

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM PROJETO E PROCESSOS
DE FABRICAÇÃO

Área de concentração: Projeto e Processos de Fabricação

Dissertação de Mestrado

DESENVOLVIMENTO DE UM
DISPLAY BRAILLE DE BAIXO CUSTO

Juliano Varella D'Avila

Passo Fundo

2021



Juliano Varella D'Avila

DESENVOLVIMENTO DE UM
DISPLAY BRAILLE DE BAIXO CUSTO

Orientador: Prof. Dr. Márcio Walber
Co-orientador: Prof. Dr. Jocarly P. de Souza

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Projeto e Processos de Fabricação da Universidade de Passo Fundo, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Projeto e Processos de Fabricação.

Passo Fundo
2021

CIP – Catalogação na Publicação

D259d D'Avila, Juliano Varella
Desenvolvimento de um display braille de baixo custo
[recurso eletrônico] / Juliano Varella D'Avila. – 2021.
2.2 MB ; PDF.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Walber.
Coorientador: Prof. Dr. Jocarly P. de Souza.
Dissertação (Mestrado em Projeto e Processos de
Fabricação) – Universidade de Passo Fundo, 2021.

1. Processos de fabricação. 2. Tecnologia assistiva.
3. Display Braille. 4. Inclusão social. 5. Acessibilidade.
I. Walber, Márcio, orientador. II. Souza, Jocarly
Patrocínio de, coorientador. III. Título.

CDU: 621

Juliano Varella D'Avila

DESENVOLVIMENTO DE UM
DISPLAY BRAILLE DE BAIXO CUSTO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Projeto e Processos de Fabricação da Universidade de Passo Fundo, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Projeto e Processos de Fabricação.

Data de aprovação:

Os componentes da Banca examinadora abaixo aprovaram a Dissertação:

Professor Doutor Márcio Walber
Orientador

Professor Doutor Jocarly Patrocínio de Souza
Co-orientador

Professor Doutor Adriano Luis Toazza
Universidade de Passo Fundo

Professor Doutor Carlos Edmundo Abreu Lima Ipar
Universidade de Passo Fundo

Professor Doutor Luiz Antônio Rasia
Universidade Regional do Noroeste do Estado do RS

*Aos meus pais, que proporcionaram
e incentivaram a minha educação.
À minha família, pela motivação
para a realização deste trabalho.*

AGRADECIMENTOS

Meus sinceros agradecimentos a todos os que contribuíram direta e indiretamente para a realização deste trabalho.

Um agradecimento especial à minha querida esposa Ana Lúcia Rosa D'Avila, cujo trabalho como especialista em educação especial, na área da deficiência visual, inspirou-me a realizar este trabalho.

Minha gratidão à Associação Passofundense de Cegos – APACE, pelo grande auxílio e incentivo, em especial aos amigos Everton de Souza, pedagogo dedicado ao ensino do Braille e Fábio Flores, presidente da APACE, por doarem tempo e atenção, sempre com leveza e camaradagem, facilitando imensamente o andamento da pesquisa.

Ao meu orientador, Professor Dr. Márcio Walber, que além de orientar com maestria, também me passou a confiança e a tranquilidade necessárias, mesmo quando surgiram imprevistos no caminho.

Ao meu co-orientador, Professor Jocarly Patrocínio de Souza, pelo incentivo e pelas importantes contribuições durante a composição da dissertação.

Ao meu bom amigo Rodrigo Batista Busato, do Núcleo de Eletrônica da UPF, pelas imprescindíveis contribuições para a montagem dos circuitos eletrônicos que embasaram esta pesquisa, dotado de paciência chinesa e grande conhecimento técnico, porém sempre movido pelo mais fino e debochado bom humor, além das muitas canecas de café que abasteceram incontáveis trocas de ideias.

A esta prestigiosa instituição, Universidade de Passo Fundo, e todos os seus colaboradores, por proporcionarem não apenas para mim, mas também para milhares de alunos e profissionais, a possibilidade de crescimento através da educação, fomentando a mais de cinquenta anos o desenvolvimento desta região.

