos - ENC/FT/UnB.

Algoritmos.

O equipamento terá todos os processamentos necessários para obter a medida de perda hídrica feitos pelo microprocessador selecionado. Dessa forma foi desenhado um fluxograma para as etapas de processamento que deverão ser realizadas pelo microprocessador considerando os sensores e o microprocessador selecionado. O fluxograma é mostrado na Fig. 7.

A partir do fluxograma desenhado foi realizada a escrita do algoritmo que será executado pelo microprocessador. O algoritmo foi escrito na linguagem C e compilado com o *mspgcc compiler* feito por Peter Bigot. Foram escritas funções para realizar as seguintes tarefas: configurar o módulo UART do microcontrolador para comunicação com o computador, realizar um atraso de tempo utilizando o *timer* do microcontrolador, obter a temperatura do sensor, obter a umidade do sensor considerando uma compensação dependente da temperatura, calcular a troca de água (TEWL) e enviar dados através do módulo UART.

Também foi realizada a escrita de um segunda algoritmo que realiza as leituras de temperatura e umidade dos dois sensores e os envia através do módulo UART. Nesse segundo algoritmo não é feito o cálculo da TEWL.

3.3 Validação experimental

Após a montagem do equipamento com o hardware, software e estruturas mecânicas impressas em 3D, desenhou-se um procedimento experimental para validação do equipamento

Para simular um comportamento de perda hídrica parecida com a observada na evaporação do suor humano foram utilizadas esponjas molhadas, em que o processo de evaporação da água contida na esponja ocorre de forma natural. O experimento foi realizado no Laboratório de Engenharia Biomédica - UnB.

Materiais utilizados.

Para a realização do experimento foram utilizados os seguintes materiais:

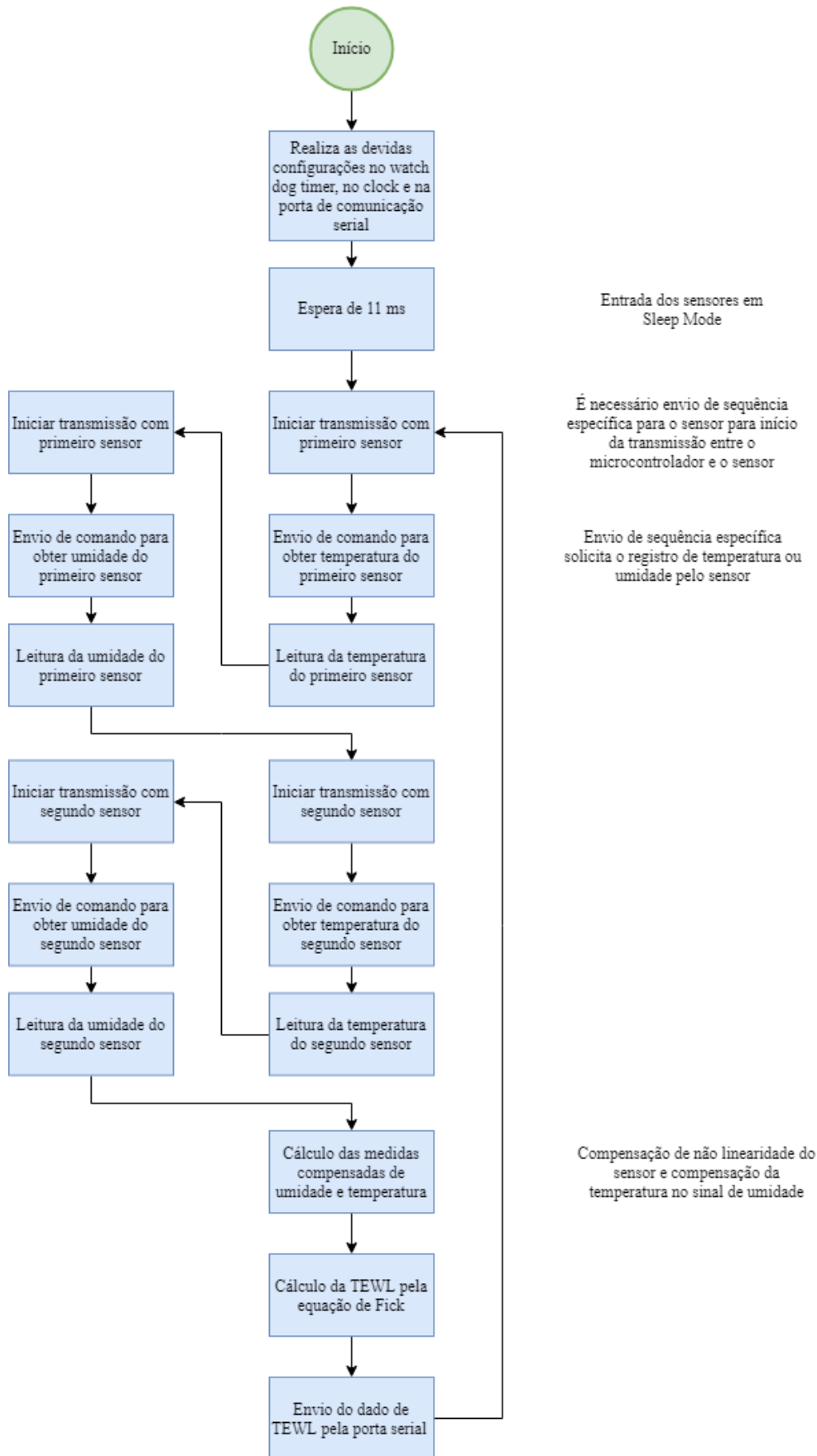


Figura 7 – Fluxograma das etapas de processamento realizadas pelo microprocessador.

- 3 esponjas de banho com fibras naturais. Dimensões de 138x87x38 mm. Composição: material sintético, pigmento e fibra natural de Curauá. Possui uma das faces mais áspera do que a outra;
- Papel filme de PVC com largura de 28 cm;
- 1 balança digital. Capacidade de medição até 10 kg. Precisão de 1 g;
- Equipamento prototipado. Composto por:
 - 2 sensores SHT71;
 - 2 adaptadores para os sensores impressos em 3D;
 - 2 peças impressas em 3D para formar uma câmara aberta;
 - 2 resistores de 10 $k\Omega$;
 - LaunchPad e microcontrolador MSP430G2553;
 - Fios de cobre de 0,51 mm de diâmetro para conexões;
 - Cabo USB;
- Notebook Samsung modelo NP530U3C, com os softwares:
 - Energia IDE;
 - Serial Port Monitor;
- 1 pia com torneira;

Procedimento experimental

Na parte que precede o experimento, programou-se o microcontrolador MSP430 através da LaunchPad, e do cabo USB conectado ao notebook, foi utilizado o software Energia IDE para que o segundo algoritmo desenvolvido (envio de temperatura e umidade dos dois sensores para o notebook) fosse programado no microcontrolador. Em seguida foram realizadas as medidas de temperatura e umidade do ambiente de realização do experimento 5 vezes com cada sensor SHT71, a visualização dos dados enviados pelo microcontrolador para o computador foi realizado com o software Serial Port Monitor.

Para procedimento experimental para validação do equipamento se programou o microcontrolador MSP430 através da LaunchPad, e do cabo USB conectado ao notebook, foi utilizado o software Energia IDE para que o primeiro algoritmo desenvolvido (envio da TEWL calculada para o notebook) fosse programado no microcontrolador. O procedimento está descrito a seguir:

- Pesou-se uma esponja seca embrulhada em papel filme na balança digital e se registrou o peso (Fig. 8);

- A esponja (sem estar enrolada por papel filme) foi molhada na pia com torneira até ficar encharcada, desligou-se a torneira e se esperou até que a esponja parasse de pingar água;
- A esponja molhada foi novamente embrulhada no papel filme e pesada na balança digital, registrou-se o peso antes da medição;
- O papel filme foi aberto apenas o suficiente para que o equipamento pudesse entrar em contato com a esponja. Posicionou-se o equipamento prototipado sobre a face menos áspera da esponja (Fig. 9 e Fig. 10) e se realizou a medição da TEWL por 15 minutos. Os dados enviados pelo microcontrolador foram registrados com o software Serial Port Monitor.
- Após os 15 minutos de medição se retirou o equipamento prototipado de cima da esponja e se embrulhou completamente a esponja no papel filme;
- Pesou-se a esponja molhada embrulhada em papel filme após a medição, registrou-se o peso;
- Repetiram-se os passos anteriores para a mesma esponja, porém o equipamento prototipado foi posicionado sobre a face mais áspera da esponja durante a medição (Fig. 11);
- Repetiram-se os passos anteriores para as outras duas esponjas.



Figura 8 – Esponja embrulhada em papelfilme sendo pesada na balança digital.



Figura 9 – Equipamento prototipado posicionado sobre a esponja realizando medições.



Figura 10 – Equipamento prototipado posicionado sobre a esponja realizando medições.



Figura 11 – Esponja utilizada no experimento. Parte superior é menos áspera e a parte inferior é mais áspera.

4 Resultados

4.1 Busca de anterioridade

4.1.1 Revisão de literatura científica

A partir da estratégia de busca definida para a pesquisa nas bases selecionadas foram utilizados os seguintes termos de busca para a realização da pesquisa de artigos.

Termos de busca usados na pesquisa na base Pubmed:

- ((((((((((body[Title/Abstract]) OR human[Title/Abstract]) OR adult[Title/Abstract]) OR men[Title/Abstract]) OR individual[Title/Abstract]) OR person[Title/Abstract]) OR clinical[Title/Abstract]) OR exercise[Title/Abstract])) AND ((((((((((measur*[Title/Abstract]) OR estimat*[Title/Abstract]) OR analysis[Title/Abstract]) OR evaluat*[Title/Abstract]) OR assessment[Title/Abstract]) OR response[Title/Abstract]) OR detect*[Title/Abstract]) OR marker[Title/Abstract]) OR changes[Title/Abstract]) OR monitoring[Title/Abstract]) OR indicat*[Title/Abstract])) AND (((((skin water loss[Title]) OR sweat* rate*[Title]) OR (skin[Title] AND evaporat*[Title])) OR transepidermal water loss[Title])).

Termos de busca usados na pesquisa na base IEEE Xplore:

- (((sweat* rate*) OR transepidermal water loss) OR skin water loss) OR skin AND evaporat*).

Esses termos de busca utilizados permitiram obter uma quantidade de estudos menor do que o limite de 300 para cada base, permitindo o retorno de artigos suficientemente específicos ao tema abordado. Foram encontrados 236 estudos através da pesquisa pela base Pubmed e 173 pela base IEEE Xplore. Após a remoção de duplicatas e a partir da análise prévia dos resumos dos artigos incluídos pela busca, restaram 386 estudos.

O detalhamento da exclusão dos artigos que foram lidos integralmente segundo os critérios de exclusão para artigos completos analisados estão descritos na Tab. 2.

Tabela 2 – Detalhamento da exclusão de artigos completos analisados. n: quantidade de artigos excluídos.

Critério de exclusão	n
Estudos sobre entrega transepidérmica de medicamentos.	5
Estudos sobre telecomunicação.	5
Estudos puramente teóricos sobre simulações, modelagens e estimativas de perda hídrica.	10
Estudos com medições de sinais biológicos que não são medições diretas de perda hídrica ou não buscam correlação com a perda hídrica.	18
Estudos sobre avaliação de tecidos sem testes com suor ou alguma forma de perda hídrica.	3
Estudos sobre análise de poros em digitais por imagens.	5
Estudos sobre condições de ambientes ou de construções.	3
Estudos com testes <i>in silico</i> ou <i>in vitro</i> .	4

A maior parte dos artigos excluídos são relacionados a estudos que fazem registro de sinais que não são medições diretas de perda hídrica. Também houve uma quantidade considerável de artigos teóricos excluídos. Os demais critérios de exclusão não cortaram tantos estudos da análise quanto os motivos anteriormente citados, isso se deve aos demais casos serem exclusão consideravelmente específicas.

Todo o processo de seleção de artigos pode ser melhor visualizado através de um diagrama de fluxo de artigos explicando todo o processo. O fluxo de seleção de artigos está visualmente descrito na Fig. 12.

A partir da visualização do fluxo de artigos é possível observar que a maior parte das exclusões ocorreram através da remoção de artigos que apenas os resumos foram analisados. Isso se deve ao fato da remoção de artigos lidos integralmente ser um refinamento da exclusão realizada anteriormente.

Os principais métodos existentes de medição de perda hídrica descritos na ficha de dados estão mostrados na Tab. 3.

Foi possível observar a partir da ficha de dados que o método de medição mais utilizado nos estudos é o da câmara aberta. Também é possível observar que os métodos de medição de perda hídrica transepidérmica necessitam de estruturas físicas específicas, que são as câmaras aonde ocorre o registro, enquanto os métodos de medição de hidratação da pele necessitam de eletrodos para o registro.

Os principais usos relatados de perda hídrica na ficha de dados e nos manuais dos equipamentos estão mostrados na Tab. 4.

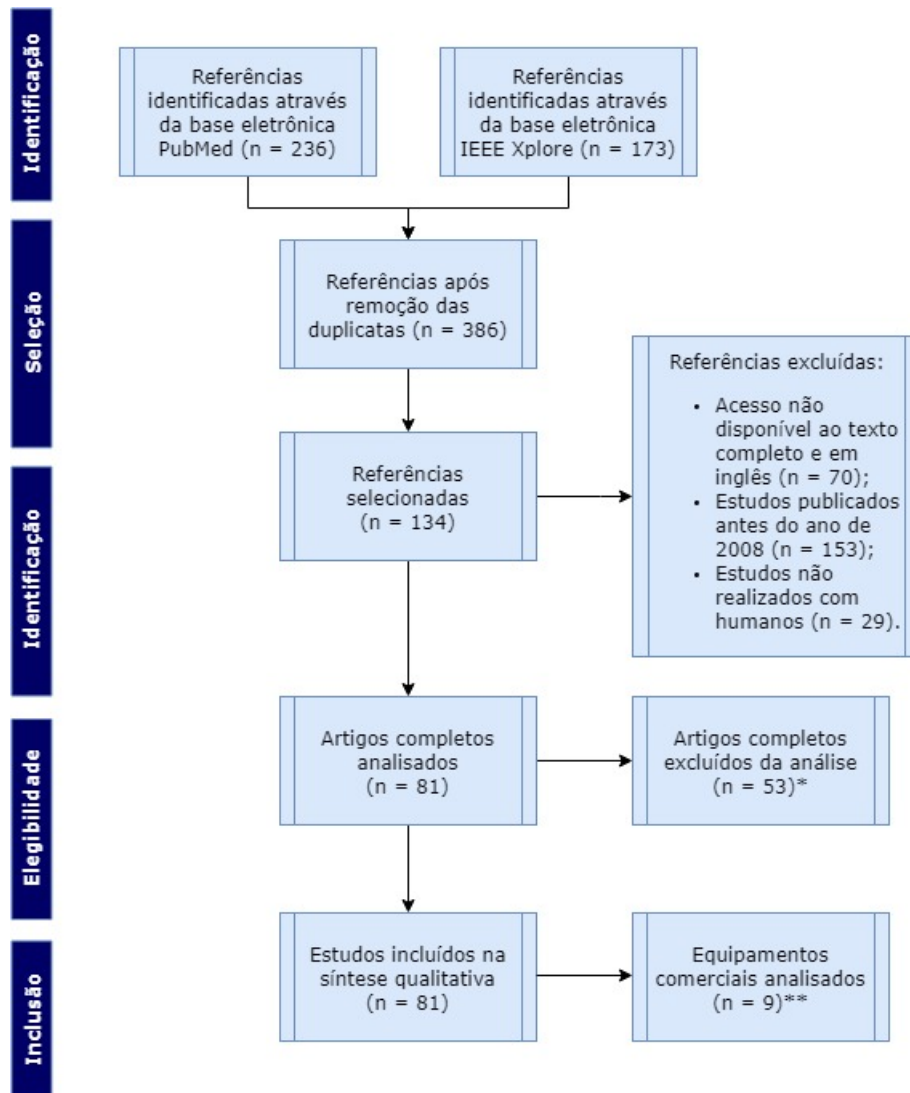


Figura 12 – Fluxo de seleção de artigos. *Os critérios de exclusão de artigo foram descritos anteriormente. ** Os critérios de seleção de equipamentos comerciais foram descritos anteriormente.

Tabela 3 – Principais métodos de medição de perda hídrica. Condutância é medida em Siemens (S). Capacitância é medida em Farads (F). Perda hídrica transepidermica é medidas em gramas por metro quadrado por hora (g/m²/h).

Variável medida	Método de medição
Perda hídrica transepidermica	Câmara aberta
Perda hídrica transepidermica	Câmara condensadora (câmara fechada)
Perda hídrica transepidermica	Câmara não ventilada (câmara fechada)
Hidratação da pele	Medição como condutância
Hidratação da pele	Medição como capacitância

Tabela 4 – Principais usos relatados de perda hídrica.

Usos relatados de perda hídrica
Monitoramento de exercício físico.
Monitoramento dos níveis de hidratação de pele afetada por eczema, dermatite, psoríase, vitiligo, secura ou irritação.
==== Avaliação de perda hídrica em queimaduras.
Teste de eficácia de cosméticos e produtos de cuidados da pele.
Teste de eficácia de suplementos alimentares.
Teste de eficácia de fármacos.
Teste de eficácia de anti-transpirantes.

É possível observar a partir da Tab. 4 que a perda hídrica possui diversas aplicações interessantes, podem atingir diferentes públicos. Dentre os usos relatados há uma presença mais significativa do registro da perda hídrica no monitoramento de exercícios físicos, algo esperado considerando a importância da hidratação para atletas de alto rendimento. Os diferentes testes de eficácia para os quais a medição de perda hídrica pode ser útil representam uma grande variedade de possibilidades em termos de públicos alvo para um produto.

Quando se observa os usos para testes de eficácia nos estudos e manuais dos equipamentos, é notável a grande utilização do método da câmara aberta para essas aplicações.

4.1.2 Busca de patentes

A partir da estratégia de busca definida para a pesquisa na base Google Patents foram utilizados os seguintes termos de busca para a realização da pesquisa de patentes.

Termos de busca usados na pesquisa na base Google Patents:

- (((sweat* rate* OR transepidermal water loss OR skin water loss) AND (equip* OR device OR method* OR instrument* OR gadget OR techn*)) NOT (cosme* OR care OR delivery OR aging OR patch OR barrier OR clea* OR treat* OR moistur*)) AND A61B5.

A classificação de patente identificada pelo código A61B5 diz respeito a tecnologias de medição com propósito de realizar diagnósticos, esse código usado para classificar patente foi adicionado utilizando um operador lógico AND a todos os demais termos. Os termos de busca em que foram aplicados o operador lógico NOT são utilizados para implementar os seguintes critérios de exclusão: patentes sobre entrega transepidérmica de

medicamentos, que utilizam remendos absorventes para medição de perda hídrica, sobre limpeza de pele e sobre tratamentos de pele.

Foram encontrados 434 estudos através da pesquisa pela base Google Patents. Após a exclusão de patentes que não possuem termos relacionados a perda hídrica ou ao design de medição de perda hídrica selecionado no título, restaram 34 patentes. Após a exclusão de patentes que não disponibilizavam texto completo em inglês, restaram 9 patentes.

Todo o processo de seleção de patentes pode ser melhor visualizado através de um diagrama de fluxo de artigos explicando todo o processo. O fluxo de seleção de patentes está visualmente descrito na Fig. 13.

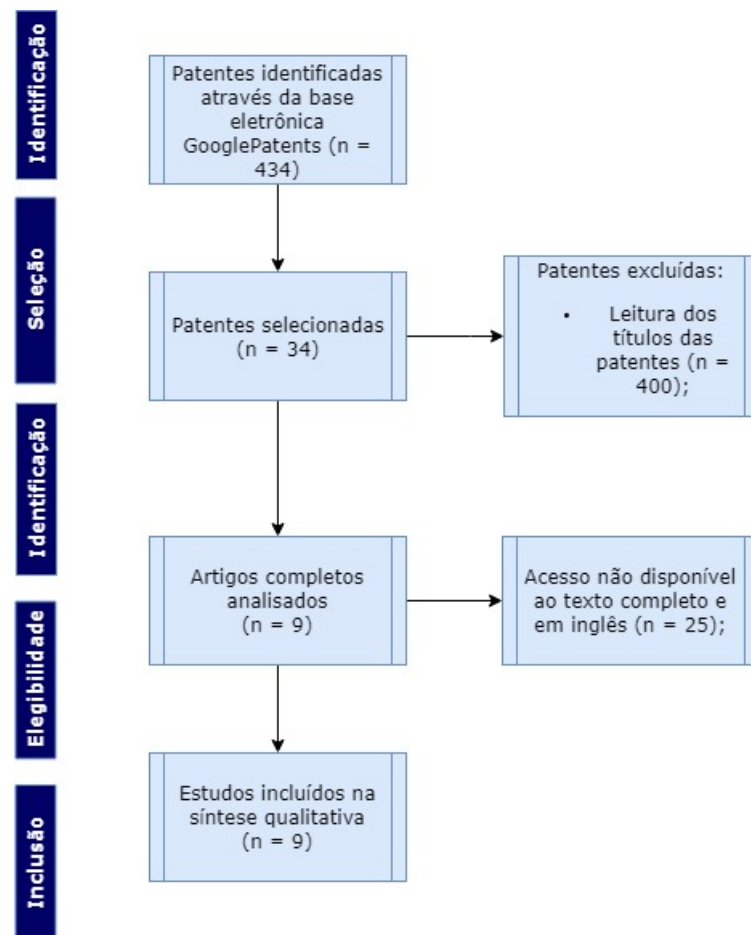


Figura 13 – Fluxo de seleção de patentes.

A partir da ficha de dados preenchida foi possível identificar as principais características das reivindicações feitas pelas patentes selecionadas, elas se encontram listadas na Tab. 5.

Tabela 5 – Principais características das reivindicações feitas pelas patentes selecionadas. n: quantidade de patentes que possuem a característica.

Característica	n
Utiliza sensor de temperatura.	6
Utiliza sensores em mais de uma localidade do corpo.	3
Utiliza unidades de processamento para realizar cálculos.	9

As características das reivindicações e as descrições das patentes selecionadas forneceram detalhes relevantes que já foram averiguados anteriormente, com exceção do registro feito em mais de uma localidade do corpo simultaneamente.

4.1.3 Benchmarking de produtos comerciais

O levantamento dos designs existentes é importante para que a escolha do design que será utilizado no trabalho seja bem embasado. Os equipamentos comerciais selecionados para análise estão listados na Tab. 6.

Tabela 6 – Equipamentos comerciais selecionados. O método de avaliação corresponde ao sobrescrito no equipamento. CA: câmara aberta. CC: câmara condensadora. CN: câmara não ventilada. Cond: medição como condutância. Cap: medição como capacitância.

Equipamento	Fabricante
Corneometer 825 ^{Cap}	Courage + Khazaka electronic GmbH, Colônia, Alemanha
Tewameter TM300 ^{CA}	Courage + Khazaka electronic GmbH, Colônia, Alemanha
eSense ^{Cond}	Mindfield Biosystems, Gronau, Alemanha
Omega HX93 ^{CA}	Omega Engineering, Stanford, EUA
Q-Sweat ^{CA}	WR Medical Electronics, Stillwater, EUA
HMT333 ^{CA}	Vaisala, Helsinki, Finlândia
Vapometer SWL-2 ^{CN}	Delfin Technologies, Kuopio, Finlândia
Aquaflux AF200 ^{CC}	Biox Systems, Londres, Reino Unido
Dermalab ^{CA Cond}	Cortex Technology, Hadsund, Dinamarca

O equipamento comercial mais encontrado entre os estudos selecionados é o Tewameter TM300, estando presente em uma grande variedade de aplicações. Os equipamentos Corneometer 825, Vapometer SWL-2 e Aquaflux AF200 também merecem destaque pela quantidade de estudos que os utilizam. É notável o número de equipamentos comerciais selecionados que usam o método da câmara aberta.

A partir da análise dos equipamentos comerciais selecionados foram obtidas suas características principais.

O Corneometer 825 possui uma frequência de aquisição entre 0,9 e 1,2 MHz com uma incerteza de $\pm 3\%$, um tempo entre medições de 1 s, possibilita o registro de 9 localidades simultaneamente, é alimentado com uma corrente DC de 12V/4A, uma superfície de contato com o paciente de 49 mm² e possui conexão com e sem fio.

O equipamento Omega HX93 mede uma umidade de 3% RH até 95% RH com precisão de $\pm 2\%$ RH, temperatura de -4 °F até 167 °F com precisão de $\pm 1^\circ\text{F}$, pode medir apenas uma localidade por vez, é alimentado com corrente contínua por uma tensão entre 6 e 30 V e corrente de 30 mA, possui uma superfície de contato com o paciente de 5 cm² e possui conexão apenas com fio.

O Aquaflux AF200 possui uma sensibilidade $< 0,07 \text{ gm}^{-2}\text{h}^{-1}$), pode medir continuamente por 48 horas, pode medir apenas uma localidade por vez, é alimentado com uma tensão de 5 V e corrente máxima de 2 A, possui uma superfície de contato com o paciente circular de 7 mm de diâmetro, independe da umidade e movimentos do ar do ambiente e conexão com fio.

O Dermalab pode medir de 0 a 9999 μS com resolução de 1 μS e de 0 a 250 $\text{gm}^{-2}\text{h}^{-1}$) com resolução de 0,1 $\text{gm}^{-2}\text{h}^{-1}$), pode medir apenas uma localidade por vez, é alimentado por corrente DC com tensão de 12 V e corrente de 2,75 A e conexão com fio.