*“Se, a princípio, a ideia não é absurda,
então não há esperança para ela.”*

(Albert Einstein)

RESUMO

Atualmente, para a maioria dos deficientes visuais, os displays Braille são aparelhos caros. Uma proposta para ampliar o acesso a essa tecnologia assistiva, permitiria a inclusão social dos cegos com baixo poder aquisitivo, o que seria possível com um dispositivo capaz de unir eficácia, portabilidade e facilidades para fabricação em larga escala. Para atender a essas exigências, foram aplicadas duas fases de uma metodologia de projetos, partindo das especificações de projeto até obter o conceito. Logo após, realizaram-se experimentos com o auxílio de deficientes visuais, viabilizando a montagem de um protótipo, atendendo ao conceito e requisitos de projeto, para avaliação da eficácia. Os desafios encontrados durante o processo experimental, conduziram a um resultado inovador, porque foi criada uma forma mais objetiva de comunicação em Braille por meio da informática, aplicando elementos conhecidos, porém a partir de outro ponto de vista. Este projeto é viável porque permite a produção em larga escala, usando componentes comerciais disponíveis e minimizando o custo de fabricação de um dispositivo alternativo, cujo protótipo teve sua eficácia validada.

Palavras-chave: Display Braille. Tecnologia Assistiva. Inclusão Social. Metodologia de Projetos.

ABSTRACT

Currently, for most visually impaired people, Braille displays are expensive devices. A proposal to expand access to this assistive technology, would allow the social inclusion of blind people with low purchasing power, which would be possible with a device capable of combining efficiency, portability and facilities for large-scale manufacturing. To meet these requirements, two phases of a project methodology were applied, starting from the project specifications until obtaining the concept. Soon after, experiments were carried out with the help of the visually impaired, enabling the assembly of a prototype, meeting the concept and design requirements, to evaluate the effectiveness. The challenges encountered during the experimental process led to an innovative result, because a more objective form of communication in Braille was created through informatics, applying known elements, but from another point of view. This project is viable because it allows large-scale production, using commercially available components and minimizing the cost of manufacturing an alternative device, whose prototype has had its effectiveness validated.

Keywords: Braille Display. Assistive Technology. Social Inclusion. Project Methodology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Celas Braille para leitura e escrita	24
Figura 2 – Alfabeto Braille.....	25
Figura 3 – Reglete e punção para escrita manual em Braille	25
Figura 4 – Máquina de escrever em Braille	26
Figura 5 – Cella Braille de oito pontos	26
Figura 6 –Display Braille comercial	28
Figura 7 – Cella Braille piezoelétrica e display Braille portátil	28
Figura 8 – Módulo Braille piezoelétrico e sua amplificação mecânica	29
Figura 9 – O efeito SME em ligas SMA	30
Figura 10 – Estrutura da cela SMA e circuito equivalente	31
Figura 11 – Pino com molas de SMA	32
Figura 12 – Conceito do atuador HC-DE.....	33
Figura 13 – Etapas de fabricação do sistema HC-DE.....	34
Figura 14 – Conceito, protótipo e imagens comparativas do HC-DE	35
Figura 15 – Composição da matriz Braille de IPMC.....	36
Figura 16 – Princípio de funcionamento do sistema de IPMC.....	36
Figura 17 – Protótipo do <i>BrailleRing</i> e carrossel interno	37
Figura 18 – Comparativo do sistema convencional com o <i>BrailleRing</i>	38
Figura 19 – Princípio de funcionamento e conceito do <i>SmartTouch</i>	40
Figura 20 – Protótipo do <i>SmartTouch</i>	40
Figura 21 – Protótipo do <i>Finger-Eye</i>	41
Figura 22 – Mecanorreceptores	42
Figura 23 – Campos receptivos	43
Figura 24 – Dados gerais sobre os mecanorreceptores.....	44
Figura 25 – Experimento com Braille.....	44
Figura 26 – Potencial de ação.....	45
Figura 27 – Fluxograma do método de desenvolvimento de projetos.....	46
Figura 28 – Etapas de trabalho segundo a metodologia aplicada.....	48
Figura 29 – Fluxograma do desenvolvimento do projeto	49
Figura 30 – Linha mestra	50
Figura 31 – Função global, entradas e saídas.....	57