O Q-Sweat mede de 0 a 1700 nanolitros com sensibilidade de 0,1 nanolitros, pode medir 4 localidades simultaneamente, é alimentado por corrente AC com tensão de 100 a 240 VAC e consumo de potência máximo de 80 VA, possui dois canais que podem entrar em contato com o paciente de 0,787 e de 5,06 cm², não pode ser utilizado em peles inflamadas e conexão com fio.

O eSense mede condutância com resolução de 18 bits medidos a uma taxa de 10Hz, pode medir apenas uma localidade por vez, as dimensões da parte em contato com o paciente depende do eletrodo utilizado e conexão com e sem fio.

O equipamento Tewameter TM300 possui uma resolução de umidade de $\pm 0,01\%$ RH e resolução de temperatura de $\pm 0,01^\circ\text{C}$ (resolução de TEWL: 0,1 $\text{gm}^{-2}\text{h}^{-1}$), pode medir até 9 localidades simultaneamente, é alimentado por corrente DC com tensão de 12 V e corrente 4 A, possui uma superfície de contato com o paciente circular de 1 cm de diâmetro e conexão com e sem fio.

O Vapometer SWL-2 mede de 3 a 200 $\text{gm}^{-2}\text{h}^{-1}$), tempo de medição entre 9 e 32 segundos, pode medir apenas uma localidade por vez, é alimentado por duas baterias de 3 V, possui uma superfície de contato com o paciente circular de 4,5 mm de diâmetro e possui apenas conexão sem fio.

O HMT333 mede umidade de 0 a 100% RH e precisão de $\pm 1\%$ RH e mede temperatura de -40 a 80 °C com precisão de $\pm 0,2$ °C, pode medir apenas uma localidade por vez, é alimentado por corrente contínua com tensão de 24 V e corrente máxima de 110 mA, possui uma superfície de contato com o paciente de 4,15 cm² e apenas conexão com fio.

4.2 Desenvolvimento do protótipo

4.2.1 Projetos informacional e conceitual

A matriz de Pugh com os principais fatores e designs escolhidos a partir do estudo está mostrada na Fig. 14.

		Designs					Peso
		Câmara aberta (Padrão)	Câmara condensadora (câmara fechada)	Câmara não ventilada (câmara fechada)	Hidratação da pele por condutância	Hidratação da pele por capacitância	
Fatores	Resolução da medida	5	5	5	5	5	2
	Tempo de medição	5	4	4	5	5	4
	Quantidade de locais de registro simultâneos	5	4	4	4	4	2
	Autonomia de uso	4	4	4	4	4	3
	Potência consumida	4	4	4	4	4	2
	Dimensões da parte em contato com o paciente	4	4	4	5	5	3
	Ambientes para o registro	5	5	4	4	4	4
	Usos clínicos	5	5	5	5	4	2
	População	5	5	5	5	5	5
	Conexões com fio e/ou sem fio	5	4	4	4	4	4
Total		147	137	133	140	138	
Ponderado		4.741935	4.419355	4.290323	4.516129	4.451613	

Figura 14 – Matriz de Pugh.

As notas foram dadas de acordo com a análise dos equipamentos comerciais selecionados. A partir da análise dessa matriz foi então selecionado o método da câmara aberta para ser o design utilizado no trabalho. É possível observar que os designs de registro por hidratação da pele só não receberam notas superiores ao design da câmara aberta. Uma característica desfavorável aos designs por hidratação da pele é a necessidade de

utilização de eletrodos, o que limita sua utilização para aplicações que requerem muita movimentação.

Alguns estudos selecionados utilizaram mostraram correlação entre a hidratação da pele e a perda hídrica (NOMURA et al., 2017). Dessa forma é possível inferir que a perda hídrica transepidermica também tem possibilidade de estimar a hidratação da pele. Assim sendo dados os devidos processamentos realizados em um dos sinais, o outro tem condições de ser estimado.

A partir das definições realizadas para o equipamento e do estudo das patentes selecionadas, realizou-se o desenho da estrutura funcional mostrada na Fig. 15. As funcionalidades da estrutura foi subdividida de forma hierárquica, essa forma de divisão está representada pelos retângulos de fundo, em que o menor retângulo engloba as funcionalidades mais importantes (como a conversão da alimentação nas tensões adequadas) ou funcionalidades do produto mínimo viável (MVP), e o maior retângulo engloba as funcionalidades menos críticas que podem ser implementadas posteriormente.

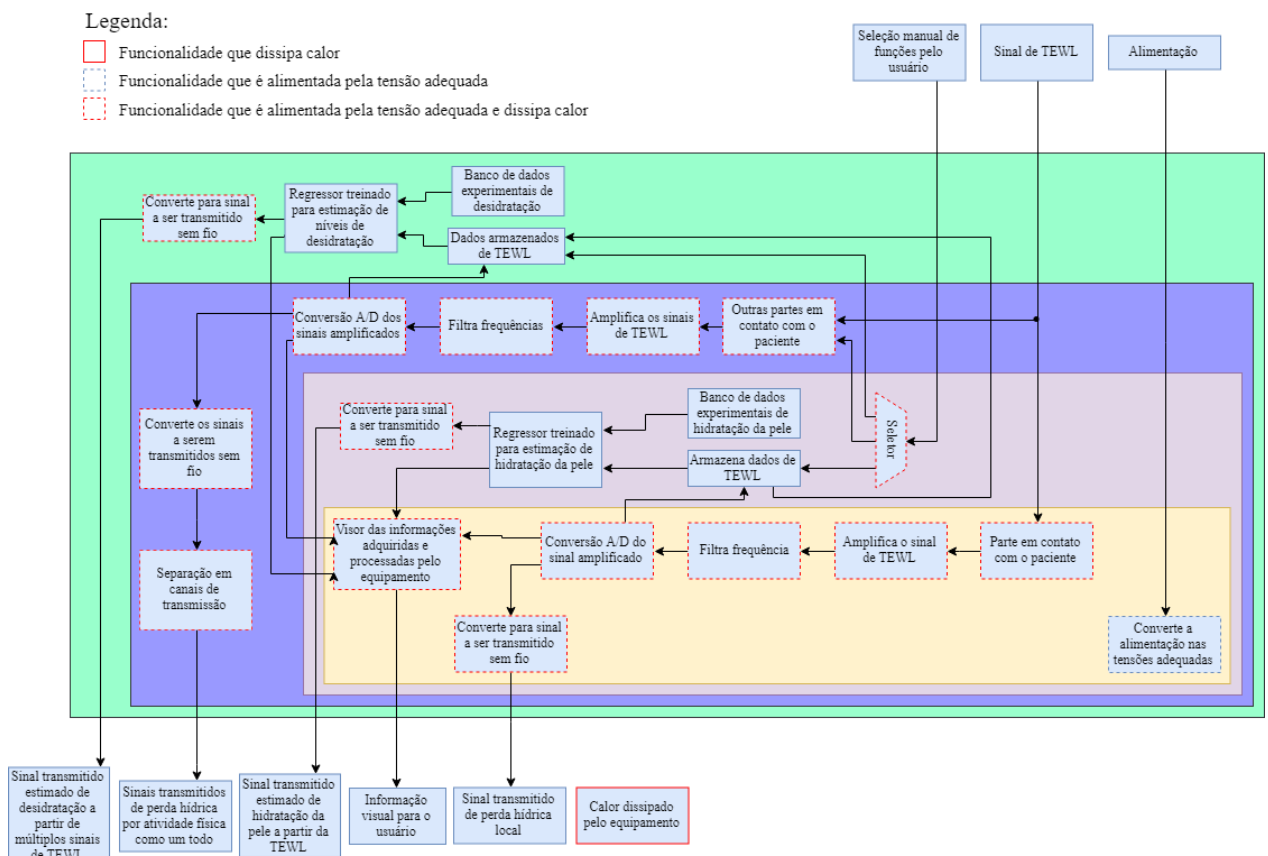


Figura 15 – Diagrama funcional do equipamento.

As funcionalidades referentes aos retângulos preenchidos pelos textos "Banco de dados experimentais de hidratação da pele" e "Banco de dados experimentais de desidra-

tação" são referentes a informações que podem ser obtidas com experimentos que visam a: correlacionar o sinal de TEWL com o estado de hidratação da pele e a correlacionar diversos sinais de TEWL registrados em diferentes localidades do corpo com o nível de desidratação, respectivamente.

As funcionalidades referentes aos retângulos preenchidos pelos textos "Regressor treinado para estimação de níveis de desidratação" e "Regressor treinado para estimação de hidratação da pele" são referentes a regressores que podem ser modelados com experimentos que visam a: correlacionar o sinal de TEWL com o estado de hidratação da pele e a correlacionar diversos sinais de TEWL registrados em diferentes localidades do corpo com o nível de desidratação, respectivamente.

4.2.2 Projeto detalhado

Considerando as funcionalidades presentes na mínimo produto viável definido na estrutura funcional e no design de equipamento escolhido são necessários dois sensores de umidade e temperatura para a medição da perda hídrica. Dessa forma foram comparados quatro diferentes sensores de umidade e temperatura quanto à faixa de medição de umidade, faixa de medição de temperatura e dimensões físicas. Todos os dados dos sensores foram obtidos de seus respectivos datasheets.

Tabela 7 – Características dos sensores de umidade e temperatura comparados. % UR: faixa de medição de umidade. °C: faixa de medição de temperatura

Sensores	% UR	°C	Dimensões físicas (mm)
DHT22	0 a 100	-40 a 80	25,1 x 15,1 x 7,7
DHT11	20 a 90	0 a 60	15,5 x 12 x 5,5
SHT71	0 a 100	-40 a 123,8	13,5 x 5,08 x 3,1
AM2321	0 a 99,9	-40 a 80	11,3 x 7,8 x 4

Como o tamanho do sensor é um fator crítico para o equipamento por conta da influência que ele pode causar ao fluxo de vapor dentro da câmara aberta, o sensor escolhido foi o SHT71.

A partir da consulta às listagens de aparelhos médicos remotos e seus protocolos, foi possível obter os protocolos usados por um total de 248 marcas do ramo. A quantidade de marcas que utilizam cada protocolo estão mostrada na Tab. 8.

Tabela 8 – Quantidade de marcas que utilizam cada protocolo. n: quantidade de marcas do ramo que utilizam o protocolo.

Protocolo de comunicação sem fio	n
Bluetooth	75
Zigbee	3
ANT	119
Infravermelho	6
Wi Fi	11
Total de marcas	248

Foi-se então escolhido o protocolo de comunicação sem fio ANT para ser utilizado no equipamento desse projeto. A partir dessa escolha foram pesquisados os kits de desenvolvimento disponíveis para no mercado para o protocolo ANT. A descrição dos kits de desenvolvimento está na Tab. 9.

Tabela 9 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.

Kit de desenvolvimento	Fabricante	Operações
D52DK2 - D52 ANT SoC Module Series Starter Kit	Dynastream Innovations	ANT e Bluetooth 4.2
N5 ANT SoC Module Starter Kit	Dynastream Innovations	ANT e Bluetooth 4.0
ANTC7EK1 kit	Dynastream Innovations/- Texas Instruments	ANT
ANTAP2DK1 kit	Dynastream Innovations/- Nordic Semiconductor	ANT

O kit de desenvolvimento escolhido para a utilização do protocolo ANT no equipamento foi o D52DK2 - D52 ANT SoC Module Series Starter Kit. Também será necessário um microcontrolador para a realização da aquisição de dados dos sensores, e comandos para transmissão dos dados dos sensores, para tal foi escolhido o MSP430G2553. A alimentação de todos os componentes principais que serão utilizados (sensores, kit de desenvolvimento e microcontrolador) é de 3,3 V, sendo assim foi realizado um esquema de alimentação de 3,3 V. A partir das informações sobre fontes de excitação da ficha de dados é notável o uso recorrente de baterias de lítio em equipamentos de registro de perda hídrica remotos. O esquemático do circuito de alimentação é mostrado na Fig. 16.

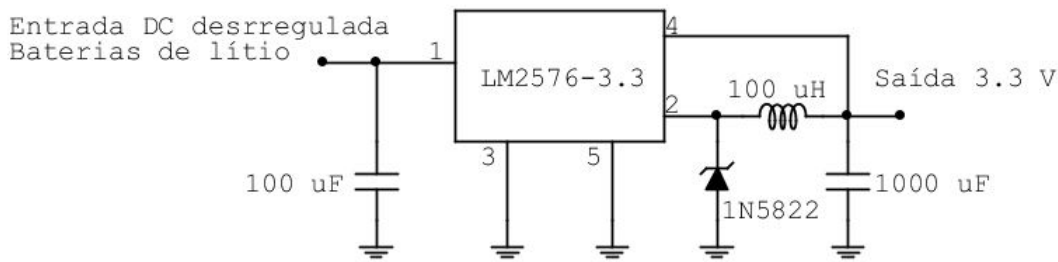


Figura 16 – Esquemático de alimentação do equipamento.

Para a validação experimental a alimentação do equipamento não se utilizou o circuito descrito acima. Foi utilizado um cabo USB conectado a um notebook para a alimentação do equipamento.