Figura 32 – Fluxograma das subfunções a partir da função global	58
Figura 33 – Organograma dos critérios.....	70
Figura 34 – Conceito do projeto	73
Figura 35 – Fluxograma dos experimentos para a montagem do protótipo.....	75
Figura 36 – Sistema de inicial utilizado no experimento.....	78
Figura 37 – Projeto da matriz de eletrodos inicial.....	79
Figura 38 – Imagem da matriz de eletrodos inicial	81
Figura 39 – Mão do voluntário na matriz de eletrodos.....	85
Figura 40 – Modelo elétrico dos experimentos iniciais.....	86
Figura 41 – Desenho dos conjuntos de eletrodos experimentais.....	93
Figura 42 – Imagem das cinco matrizes propostas.....	93
Figura 43 – Diagramas do novo circuito sensibilizador	94
Figura 44 – Imagem do circuito sensibilizador	96
Figura 45 – Conceito final do dispositivo proposto.....	97
Figura 46 – Modelo elétrico final	98
Figura 47 – Diagrama eletrônico do produto	103

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Objetivos	21
Quadro 2 – Desvantagens dos atuadores com partes móveis.....	39
Quadro 3 – Comentários sobre tecnologias para DB.....	41
Quadro 4 – Dificuldades técnicas	42
Quadro 5 – Quesitos relativos ao desenvolvimento do conceito.....	51
Quadro 6 – Lista de requisitos.....	53
Quadro 7 – Considerações e justificativas dos requisitos	53
Quadro 8 – Abstração	55
Quadro 9 – Matriz morfológica de soluções	61
Quadro 10 – Avaliação qualitativa das soluções.....	63
Quadro 11 – Combinação dos princípios de solução.....	64
Quadro 12 – Lista de concepções alternativas	65
Quadro 13 – Seleção das variantes de soluções	67
Quadro 14 – Listagem quantificada dos critérios.....	69
Quadro 15 – Pontuação para avaliação das soluções.....	70
Quadro 16 – Avaliação de atendimento aos requisitos.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Cálculos para avaliação das duas variantes.....	71
Tabela 2 – Medidas da densidade de corrente da matriz inicial.....	84
Tabela 3 – Medidas da densidade de corrente com o protótipo finalizado.....	98
Tabela 4 – Experimentos sobre a eficácia do protótipo.....	100
Tabela 5 – Comparativo do consumo energético	101

LISTA DE SIGLAS

APACE	Associação Passofundense de Cegos
A/D	Conversão Analógica para Digital
AL	Adaptação Lenta
AR	Adaptação Rápida
ASCII	Código padrão americano para intercâmbio de informações
AT	Alta Tensão
CPU	Unidade Central de Processamento
BT	Baixa Tensão
DB	Display Braille
DE	Elastômero Dielétrico
DV	Deficiente Visual
EAP	Polímeros Eletromecanicamente Ativos
ERF	Fluido Eletroreológico
GPS	Sistema de Posicionamento Global
HC-DE	Elastômero Dielétrico Hidrostaticamente Acoplado
INPI	Instituto Nacional da Propriedade Industrial
I/O	Entrada/Saída de informações binárias
IPMC	Compósito Polímero-Metal Iônico
LASER	Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação
Li-Ion	Íon-Lítio
MEMS	Sistemas micro-eletromecânicos
MOSFET	Transistor de Efeito de Campo Metal-Óxido-Semicondutor
NiTi	Liga de Níquel-Titânio
NTC	Resistor com Coeficiente Negativo de Temperatura

OCR	Reconhecimento Óptico de Caracteres
OMS	Organização Mundial da Saúde
PCI	Placa de Circuito Impresso
PDMS	Polidimetilsiloxano
PIC	Controlador de Interface Programável
PMR	Potencial da Membrana em Repouso
PVA	Acetato de Polivinila
PWM	Modulação por Largura de Pulso
RISC	Computador com um conjunto reduzido de instruções
RMS	Valor quadrático médio ou eficaz
SMA	Liga de memória de forma
SMD	Dispositivos Montados em Superfície
SME	Efeito de memória de forma
SNC	Sistema Nervoso Central
TA	Tecnologia Assistiva
TPDT	Limiar da discriminação entre dois pontos
UNESCO	Organização das Nações Unidas para Educação, Ciência e Cultura
UPF	Universidade de Passo Fundo
USB	Barramento Serial Universal
VDI	Associação de Engenheiros Alemães
WiFi	Sistema padrão IEEE 802.11 para comunicação sem fios

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Amperes
mA	Miliamperes
$\mu\text{A}/\text{mm}^2$	Microamperes por milímetros quadrados
nA/mm^2	Nanoamperes por milímetros quadrados
μF	Micro Farads
g	Gramas
h	Horas
Hz	Hertz
kHz	Quilo Hertz
$\text{k}\Omega$	Quilo Ohms
$\text{M}\Omega$	Mega Ohms
cm	Centímetros
mm	Milímetros
μm	Micrômetros
mm^2	Milímetros quadrados
R\$	Reais
s	Segundo
U\$	Dólares americanos
V	Volt
mV	Milivolts
mW	Mili Watts
$^{\circ}\text{C}$	Graus Célsius
%	Por cento
\varnothing	Diâmetro
$\sum g_i$	Somatório dos fatores de ponderação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	Justificativa	20
1.2	Objetivos do trabalho	20
1.2.1	Objetivo geral	20
1.2.2	Objetivos específicos.....	20
1.3	Metodologia da pesquisa	21
1.4	Estrutura do documento	22
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1	Resumo biográfico de Louis Braille	23
2.2	O sistema Braille	24
2.3	O código de Abreu	26
2.4	A compatibilidade dos códigos de Abreu e ASCII	26
2.5	Displays Braille comerciais	27
2.6	Outras formas de sensibilização com partes móveis	29
2.6.1	Atuadores de SMA.....	29
2.6.2	Atuadores de EAP	32
2.6.2.1	<i>Atuadores de EAP tipo HC-DE</i>	33
2.6.2.2	<i>Atuadores de EAP tipo IPMC</i>	35
2.6.3	Atuação mecânica disposta em anel.....	37
2.7	Desvantagens dos atuadores com partes móveis	38
2.8	Sensibilização sem partes móveis	39
2.8.1	Estimulação eletrocutânea: sistema <i>SmartTouch</i>	39
2.8.2	Estimulação eletrocutânea: sistema <i>Finger-Eye</i>	40
2.9	Desafios técnicos	41
2.10	Funcionamento da percepção tátil	42
2.11	Metodologia de projeto	45
2.12	Metodologia para validação do protótipo	47
2.13	Conclusão da revisão	47
3	DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	48
3.1	Planejamento do produto	50
3.1.1	Participação dos voluntários	51
3.1.2	Lista de requisitos	52

3.2	Desenvolvimento do conceito	54
3.2.2	Elaboração da estrutura de funções.....	56
3.2.3	Matriz morfológica de soluções	60
3.2.4	Avaliação qualitativa das soluções.....	62
3.2.5	Avaliação quantitativa das soluções	69
3.2.6	Definição do conceito.....	73
4	EXPERIMENTOS PARA A MONTAGEM DO PROTÓTIPO	74
4.1	Diretrizes para a montagem do sistema inicial	75
4.1.1	Forma de onda.....	76
4.1.2	Amplitude de tensão.....	77
4.2	Montagem do sistema inicial.....	77
4.2.1	Matriz de eletrodos inicial	79
4.2.2	Considerações sobre a frequência	81
4.2.2.1	<i>Limitações sensoriais</i>	<i>82</i>
4.2.2.2	<i>Efeito pelicular.....</i>	<i>82</i>
4.2.2.3	<i>Efeito da velocidade de leitura</i>	<i>83</i>
4.2.3	Determinação da frequência	83
4.3	Medições da densidade de corrente com a matriz inicial.....	84
4.4	Modelo elétrico	85
4.5	Experimentos iniciais da eficácia de leitura	86
4.5.1	Limiar da discriminação entre dois pontos.....	87
4.6	Primeira adequação do sistema	88
4.6.1	Pontos extrassensíveis na pele	89
4.7	Segunda adequação do sistema	90
4.7.1	Análise dimensional da matriz inicial	90
4.7.2	Análise para a adequação funcional da matriz.....	91
4.7.3	Implementação da matriz modificada	92
4.7.4	Segunda adequação do circuito sensibilizador	94
4.8	Finalização do protótipo	95
4.8.1	Definição da matriz de eletrodos	96
5	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	97
5.1	Conceito final.....	97
5.2	Medições com o protótipo finalizado.....	98
5.2.1	Comparativo com trabalhos anteriores.....	99