Não foi possível utilizar o módulo ANT durante os trabalhos realizados nesta monografia. A interface com o kit de desenvolvimento poderia ser feita através dos protocolos SPI, I²C e UART. Para a comunicação entre o microcontrolador e o kit de desenvolvimento seria utilizado o protocolo UART. A comunicação com o sensor de umidade e temperatura se daria através de duas conexões GPIO para cada sensor, assim sendo, o esquemático de conexão do microcontrolador com o kit de desenvolvimento, caso ele fosse utilizado, e os sensores está mostrado na Fig. 17.

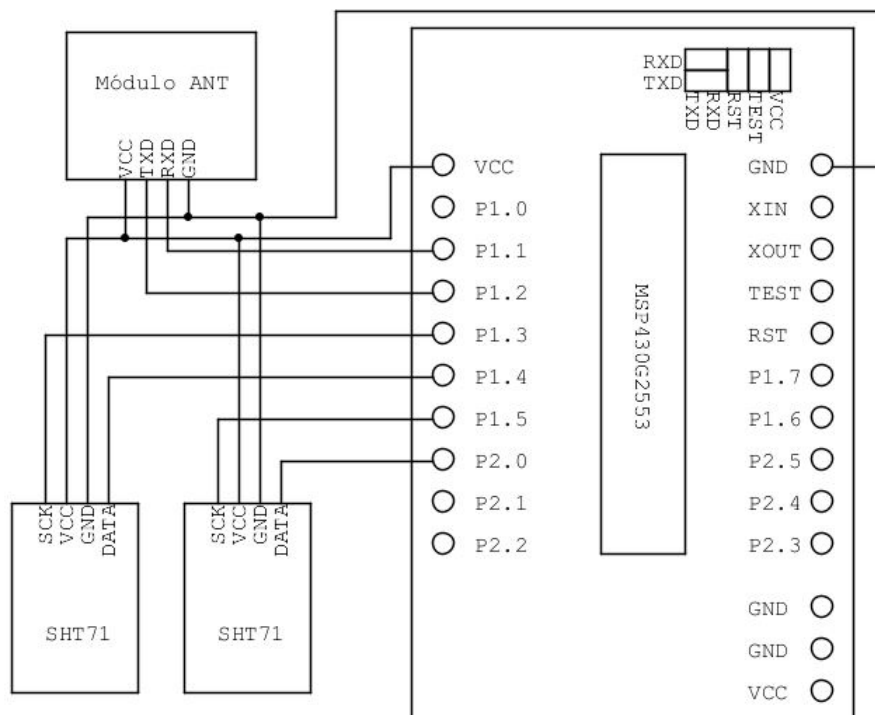


Figura 17 – Esquemático de conexão entre o microcontrolador, o módulo ANT e os sensores de umidade e temperatura. Esse esquema não foi o utilizado para a validação experimental.

Para validação experimental os dados foram enviados por protocolo UART diretamente para um notebook por cabo USB. Dessa forma o esquemático de conexão utilizado está mostrado na Fig. 18.

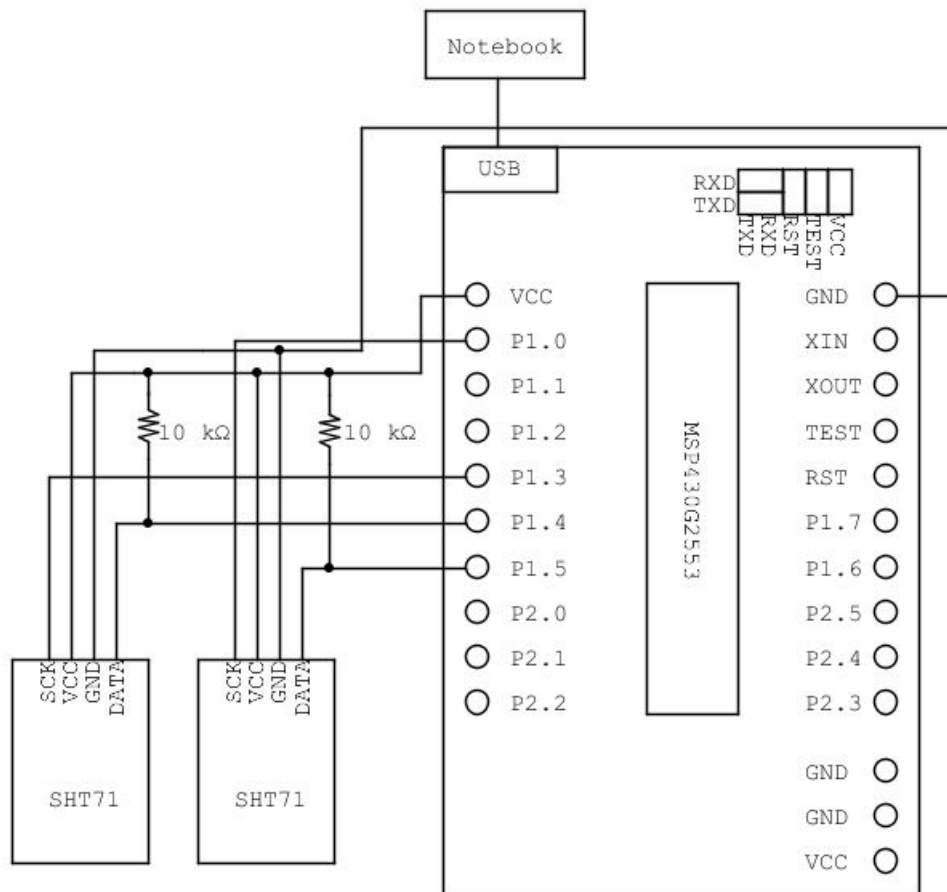


Figura 18 – Esquemático de conexão entre o microcontrolador, o notebook e os sensores de umidade e temperatura. Esse esquema foi o utilizado para a validação experimental.

Já com a estrutura funcional, os componentes que serão utilizados e a interface entre os componentes selecionados definidos, desenhou-se o mapeamento das funcionalidades para os componentes físicos mostrados na Fig. 19, tendo-se assim determinando todos elementos da arquitetura de produto.

Os modelos 3D do adaptador (Fig. 20 e Fig. 21) e das peças que formam a câmara aberta (Fig. 22 e Fig. 23) feitas no SolidWorks estão mostradas a seguir.

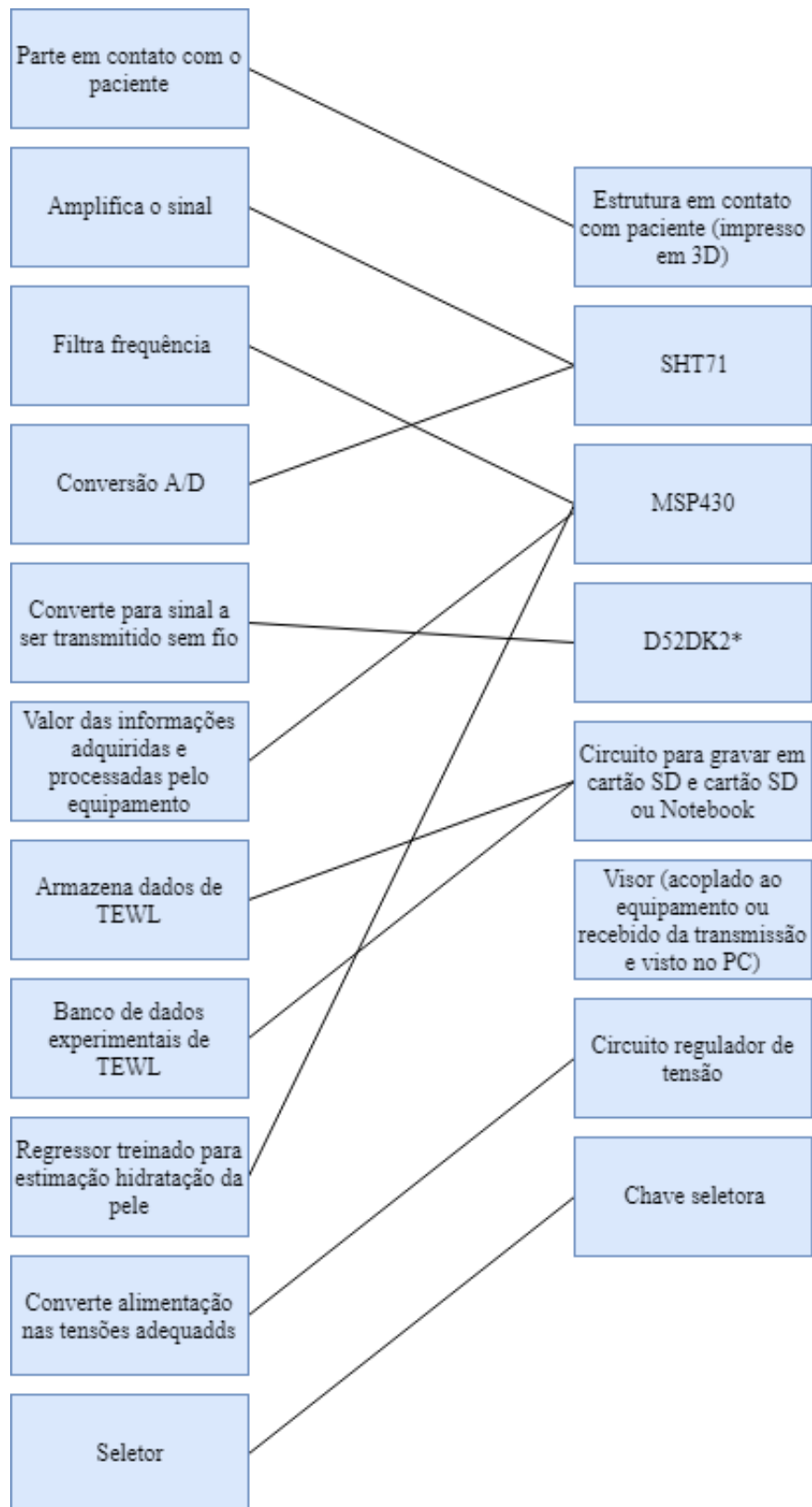


Figura 19 – Mapeamento das funcionalidades para os componentes físicos. *Não foi possível implementar a comunicação sem fio.

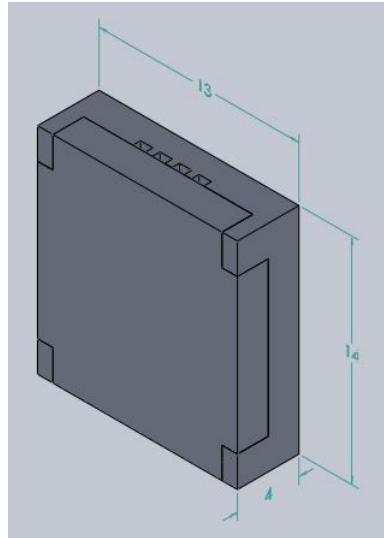


Figura 20 – Modelo 3D do adaptador. Medidas em mm.

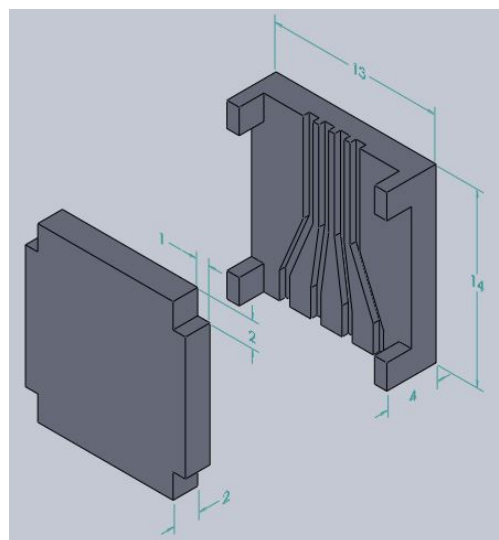


Figura 21 – Modelo 3D do adaptador. Medidas em mm.

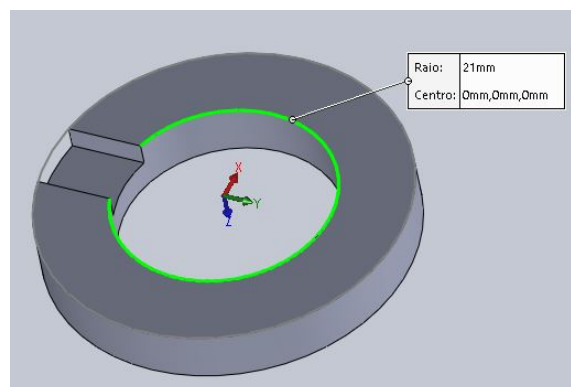


Figura 22 – Modelo 3D da peça que forma a câmara aberta.