5.2.2	Comparativo entre as matrizes inicial e final	100
5.3	Eficácia	100
5.4	Consumo energético	101
5.5	Estimativa de custo.....	102
5.5.1	Pré-projeto	102
5.6	Comparativo do projeto com os resultados.....	104
5.7	Possibilidades de inovação	107
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	109
6.1	Sugestões para trabalhos futuros.....	110
REFERÊNCIAS.....		111
APÊNDICES		114

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, existem 39 milhões de pessoas cegas e 253 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência visual, segundo a Organização Mundial da Saúde (ONU NEWS, 2021).

Conforme Felicetti et al. (2017), os deficientes visuais devem exercer, em condições de igualdade, os direitos e deveres que lhes assegurem a cidadania. Para isso, podem utilizar recursos diferenciados, que facilitem ou promovam o desenvolvimento de habilidades funcionais e, conseqüentemente, a inclusão social, entre as quais se destacam as Tecnologias Assistivas (TA).

A educação é a base para a inclusão social, porém o seu acesso se dá através da leitura de textos, que para os cegos é possível pela leitura tátil do código Braille ou por áudio, utilizando as TA tanto para impressão de textos em alto relevo, com impressoras Braille, quanto com a sonorização sintetizada de textos eletrônicos através de *softwares*, dispensando a necessidade de impressão, agilizando o acesso, reduzindo custos e otimizando a preservação do meio ambiente. Entretanto, o acesso à literatura por pessoas cegas continua acontecendo, prioritariamente, por meio do sistema Braille (SANTOS, et al., 2016). Nesse contexto, Sá; Campos; Silva (2007) destacam que o acesso dos deficientes visuais à informática é tão revolucionário quanto a invenção do próprio sistema Braille, sendo realizado empregando as denominadas linhas ou displays Braille (DB).

Os displays Braille modernos são tecnologias assistivas que viabilizam não apenas o acesso a textos sem a necessidade da impressão em papel, mas também digitação de textos em teclado Braille incorporado, permitindo inclusive a comunicação via internet. Entretanto, Sá; Campos; Silva (2007) citam que os DB são caros e raros, enquanto para Sarkar et al. (2013), os aprimoramentos tecnológicos modernos não são facilmente acessíveis às pessoas com deficiência visual devido ao seu alto custo e menor portabilidade.

A dificuldade de acesso à informática para a educação e a comunicação, especialmente por meio da escrita e da leitura em Braille, inviabiliza a obtenção de empregos ou de melhores colocações profissionais às pessoas cegas, criando barreiras econômicas que impedem o acesso às tecnologias assistivas que servem, justamente, para o rompimento dessas mesmas barreiras, gerando assim um círculo vicioso de exclusão social. Sobre essa dificuldade, Sarkar; Das; Rudrapal (2013) enfatizaram que se tornou bastante necessário desenvolver um sistema Braille portátil, rápido e de baixo custo para pessoas com deficiência visual.

Prioritariamente, esse dispositivo precisa ser eficaz na sensibilização tátil dos usuários, o que implica diretamente em garantir a eficácia na transmissão das informações para o usuário

a partir do respectivo equipamento de informática, tratando-se, portanto, de uma interface eletrônica homem-máquina.

Considerando ainda que o custo final de um produto tende a ser inversamente proporcional à respectiva escala de produção, a desejada redução desse custo exige facilidades técnicas que contribuam para a fabricação massiva, resultando como exigência natural de projeto a utilização de componentes abundantes no mercado, pois o uso de partes especiais implicaria no desenvolvimento adicional delas, o que eventualmente pode elevar o custo e limitar a escala produtiva.

Ao encontro dessas questões, o presente trabalho objetiva ampliar o acesso dos deficientes visuais à informática, através do sistema Braille, propondo o estudo de uma nova TA para deficientes visuais, desenvolvendo um conceito alternativo de display Braille eficaz, portátil e com custo reduzido.