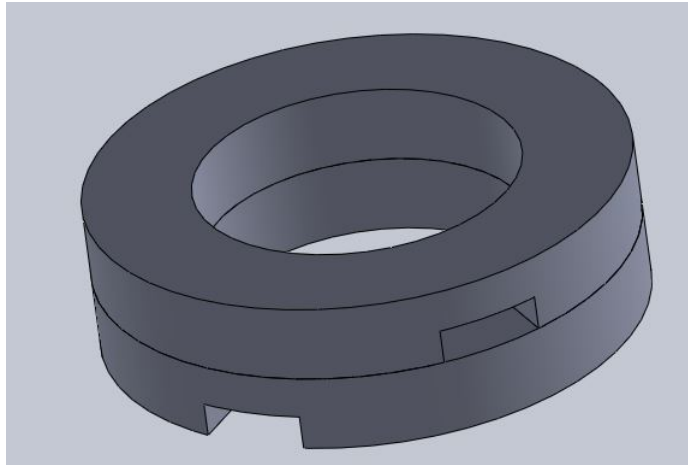


Figura 23 – Modelo 3D da câmara aberta.

O adaptador permite conectar os pinos dos sensores a fios de cobre por esmagamento. Os adaptadores para os sensores se encaixam nas peças que formam a câmara aberta de forma a posicionar os sensores do lado interno da câmara.

O algoritmo escrito para o envio da TEWL calculada para o notebook está apresentado no Apêndice B.

O segundo algoritmo escrito para o envio de temperatura e umidade dos dois sensores para o notebook está apresentado também no Apêndice B.

As imagens do protótipo montado podem ser vistas nas Figs. [24](#), [25](#) e [26](#).

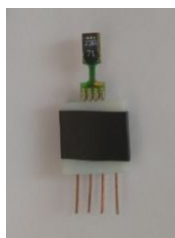


Figura 24 – Sensor acoplado a fios de cobre pelo adaptador.



Figura 25 – Adaptador acoplado à peça que forma a câmara aberta.

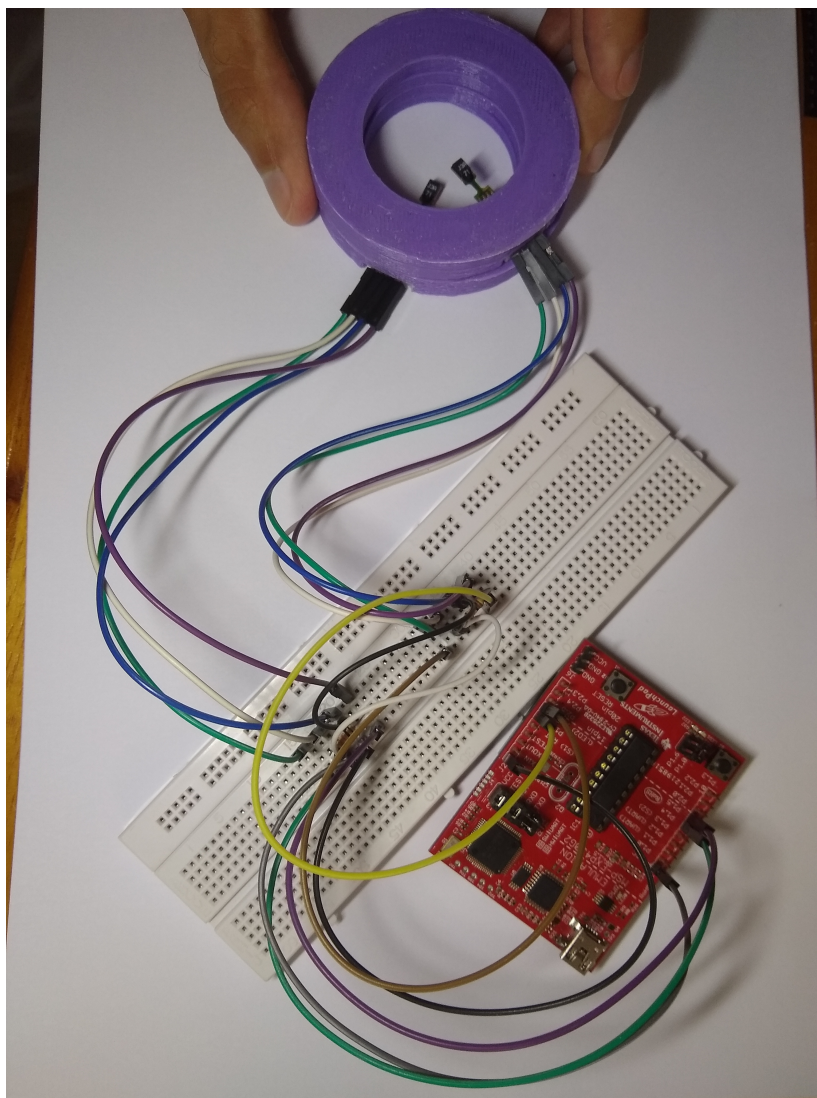


Figura 26 – Protótipo montado com todos seus componentes.

4.3 Validação do protótipo

As temperaturas e umidades medidas pelos sensores (denominados de sensor 1 e 2) na parte que precede o experimento estão mostradas na Tab. 10.

Tabela 10 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.

Sensor	Temperatura (°C)	Umidade (% UR)
Sensor1	23,02	57,15
Sensor2	22,90	56,08
Sensor1	23,06	57,09
Sensor2	22,93	56,11
Sensor1	23,07	57,06
Sensor2	22,96	56,15
Sensor1	23,08	56,94
Sensor2	22,96	55,96
Sensor1	23,05	56,78
Sensor2	22,94	55,87

A média das temperaturas é de 22,99 °C com desvio padrão de 0,06278 °C, já a média das umidades é de 56,465 % UR com desvio padrão de 0.4992 % UR.

Os pesos das medidas com a balança digital das esponjas secas, molhadas antes do experimento e molhadas depois do experimento estão mostrados na Tab. ??.

Tabela 11 – Descrição dos kits de desenvolvimento para o protocolo ANT.

Objeto de medição	Peso seco (g)	Peso molhado pré medição (g)	Peso molhado pós medição (g)
Esponja 1	14	85	85
Esponja 1 (face áspera)	14	107	107
Esponja 2	14	50	50
Esponja 2 (face áspera)	14	75	74
Esponja 3	14	67	67
Esponja 3 (face áspera)	14	90	89

Pode-se observar que o peso das esponjas antes e depois do experimento praticamente não foi alterado.

Os sinais de medição da perda hídrica na face não áspera das esponjas obtidos com o experimento podem se visualizados na Fig. 27.

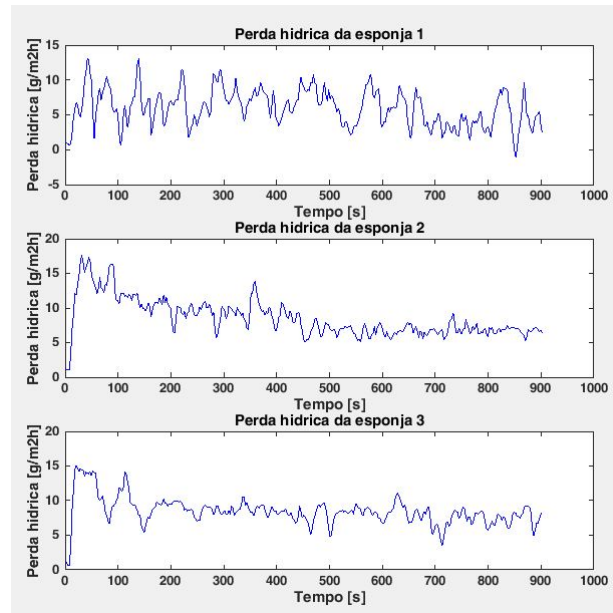


Figura 27 – Sinais de medição da perda hídrica na face não áspera das esponjas.

Os sinais de medição da perda hídrica na face áspera das esponjas obtidos com o experimento podem se visualizados na Fig. 28.

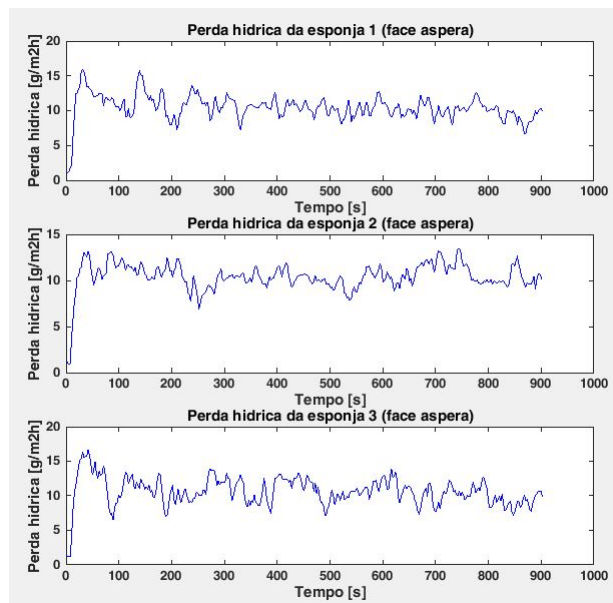


Figura 28 – Sinais de medição da perda hídrica na face áspera das esponjas.

Calculou-se a média dos sinais interpolados de perda hídrica para as medições na face não áspera das esponjas, mostrado na Fig. 29.

A Soma do Quadrado das Diferenças das três curvas medidas nas faces não ásperas em relação à curva média calculada é: $SSE = 4122$.

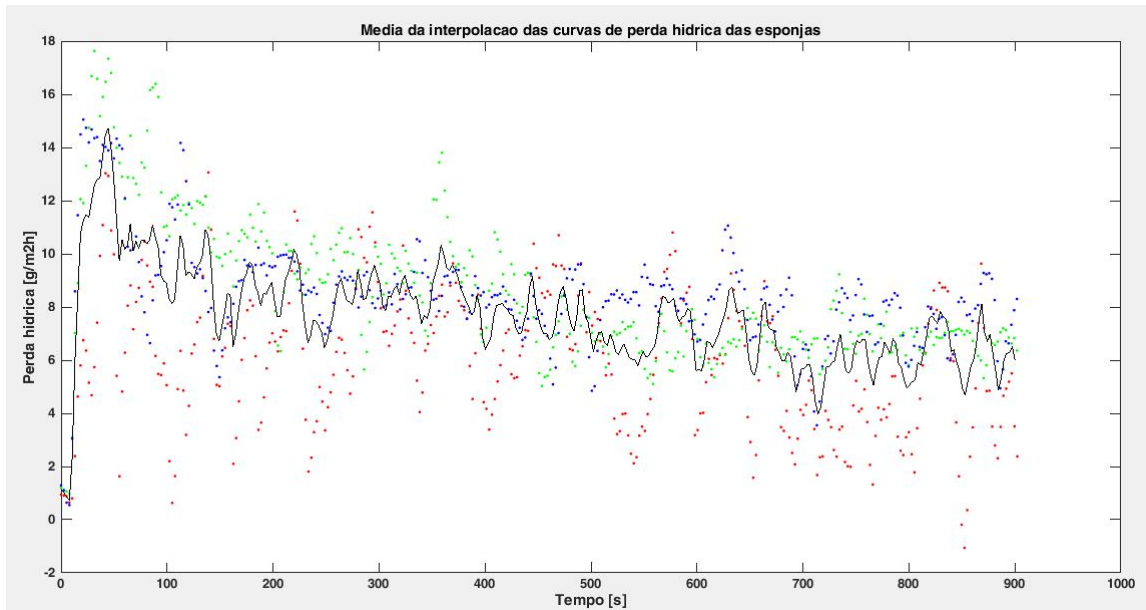


Figura 29 – Média da interpolação dos sinais de perda hídrica das medições realizadas nas faces não ásperas das esponjas. Linha sólida preta: Média da interpolação dos sinais de perda hídrica. Pontos vermelhos: Sinal de perda hídrica da Esponja 1. Pontos verdes: Sinal de perda hídrica da Esponja 2. Pontos azuis: Sinal de perda hídrica da Esponja 3.

Calculou-se a média dos sinais interpolados de perda hídrica para as medições na face áspera das esponjas, mostrado na Fig. 30.

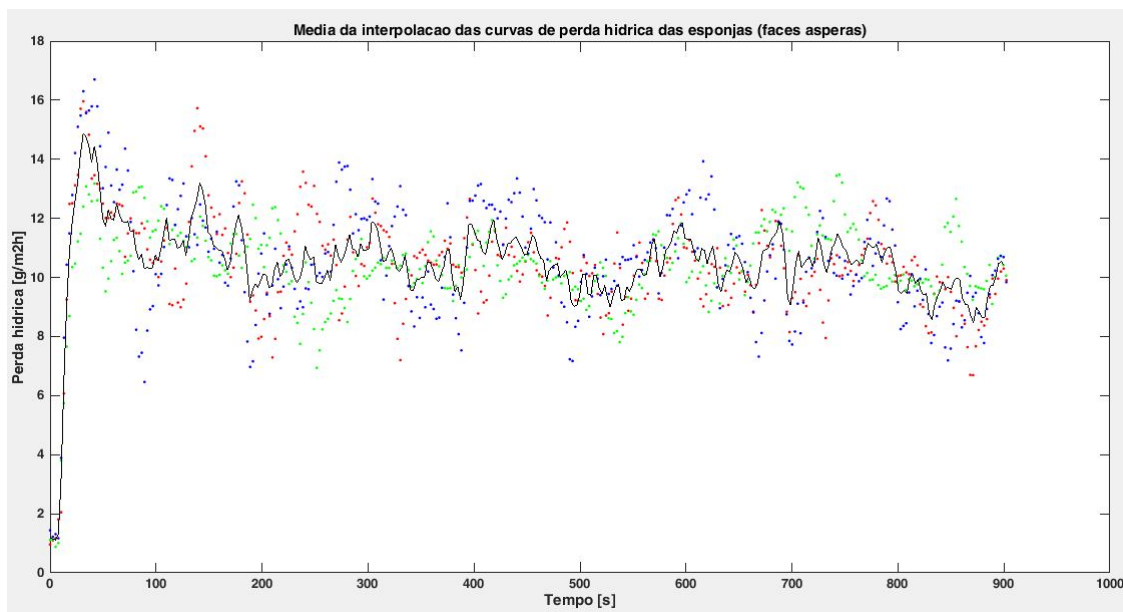


Figura 30 – Média da interpolação dos sinais de perda hídrica das medições realizadas nas faces ásperas das esponjas. Linha sólida preta: Média da interpolação dos sinais de perda hídrica. Pontos vermelhos: Sinal de perda hídrica da Esponja 1. Pontos verdes: Sinal de perda hídrica da Esponja 2. Pontos azuis: Sinal de perda hídrica da Esponja 3.

A Soma do Quadrado das Diferenças das três curvas medidas nas faces ásperas em relação à curva média calculada é: $SSE = 11940$. Considerando que toda a perda hídrica ocorreu apenas na área da câmara aberta (raio de 21 mm), é possível estimar a perda de massa referente à perda hídrica. Faz-se então a integral do sinal de perda hídrica no tempo multiplicada pela área da câmara aberta. As estimativas de perda de massa referentes à perda hídrica para cada objeto de medição estão mostradas na Tab. 11.

Tabela 12 – Estimativas de perda de massa referentes à perda hídrica para cada objeto de medição durante o experimento. EPM: estimativa de perda de massa.

Objeto de medição	EPM (mg)
Esponja 1	2,1
Esponja 2	3,0
Esponja 3	2,9
Esponja 1 (face áspera)	3,6
Esponja 2 (face áspera)	3,6
Esponja 3 (face áspera)	3,7

Pode-se observar que a perda hídrica nas faces ásperas é maior do que nas outras faces das esponjas.

5 Discussões e conclusão

Através da revisão de literatura científica realizada foi possível identificar os principais usos relatados de perda hídrica mostrados na Tab. 4. Faz-se importante o registro de perda hídrica para monitoramento de exercícios físicos, pele afetada por diferentes doenças, teste de eficácia de suplementos alimentares e de fármacos, por exemplo. Esses usos permitem uma primeira análise dos públicos que podem ser beneficiados pelo equipamento.

A revisão de literatura científica também identificou diferentes métodos de registro de perda hídrica, seja por perda hídrica transepidérmica ou pela hidratação da pele. Dentre todos os métodos de registro, foi identificado que o método da câmara aberta é o mais utilizado nos estudos selecionados.

A busca de patentes permitiu verificar algumas características dos equipamentos que utilizam designs para medição de perda hídrica, porém muitas informações identificadas são semelhante às vistas na revisão de literatura científica. A principal característica identificada por algumas patentes é o registro simultâneo em diversas localidades do corpo para medição da perda hídrica

A análise dos diferentes fatores considerados importantes entre os designs identificados resultou na Matriz de Pugh da Fig. 14. Através da análise realizada se constatou que o método que melhor corresponde aos fatores e pesos utilizados é o da câmara aberta. A partir da Matriz de Pugh e das informações obtidas na busca de anterioridade realizou-se o desenho do diagrama funcional (Fig. 15), onde se é definido o mínimo produto viável.

A partir das necessidades de hardware para se utilizar o método da câmara aberta foi escolhido o sensor de umidade e temperatura SHT71 (a descrição do método se encontra no Apêndice A). A partir da análise de equipamentos que utilizam protocolos de comunicação sem fio, resolveu-se que o equipamento utilizará o protocolo de comunicação ANT. Dentre os kits de desenvolvimento para ANT, escolheu-se o D52DK2, que acabou não sendo utilizado neste trabalho, mas poderá ser utilizado em trabalhos futuros.

A conceitualização do equipamento levou ao seu desenho inicial, mostrado nas Fig. 16 e Fig. 17. O desenho inicial não pôde ser utilizado pela falta de tempo disponível para que a funcionalidade de transmissão sem fio fosse implementada, dessa forma o desenho do equipamento utilizado para a validação experimental é o mostrado na Fig. 18. Realizou-se também o mapeamento das funcionalidades para os componentes físicos na arquitetura do produto.

Um problema enfrentado no projeto foi a conexão com os sensores SHT71, pelo

motivo do espaçamento dos pinos. Esse problema pôde ser contornado com a confecção de um adaptador. A utilização de impressoras 3D para impressão dos adaptadores e da câmara aberta foram fundamentais para a prototipação do equipamento, assim como o la.

O algoritmo escrito teve que se comunicar com o sensor SHT71 por um protocolo específico do sensor. Foi necessário um entendimento profundo do tipo de comunicação que deveria ser feita com o sensor para se obter os dados de umidade e temperatura. A complexidade do protocolo não é elevada, não sendo necessário sincronismo e periodicidade.

A integração com o Laboratório de Projetos - ENC/FT/UnB e o Laboratório de Engenharia Biomédica - UnB foram de extrema importância e forneceram o suporte necessário na realização das atividades de impressão 3D e validação do equipamento.

O protótipo foi concluído e se realizou um experimento para sua validação. A parte experimental buscou simular a evaporação passiva que ocorre no processo de sudorese. Foi necessário o conhecimento sobre a Lei de Flick para que se pudesse construir e validar o equipamento da forma correta. O experimento possuiu duas limitações importantes: falta de medidor de umidade ambiente no laboratório de realização do experimento e indisponibilidade de uma balança com maior precisão. O peso medido pela balança digital não conseguiu identificar as mudanças causadas pela perda hídrica com precisão. Através da estimativa de perda de massa referente á perda hídrica, pode-se averiguar que a maior perda estimada foi de 3,7 mg, e a balança possui precisão de 1 g. Também foi possível perceber que houve maior perda hídrica pelas medições realizadas nas faces ásperas das esponjas, isso pode estar relacionado com o tipo de superfície (permitindo uma diferenciação entre superfícies de evaporação), mas também pode estar relacionados com o peso pré experimento apresentado. Realizou-se o cálculo da média das interpolações dos sinais de perda hídrica para as medições realizadas nas faces não ásperas e ásperas das esponjas, pôde-se então calcular a soma do quadrado das diferenças, que foi maior para as medições realizadas nas faces ásperas.

O trabalho desenvolvido nessa monografia buscou atingir os objetivos específicos definidos na introdução e foram utilizadas metodologias que permitissem isso.

5.1 Trabalhos futuros

Diversos trabalhos futuros ainda podem ser realizados para aprimoramento do equipamento prototipado. Primeiramente deve ser implementada a funcionalidade de comunicação sem fio. Deve ser dedicado um tempo especial para o entendimento do kit de desenvolvimento para programação do protocolo ANT. O kit de desenvolvimento deve se comunicar com o microcontrolador. Além disso deve ser programada a transmissão do

sinal de acordo com o protocolo ANT para que um receptor (inicialmente um computador pessoal) receba, grave e mostre ao usuário os dados da TEWL. O kit de desenvolvimento também permite comunicação pelo protocolo Bluetooth, que talvez possa ser um recurso adicional ao equipamento.

Planeja-se a realização de um financiamento coletivo (*crowdfunding*). O sucesso ou insucesso do *crowdfunding* irá viabilizar a produção do equipamento em maior escala. Para tal deverá ser escolhida uma plataforma para realização do *crowdfunding*, realizar a escrita do caso e definir público alvo. AS versões do produto com a hierarquia de importância das funcionalidades podem ser vistas na Fig. 15. Funcionalidades adicionais podem ser incrementadas dependendo do financiamento que será disponibilizado.

Busca-se futuramente a proteção de propriedade intelectual, assegurando o crédito pelo trabalho realizado. Deve-se assegurar proteção com relação a modelos de utilidades que sejam utilizados no trabalho (como por exemplo o adaptador feito para o sensor SHT71), assim como depósito de patente.

Referências

- BAKER, L. B. Sweating Rate and Sweat Sodium Concentration in Athletes: A Review of Methodology and Intra/Interindividual Variability. *Sports Med*, v. 47, n. Suppl 1, p. 111–128, Mar 2017. Citado 2 vezes nas páginas 81 e 83.
- BANDELOW, S. et al. The effects of exercise, heat, cooling and rehydration strategies on cognitive function in football players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, Wiley Online Library, v. 20, n. s3, p. 148–160, 2010. Citado na página 22.
- CERVONE, H. F. Applied digital library project management: Using pugh matrix analysis in complex decision-making situations. *OCLC Systems & Services: International digital library perspectives*, Emerald Group Publishing Limited, v. 25, n. 4, p. 228–232, 2009. Citado na página 28.
- CHEUVRONT, S. N. et al. Biological variation and diagnostic accuracy of dehydration assessment markers—. *The American journal of clinical nutrition*, Oxford University Press, v. 92, n. 3, p. 565–573, 2010. Citado na página 23.
- CHEUVRONT, S. N.; KENEFICK, R. W. Dehydration: physiology, assessment, and performance effects. *Comprehensive Physiology*, Wiley Online Library, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 24.
- CIAN, C. et al. Effects of fluid ingestion on cognitive function after heat stress or exercise-induced dehydration. *International Journal of Psychophysiology*, Elsevier, v. 42, n. 3, p. 243–251, 2001. Citado na página 22.
- EDMONDS, C. J.; BURFORD, D. Should children drink more water?: the effects of drinking water on cognition in children. *Appetite*, Elsevier, v. 52, n. 3, p. 776–779, 2009. Citado na página 23.
- HANSON, J. et al. The reliability of the physical examination to guide fluid therapy in adults with severe falciparum malaria: an observational study. *Malaria journal*, BioMed Central, v. 12, n. 1, p. 348, 2013. Citado na página 22.
- INTELLIGENCE, G. mhealth device listing. *GSMA Reports*, 2012. Citado na página 43.
- MCGARVEY, J. et al. Sensitivity and specificity of clinical signs for assessment of dehydration in endurance athletes. *British journal of sports medicine*, British Association of Sport and Exercise Medicine, p. bjsports53249, 2008. Citado na página 23.
- MONTAIN, S. J. Hydration recommendations for sport 2008. *Current sports medicine reports*, LWW, v. 7, n. 4, p. 187–192, 2008. Citado na página 22.
- NICHOLS, P. E. et al. Knowledge, attitudes, and behaviors regarding hydration and fluid replacement of collegiate athletes. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, v. 15, n. 5, p. 515–527, 2005. Citado na página 22.

- NILSSON, G. Measurement of water exchange through skin. *Medical and Biological Engineering and Computing*, Springer, v. 15, n. 3, p. 209–218, 1977. Citado na página 31.
- NOMURA, T. et al. Relationships between transepidermal water loss, cutaneous microcirculatory function and autonomic nervous activity. *Int J Cosmet Sci*, v. 39, n. 3, p. 275–283, Jun 2017. Citado na página 59.
- O'NEAL, E. K. et al. *Half-marathon and full-marathon runners' hydration practices and perceptions*. [S.l.]: National Athletic Trainers' Association, Inc, 2011. Citado na página 21.
- PAGAN, R. P.; SILVA, C. E. S. da; MELLO, C. H. P. Projeto conceitual no processo de desenvolvimento de produtos eletroeletrônicos: estudos de caso em empresas incubadas. *Revista Produção Online*, v. 13, n. 3, p. 1089–1117, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 11 e 29.
- PLESSIS, J. du et al. International guidelines for the in vivo assessment of skin properties in non-clinical settings: Part 2. transepidermal water loss and skin hydration. *Skin Res Technol*, v. 19, n. 3, p. 265–278, Aug 2013. Citado 3 vezes nas páginas 81, 82 e 83.
- PUGH, S. Total design: integrated methods for successful product engineering. Addison-Wesley Wokingham, 1991. Citado na página 28.
- SAÚDE, M. da. *Diretrizes metodológicas: elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médicos assistenciais*. [S.l.]: Ministério da Saúde Brasília, DF, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 28.
- SAWKA, M. N.; CHEUVRONT, S. N.; KENEFICK, R. W. Hypohydration and human performance: impact of environment and physiological mechanisms. *Sports Medicine*, Springer, v. 45, n. 1, p. 51–60, 2015. Citado na página 21.
- ULRICH, K. The role of product architecture in the manufacturing firm. *Research policy*, Elsevier, v. 24, n. 3, p. 419–440, 1995. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 30.
- VIVANTI, A. et al. Clinical assessment of dehydration in older people admitted to hospital: what are the strongest indicators? *Archives of gerontology and geriatrics*, Elsevier, v. 47, n. 3, p. 340–355, 2008. Citado na página 23.
- WIRELESS, A. *ANT compatible products listing*. 2018. Acessado: 22 de maio de 2018. Disponível em: <<https://www.thisisant.com/directory/>>. Citado na página 43.