A ampliação do acesso exige a compatibilização dessa interface com os dispositivos de informação atualmente mais difundidos, como os *smartphones*, *tablets* e *laptops*, aparelhos portáteis e de baixo consumo. Dessa forma, é altamente desejável que uma interface capaz de eventualmente interagir com os dispositivos atuais, apresente dimensões, massa e demanda energética equivalentes.

Logo, devido a tais complexidades das relações técnicas e econômicas para o desenvolvimento de um projeto capaz de solucionar harmonicamente aos quesitos elencados acima, viabilizando necessariamente a produção industrial massiva, buscou-se a metodologia para desenvolvimento de projetos de produtos, proposta por Pahl et al. (2005).

Ao seguir o caminho proposto pelo método aplicado nesta pesquisa, resultou em um conceito que demandou adequações durante os experimentos para a montagem do protótipo, resultando em uma solução técnica surpreendentemente otimizada no que tange à forma de comunicação em Braille, criando um dispositivo capaz de não apenas realizar o desejado interfaceamento homem-máquina com eficácia, portabilidade e baixo custo, como também possibilitando o seu uso em nível educacional.

1.1 Justificativa

Hoje, mesmo com a disponibilidade de diversas TA, o acesso dos deficientes visuais à informática ainda encontra dificuldades, gerando problemas para o deficiente visual e seus familiares, sobretudo para aqueles com baixo poder aquisitivo. Ler, estudar ou trabalhar por meio de aparelhagens que apresentam alto custo de aquisição está ao alcance de poucos privilegiados, ou então segregados aos raros locais de atendimento ao público, que talvez disponham desse tipo de tecnologia, até onde os deficientes visuais terão que se deslocar, porém lutando contra as suas restrições de mobilidade urbana. Logo, é necessário o desenvolvimento de um novo conceito de dispositivo para o acesso à leitura informatizada em Braille, porém unindo eficácia, portabilidade e principalmente baixo custo.

1.2 Objetivos do trabalho

A seguir serão apresentados os objetivos gerais e específicos, os quais serão guias para o desenvolvimento deste trabalho.

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um novo display Braille, como alternativa aos existentes no mercado.

1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos são:

1. Analisar os sistemas existentes, coletando tanto os elementos que contribuam, quanto os que devem ser corrigidos ou evitados, no projeto alternativo;
2. Desenvolver o projeto conceitual, com o emprego de um procedimento metodológico adequado ao projeto de produto;
3. Validar um protótipo, avaliando ensaios com voluntários cegos;
4. Avaliar a viabilidade econômica para a produção do dispositivo.

Visando facilitar o entendimento, o Quadro 1 apresenta uma breve explicação de cada objetivo proposto neste trabalho.

Quadro 1 – Objetivos

Objetivo Geral	Os projetos atuais resultaram em dificuldade de acesso aos produtos, mas contêm elementos positivos a serem mantidos, bem como problemas a solucionar ou evitar, demandando um projeto alternativo.
Objetivo Específico 1	O conhecimento dos sistemas atuais, destacando os elementos positivos e os que precisam de correção, viabiliza a realização de um novo projeto.
Objetivo Específico 2	O método de desenvolvimento de produtos proposto por Pahl et al. (2005) apresenta ferramentas para a busca de um conceito alternativo.
Objetivo Específico 3	A testagem de um protótipo a partir do novo conceito, possibilita tanto a análise dos resultados quanto a continuidade do seu desenvolvimento.
Objetivo Específico 4	O levantamento e cotação dos componentes para manufatura do dispositivo, para avaliação da viabilidade econômica.

Fonte: Autor (2021)

1.3 Metodologia da pesquisa

Visando a eficiência para atingir os objetivos propostos anteriormente, foram definidas algumas etapas consideradas cruciais para o desenvolvimento do trabalho:

- **Primeira Etapa:** Realizar uma revisão bibliográfica sobre os DB existentes no mercado atual e também as propostas inovadoras com potencial futuro; analisar seus princípios de funcionamento, levantando as vantagens e desvantagens, relativas à: portabilidade, consumo energético, eficiência e facilidade para fabricação, para realizar a confrontação entre as tecnologias de DB, comparando seus princípios de funcionamento com formas alternativas de sensibilização tátil.
- **Segunda Etapa:** Aplicar o método de desenvolvimento de produto proposto por Pahl et al. (2005) com o objetivo de selecionar uma alternativa viável técnica e economicamente para ser produzida.
- **Terceira Etapa:** Realizar experimentos com o auxílio de um ou mais deficientes visuais para a montagem de um protótipo, a partir da alternativa selecionada pelo método de desenvolvimento de produto. Uma vez concluído o protótipo, realizar experimentos para a validação. Apresentar a discussão e as considerações sobre dos resultados.