Apêndices

APÊNDICE A – Revisão sobre métodos de avaliação de perda hídrica

Os métodos locais para se medir taxa de sudorese incluem higrometria e gravimetria. Com higrometria, ou com a técnica de cápsula de suor ventilada, o ar seco com uma temperatura conhecida é bombeado a uma vazão constante através de uma cápsula fixada na pele. A taxa de sudorese local (LSR) na superfície da pele sob a cápsula (aproximadamente de 1 a 20 cm²) é determinado a partir da alteração na temperatura e no teor de vapor de água do efluente em comparação com o ar influente da cápsula (BAKER, 2017).

A.1 Métodos de avaliação da TEWL

A pele funciona como uma barreira física que impede a perda de fluidos corporais e a penetração de substâncias (substâncias químicas) ou agentes infecciosos. Essa barreira de permeabilidade física reside principalmente no estrato córneo. A perda de água transepidermica (TEWL) e a hidratação da pele têm sido amplamente usadas como índices na avaliação da função de barreira da pele. A TEWL representa a difusão da água condensada pelo estrato córneo, enquanto a hidratação da pele reflete o conteúdo de água do estrato córneo. Uma função de barreira da pele alterada é marcada por uma TEWL elevada e foi observada em várias doenças de pele (por exemplo, dermatite atópica e psoríase) e estudos de perturbações experimentais (por exemplo, aplicações de solventes e detergentes). Além disso, valores elevados de TEWL em uma barreira cutânea alterada estão frequentemente correlacionados com a baixa hidratação do estrato córneo (PLESSIS *et al.*, 2013).

A perda de água transepidermica representa a permeação externa de água condensada através do estrato córneo por meio de difusão, mas exclui outras formas de perda de água, como a transpiração. A TEWL pode ser medida usando um método de câmara aberta ou método de câmara fechada. As câmaras abertas são abertas para a atmosfera circundante e são facilmente influenciadas pela convecção do ar externo e turbulência o que exige o uso de um escudo de tração para reduzir a convecção do ar. Os métodos de câmara fechada são modelos mais recentes nos quais a câmara de medição é envolvida pela atmosfera circundante e as medições não são influenciadas pela convecção externa do ar e pela turbulência (PLESSIS *et al.*, 2013).

A.1.1 Método de câmara aberta

A perda de água transepidérmica pode ser calculada medindo o gradiente de pressão de vapor de água na superfície da pele (VP), que é considerado constante na ausência de correntes externas de convecção. No método de câmara aberta, o gradiente de pressão de vapor de água é calculado medindo a diferença em de pressão entre dois pontos distintos alinhados perpendicularmente à superfície da pele. O gradiente de pressão de vapor de água é calculado como o produto de HR (umidade relativa) e VP saturado, que depende da temperatura. A umidade relativa é medida usando sensores capacitivos, enquanto a temperatura é medida com termistores rápidos, todos localizados na câmara de medição cilíndrica com extremidades abertas. Uma extremidade aberta é colocada na pele, enquanto a outra age como um escape para permitir que o vapor de água escape para a atmosfera. A medição com esses instrumentos é restrita a superfícies horizontais da pele devido à interferência da convecção natural do ar. No entanto, a medição contínua de TEWL é possível e tempos de medição mais longos (aproximadamente 30 segundos) são mais comumente usados (PLESSIS *et al.*, 2013).

A.1.2 Método de câmara fechada

Dois tipos de métodos de câmara fechada estão disponíveis, a saber, um método de câmara de condensador e um método de câmara fechada não ventilada. Com o método de câmara não ventilada, o cilindro de medição é fechado na parte superior. Quando colocado na pele, o vapor de água da pele se acumula na câmara e com o tempo a umidade na câmara aumenta, lentamente no início, e depois linearmente. A densidade de fluxo (quantidade de água difundida através do estrato córneo por unidade de distância e tempo) é calculada a partir da mudança na umidade relativa e temperatura ao longo do tempo. Devido ao acúmulo de vapor de água e umidade na câmara, esses instrumentos devem ser purgados após cada medição e não podem ser usados para medições contínuas. A purga é controlada pelo instrumento e pode levar entre 20 e 90 segundos, mas pode ser acelerada acenando o instrumento pelo ar. No geral, o tempo de medição dos instrumentos de câmara não ventilados e fechados é muito curto (menor do que 10 segundos). Existem alegações de alguns fabricantes de que a medição com instrumentos do tipo câmara fechada não é afetada pelo ângulo da sonda, mas vários estudos relataram uma dependência angular (PLESSIS *et al.*, 2013).

Com o método de câmara condensadora, o pequeno cilindro de medição é fechado no topo por um condensador. A temperatura no condensador é controlada abaixo do ponto de congelamento da água, criando um gradiente de umidade que causa a difusão da água para longe da superfície da pele. O gradiente é calculado a partir de dois valores de umidade com um localizado na parede da câmara e o outro no condensador. O condensador também remove o vapor de água que entra, condensando-o em gelo, possibilitando assim

medições contínuas (PLESSIS et al., 2013).

A.2 Métodos de avaliação da hidratação da pele

A hidratação da pele representa o teor de água do estrato córneo e é medida indiretamente. É bem conhecido que as propriedades elétricas da pele dependem do teor de água do estrato córneo. Se a pele é considerada como um resistor em paralelo com um capacitor em um modelo elétrico simples, esses dois componentes (resistência e capacitância) contribuem para a impedância total ou oposição elétrica a uma corrente alternada (resistência) aplicada na superfície da pele. A hidratação da pele é, portanto, medida como a impedância total aplicada à pele ou, alternativamente, como condutância elétrica ou capacitância (PLESSIS et al., 2013).

A.3 Outros métodos de avaliação de perda hídrica

Também existem as técnicas gravimétricas que envolvem a coleta de suor diretamente da superfície da pele (aproximadamente de 4 a 100 cm²) usando papel de filtro, esparadrapos absorventes, bolsas, luvas/meias de algodão, luvas de látex ou coletores de suor de plástico. Com esses métodos, a taxa de suor local é determinada a partir da mudança de massa do sistema de coleta (BAKER, 2017).

APÊNDICE B – Algoritmos escritos

B.1 Algoritmo escrito para envio da TEWL calculada para o notebook

```

#include <msp430g2553.h>
#include <legacymsp430.h>
#include <math.h>

#define SHT1_SCK BIT4
#define SHT1_DATA BIT5
#define SHT2_SCK BIT0
#define SHT2_DATA BIT3
#define T 2

void atraso(volatile unsigned int t);
void init_transmit(volatile unsigned int s);
void temp_command(volatile unsigned int s);
void humid_command(volatile unsigned int s);
void ack(volatile unsigned int s);
float temp_read(volatile unsigned int s);
float humid_read(volatile unsigned int s);
void ack_end(volatile unsigned int s);
float get_temp(volatile unsigned int s);
float get_humid(volatile unsigned int s, float temp);
float TEWL_calc(float temp1, float temp2, float humid1, float
    humid2);
void UART_config(void);
void UART_send(char a);
void UART_int_send(unsigned int a);
void UART_float_send(float a);

int main(void){

float temp1;
float humid1;
float temp2;

```

```

float humid2;
float TEWL;

WDICIL = WDIPW + WDIHOLD;           //para watch dog timer
BCSCTL1 = CALBC1_1MHZ; // Configura o MCLK para 1MHz
DCOCTL = CALDCO_1MHZ; // Configura o MCLK para 1MHz
P1DIR = 0;                           //inicializacao das saidas
    digitais
UART_config();
atraso(110);                           //atraso de 11 ms para o
    sht71 entrar em sleep mode

while(1){
temp1 = get_temp(1);
temp2 = get_temp(2);
atraso(8000);
humid1 = get_humid(1,temp1);
humid2 = get_humid(2,temp2);
atraso(8000);
TEWL = TEWL_calc(temp1,temp2,humid1,humid2);
UART_float_send(TEWL);
UART_send( '\n' );
}

return 0;
}

// Atraso de t*100 us
void atraso(volatile unsigned int t)
{
TACCR0 = 100-1;
TACTL |= TACLK;
TACTL = TASSEL_2 + ID_0 + MC_1;
while(t-->0)
{
while ((TACTL&TAIFG)==0);
TACTL &= ~TAIFG;
}
TACTL = MC_0;

```



```
}

void init_transmit(volatile unsigned int s){

uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

PIOUT &= ~(SHT_SCK); //SCK inicia em 0
PIOUT |= SHT_DATA; //DATA inicia em 1
P1DIR |= SHT_SCK + SHT_DATA; //saidas digitais
atraso(T);
PIOUT |= SHT_SCK; //SCK vai para 1
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_DATA); //DATA vai para 0
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK); //SCK vai para 0
atraso(T);
PIOUT |= SHT_SCK; //SCK vai para 1
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_DATA; //DATA vai para 1
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK); //SCK vai para 0
atraso(T);
}

void temp_command(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;
```

```

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1OUT &= ~(SHT_SCK + SHT_DATA);    //SCK e DATA iniciam em 0
atraso(T/2);
for(i=0;i<6;i++){
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
}
P1OUT |= SHT_DATA;                //DATA vai pra 1
for(i=0;i<2;i++){
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
}
P1DIR &= ~(SHT_DATA);            //DATA vira entrada digital
}

void humid_command(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;

```

```

}

PIOUT &= ~(SHT_SCK + SHT_DATA);    //SCK e DATA iniciam em 0
atraso(T/2);

for (i=0;i<5;i++){
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
}

PIOUT |= SHT_DATA;                    //DATA vai pra 1
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
PIOUT &= ~(SHT_DATA);                //DATA vai pra 0
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
PIOUT |= SHT_DATA;                    //DATA vai pra 1
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA);                //DATA vira entrada digital
}

void ack(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if (s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}

```

```

else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA);           //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
while((P1IN & SHT_DATA) != 0); //espera reconhecimento
}

float temp_read(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
char bit_data[17];
float int_data = 0;
float temp;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA);           //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);

for(i = 0; i < 2; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){ //dois primeiros bits
idle
bit_data[i] = '0';

```

```

}
else{
bit_data[i] = '0';
}
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
for(i = 2; i < 8; i++){
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){           //dois primeiros
    bits idle
bit_data[i] = '0';
}
else{
bit_data[i] = '1';
}
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}

PIOUT &= ~(SHT_DATA);    //DATA vai para 0
P1DIR |= SHT_DATA;      //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA);    //DATA vira entrada digital

for(i = 8; i < 16; i++){
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){           //dois primeiros
    bits idle
bit_data[i] = '0';
}
else{
bit_data[i] = '1';
}
}

```

```

P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
bit_data[i] = '\0';

for(i = 0; i < 16; i++){
int_data *= 2;
if (bit_data[i] == '1') int_data += 1;
}

temp = -39.7 + 0.01*int_data;

return(temp);
}

float humid_read(volatile unsigned int s, float temp){
volatile unsigned int i;
char bit_data[17];
float int_data = 0;
float humid;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA);           //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);

for(i = 0; i < 4; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);

```

```

if (((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros bits
    idle
    bit_data[i] = '0';
}
else{
    bit_data[i] = '0';
}
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
for(i = 4; i < 8; i++){
    PIOUT |= SHT_SCK;
    atraso(T/2);
    if (((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros
        bits idle
        bit_data[i] = '0';
    }
    else{
        bit_data[i] = '1';
    }
    PIOUT &= ~(SHT_SCK);
    atraso(T/2);
}

PIOUT &= ~(SHT_DATA); //DATA vai para 0
P1DIR |= SHT_DATA; //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA); //DATA vira entrada digital

for(i = 8; i < 16; i++){
    PIOUT |= SHT_SCK;
    atraso(T/2);
    if (((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros
        bits idle
        bit_data[i] = '0';
    }
}

```

```

else{
bit_data[i] = '1';
}
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
bit_data[i] = '\0';

for(i = 0; i < 16; i++){
int_data *= 2;
if (bit_data[i] == '1') int_data += 1;
}

humid = -2.0468 + 0.0367*int_data - 0.0000015955*int_data*
    int_data;
humid = (temp-25)*(0.01+0.00008*int_data)+humid;

return(humid);
}

void ack_end(volatile unsigned int s){
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1OUT |= SHT_DATA;           //DATA vai para 1
P1DIR |= SHT_DATA;         //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);

```



```
}
```

```
float get_temp(volatile unsigned int s){
```

```
float temp;
```

```
init_transmit(s);
```

```
temp_command(s);
```

```
ack(s);
```

```
temp = temp_read(s);
```

```
ack_end(s);
```

```
return(temp);
```

```
}
```

```
float get_humid(volatile unsigned int s, float temp){
```

```
float humid;
```

```
init_transmit(s);
```

```
humid_command(s);
```

```
ack(s);
```

```
humid = humid_read(s, temp);
```

```
ack_end(s);
```

```
return(humid);
```

```
}
```

```
float TEWL_calc(float temp1, float temp2, float humid1, float  
    humid2){
```

```
float temp_K;
```

```
float D;
```

```
float deltaP;
```

```
float deltaX;
```

```
float TEWL;
```

```
temp_K = (temp1+273.15+temp2+273.15)/2;
```

```
D = 0.0929*18*powf(temp_K/300,1.75)/(8.314*temp_K);
```

```
deltaP = (133.315558*powf(10,8.07131-1730.63/(233.426+temp2))*  
    humid2/100)-(133.315558*powf(10,8.07131-1730.63/(233.426+  
    temp1))*humid1/100);
```

```

deltaX = 0.028; //medido em metro
TEWL = D*deltaP/deltaX;

return(TEWL);
}

void UART_config(void){ // Configura o modulo UART para
    comunicacao com o computador
P1SEL2 = P1SEL = BIT1+BIT2; // Configura os pinos P1.1 e P1.2
    para uso do modulo UART
UCA0CTL0 = 0; // Modulo UART com 8 bits de dados e um de STOP,
    sem bits de paridade, e enviando na ordem LSB->MSB
UCA0CTL1 = UCSSEL_2; // Modulo UART usa SMCLK como clock, sem
    usar enderecos, sem transmitir de breaks, sem entrar no modo
    de hibernacao, e sem detectar erros
UCA0BR0 = 6; // Baud rate de 9600
UCA0BR1 = 0; // Baud rate de 9600
UCA0MCTL = UCBRF_8 + UCOS16; // Baud rate de 9600
}

void UART_send(char a){ // Transmite um byte via UART
while((IFG2&UCA0TXIFG)==0); // Espera o modulo UART estar pronto
    para transmissao
UCA0TXBUF = a; // Transmite byte
}

void UART_int_send(unsigned int a){ // Transmite, via UART, em
    ASCII, as casas decimais de um numero inteiro sem sinal
if(a==0) // Se a entrada e igual a zero,
{
UART_send('0'); // Transmite o caracter '0'
return;
}
unsigned int pot=1; // Calcula a quantidade de casas decimais do
    numero de entrada
while(pot<=a) pot *= 10;
pot /= 10;
while(pot>0) // Para cada casa decimal
{

```

```
UART_send((a/pot)+'0'); // Transmite, via UART, em ASCII, a
    maior casa decimal do numero
a %= pot; // Elimina esta casa decimal
pot /= 10; // Atualiza a casa
}
}
```

```
void UART_float_send(float a){
int intpart;
int decpart;

if(a < 0){
UART_send('-');
intpart = (int) -a;
UART_int_send(intpart);
UART_send('.');
decpart = round(-a*100)-intpart*100;
if(decpart >= 10){
UART_int_send(decpart);
}
else{
UART_send('0');
UART_int_send(decpart);
}
}
else{
intpart = (int) a;
UART_int_send(intpart);
UART_send('.');
decpart = round(a*100)-intpart*100;
if(decpart >= 10){
UART_int_send(decpart);
}
else{
UART_send('0');
UART_int_send(decpart);
}
}
}
```

B.2 Algoritmo escrito para o envio de temperatura e umidade dos dois sensores para o notebook

```

#include <msp430g2553.h>
#include <legacymsp430.h>
#include <math.h>

#define SHT1_SCK BIT4
#define SHT1_DATA BIT5
#define SHT2_SCK BIT0
#define SHT2_DATA BIT3
#define T 2

void atraso(volatile unsigned int t);
void init_transmit(volatile unsigned int s);
void temp_command(volatile unsigned int s);
void humid_command(volatile unsigned int s);
void ack(volatile unsigned int s);
float temp_read(volatile unsigned int s);
float humid_read(volatile unsigned int s);
void ack_end(volatile unsigned int s);
float get_temp(volatile unsigned int s);
float get_humid(volatile unsigned int s, float temp);
void UART_config(void);
void UART_send(char a);
void UART_int_send(unsigned int a);
void UART_float_send(float a);

int main(void){

float temp1;
float humid1;
float temp2;
float humid2;
float TEWL;

WDICIL = WDIPW + WDIHOLD; //para watch dog timer
BCSCTL1 = CALBC1_1MHZ; // Configura o MCLK para 1MHz
DCOCTL = CALDCO_1MHZ; // Configura o MCLK para 1MHz

```

```

P1DIR = 0; //inicializacao das saidas
           digitais
UART_config();
atraso(110); //atraso de 11 ms para o
             sht71 entrar em sleep mode

while(1){
temp1 = get_temp(1);
UART_float_send(temp1);
UART_send( '\n' );
temp2 = get_temp(2);
UART_float_send(temp2);
UART_send( '\n' );
atraso(8000);
humid1 = get_humid(1,temp1);
UART_float_send(humid1);
UART_send( '\n' );
humid2 = get_humid(2,temp2);
UART_float_send(humid2);
UART_send( '\n' );
atraso(8000);
UART_send( '\n' );
UART_send( '\n' );
}

return 0;
}

// Atraso de t*100 us
void atraso(volatile unsigned int t)
{
TACCR0 = 100-1;
TACTL |= TACLRL;
TACTL = TASSEL_2 + ID_0 + MC_1;
while(t--)
{
while((TACTL&TAIFG)==0);
TACTL &= ~TAIFG;
}
}

```

```

TACTL = MC_0;
}

void init_transmit(volatile unsigned int s){

uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1OUT &= ~(SHT_SCK); //SCK inicia em 0
P1OUT |= SHT_DATA; //DATA inicia em 1
P1DIR |= SHT_SCK + SHT_DATA; //saidas digitais
atraso(T);
P1OUT |= SHT_SCK; //SCK vai para 1
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_DATA); //DATA vai para 0
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK); //SCK vai para 0
atraso(T);
P1OUT |= SHT_SCK; //SCK vai para 1
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_DATA; //DATA vai para 1
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK); //SCK vai para 0
atraso(T);
}

void temp_command(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

```

```

if (s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

PIOUT &= ~(SHT_SCK + SHT_DATA);    //SCK e DATA iniciam em 0
atraso(T/2);
for (i=0;i<6;i++){
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
}
PIOUT |= SHT_DATA;                //DATA vai pra 1
for (i=0;i<2;i++){
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
}
P1DIR &= ~(SHT_DATA);    //DATA vira entrada digital
}

void humid_command(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if (s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;

```

```

SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1OUT &= ~(SHT_SCK + SHT_DATA);    //SCK e DATA iniciam em 0
atraso(T/2);

for (i=0;i<5;i++){
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
}

P1OUT |= SHT_DATA;                //DATA vai pra 1
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
P1OUT &= ~(SHT_DATA);            //DATA vai pra 0
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
P1OUT |= SHT_DATA;                //DATA vai pra 1
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA);            //DATA vira entrada digital
}

void ack(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;

```



```

}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA);    //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
while((P1IN & SHT_DATA) != 0); //espera reconhecimento
}

float temp_read(volatile unsigned int s){
volatile unsigned int i;
char bit_data[17];
float int_data = 0;
float temp;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA);    //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);

for(i = 0; i < 2; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){ //dois primeiros bits
idle

```

```

bit_data[i] = '0';
}
else{
bit_data[i] = '0';
}
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
for(i = 2; i < 8; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){ //dois primeiros bits
    idle
bit_data[i] = '0';
}
else{
bit_data[i] = '1';
}
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}

P1OUT &= ~(SHT_DATA); //DATA vai para 0
P1DIR |= SHT_DATA; //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA); //DATA vira entrada digital

for(i = 8; i < 16; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if(((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 2)){ //dois primeiros bits
    idle
bit_data[i] = '0';
}
else{
bit_data[i] = '1';
}

```

```
}
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
bit_data[i] = '\0';

for(i = 0; i < 16; i++){
int_data *= 2;
if (bit_data[i] == '1') int_data += 1;
}

temp = -39.7 + 0.01*int_data;

return(temp);
}

float humid_read(volatile unsigned int s, float temp){
volatile unsigned int i;
char bit_data[17];
float int_data = 0;
float humid;
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

P1DIR &= ~(SHT_DATA); //DATA vira entrada digital
atraso(T/2);

for(i = 0; i < 4; i++){
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
```

```

if((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros bits
    idle
    bit_data[i] = '0';
}
else{
    bit_data[i] = '0';
}
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
for(i = 4; i < 8; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros bits
    idle
    bit_data[i] = '0';
}
else{
    bit_data[i] = '1';
}
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}

P1OUT &= ~(SHT_DATA); //DATA vai para 0
P1DIR |= SHT_DATA; //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
P1OUT &= ~(SHT_SCK);
P1DIR &= ~(SHT_DATA); //DATA vira entrada digital

for(i = 8; i < 16; i++){
P1OUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
if((P1IN & SHT_DATA) == 0) || (i < 4)){ //dois primeiros bits
    idle
    bit_data[i] = '0';
}

```

```

else{
bit_data[i] = '1';
}
PIOUT &= ~(SHT_SCK);
atraso(T/2);
}
bit_data[i] = '\0';

for(i = 0; i < 16; i++){
int_data *= 2;
if (bit_data[i] == '1') int_data += 1;
}

humid = -2.0468 + 0.0367*int_data - 0.0000015955*int_data*
int_data;
humid = (temp-25)*(0.01+0.00008*int_data)+humid;

return(humid);
}

void ack_end(volatile unsigned int s){
uint16_t SHT_SCK;
uint16_t SHT_DATA;

if(s == 1){
SHT_SCK = SHT1_SCK;
SHT_DATA = SHT1_DATA;
}
else{
SHT_SCK = SHT2_SCK;
SHT_DATA = SHT2_DATA;
}

PIOUT |= SHT_DATA; //DATA vai para 1
P1DIR |= SHT_DATA; //DATA vira saida digital
atraso(T/2);
PIOUT |= SHT_SCK;
atraso(T/2);
PIOUT &= ~(SHT_SCK);

```

```
}

```

```
float get_temp(volatile unsigned int s){
float temp;
```

```
init_transmit(s);
temp_command(s);
ack(s);
temp = temp_read(s);
ack_end(s);
```

```
return(temp);
}
```

```
float get_humid(volatile unsigned int s, float temp){
float humid;
```

```
init_transmit(s);
humid_command(s);
ack(s);
humid = humid_read(s, temp);
ack_end(s);
```

```
return(humid);
}
```

```
void UART_config(void){ // Configura o modulo UART para
    comunicacao com o computador
P1SEL2 = P1SEL = BIT1+BIT2; // Configura os pinos P1.1 e P1.2
    para uso do modulo UART
UCA0CTL0 = 0; // Modulo UART com 8 bits de dados e um de STOP,
    sem bits de paridade, e enviando na ordem LSB->MSB
UCA0CTL1 = UCSSEL_2; // Modulo UART usa SMCLK como clock, sem
    usar enderecos, sem transmitir de breaks, sem entrar no modo
    de hibernacao, e sem detectar erros
UCA0BR0 = 6; // Baud rate de 9600
UCA0BR1 = 0; // Baud rate de 9600
UCA0MCTL = UCBRF_8 + UCOS16; // Baud rate de 9600
}
```

```
void UART_send(char a){ // Transmite um byte via UART
while((IFG2&UCA0TXIFG)==0); // Espera o modulo UART estar pronto
    para transmissao
UCA0TXBUF = a; // Transmite byte
}

void UART_int_send(unsigned int a){ // Transmite, via UART, em
    ASCII, as casas decimais de um numero inteiro sem sinal
if(a==0) // Se a entrada e igual a zero,
{
UART_send('0'); // Transmite o caracter '0'
return;
}
unsigned int pot=1; // Calcula a quantidade de casas decimais do
    numero de entrada
while(pot<=a) pot *= 10;
pot /= 10;
while(pot>0) // Para cada casa decimal
{
UART_send((a/pot)+'0'); // Transmite, via UART, em ASCII, a
    maior casa decimal do numero
a %= pot; // Elimina esta casa decimal
pot /= 10; // Atualiza a casa
}
}

void UART_float_send(float a){
int intpart;
int decpart;

if(a < 0){
UART_send('-');
intpart = (int) -a;
UART_int_send(intpart);
UART_send('.');
decpart = round(-a*100)-intpart*100;
if(decpart >= 10){
UART_int_send(decpart);
```

```
}  
else{  
UART_send('0');  
UART_int_send(decpart);  
}  
}  
else{  
intpart = (int) a;  
UART_int_send(intpart);  
UART_send('.');  
decpart = round(a*100)-intpart*100;  
if(decpart >= 10){  
UART_int_send(decpart);  
}  
else{  
UART_send('0');  
UART_int_send(decpart);  
}  
}  
}
```