- **Quarta Etapa:** A partir do protótipo, será feita uma estimativa da viabilidade econômica da produção, a partir de uma listagem dos componentes para a produção do produto final.

1.4 Estrutura do documento

Este trabalho está dividido em seis tópicos principais com seus respectivos subcapítulos:

Capítulo 1 – Trata dos assuntos iniciais relacionados ao desenvolvimento deste estudo, tais como justificativa e objetivos.

Capítulo 2 – Contém um resumo dos sistemas de leitura tátil e a revisão bibliográfica em que são apresentadas tanto a tecnologia dominante dos displays Braille existentes no mercado, quanto as propostas inovadoras com potencial futuro. Também, há análise dos princípios de funcionamento, levantando as vantagens e as desvantagens quanto à: portabilidade, consumo energético e eficiência.

Capítulo 3 – Apresenta a aplicação das duas primeiras fases da metodologia de desenvolvimento de produtos, proposta por Pahl et al. (2005), até a definição do conceito.

Capítulo 4 – Apresenta os ensaios para o levantamento de parâmetros e as adequações de montagem para o desenvolvimento do protótipo.

Capítulo 5 – Apresenta e discute os resultados dos ensaios para a validação do protótipo. Compara os resultados obtidos com trabalhos anteriores. Realiza o levantamento do custo dos materiais para a produção do produto.

Capítulo 6 – Apresenta as considerações e conclusões finais.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Como esta pesquisa busca desenvolver o conceito de um dispositivo economicamente acessível para leitura informatizada em Braille, podendo evoluir para soluções inovadoras, então este capítulo considera a base teórica necessária. Inicialmente, é apresentado o conceito básico da comunicação tátil, com um breve resumo biográfico de Louis Braille, inventor desse importante sistema de leitura e escrita, sendo apresentadas as características básicas do sistema Braille e do código de Abreu, as tecnologias assistivas disponíveis comercialmente, e também as propostas mais avançadas para a leitura tátil informatizada. Na sequência, são apresentados os procedimentos metodológicos tanto para o projeto do produto quanto para a validação do protótipo.

2.1 Resumo biográfico de Louis Braille

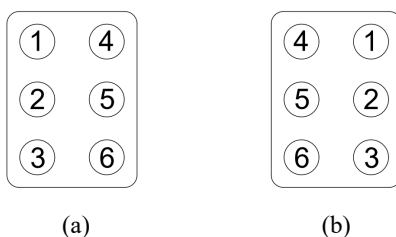
Conforme Jiménez et al., (2009), Louis Braille (1809-1852) nasceu em 4 de janeiro, na França, em um pequeno município agrícola denominado Coupvray, localizado a 30 quilômetros de Paris. Com três anos de idade, feriu o olho direito com uma ferramenta de sapateiro, enquanto brincava na oficina de seu pai. O olho esquerdo de Louis ficou inflamado, aparentemente devido à oftalmia simpática subsequente, então ele perdeu a visão naquele olho. Aos cinco anos, Louis Braille ficou completamente cego. Ele é considerado o inventor de um sistema de escrita tátil que leva seu nome, o sistema Braille. Esse sistema revolucionário permitiu que os cegos acessassem a cultura escrita e, portanto, pode ser considerado um grande avanço na qualidade de vida dos cegos. O precursor imediato da invenção do sistema Braille foi o alfabeto criado por Charles Barbier de la Serre (1767-1841), criador de uma linguagem tátil projetada para uso militar e secreto, que já utilizava codificação por pontos em alto relevo, porém se tratava de um código formado por doze pontos, considerado muito extenso, o que provavelmente inviabilizou a difusão dessa técnica nos meios militares. Louis Braille, tendo tido contato com la Serre e seu alfabeto, reconhecido por ser um estudante brilhante e com diversas habilidades intelectuais e manuais, concluiu a transformação do alfabeto de la Serre para o alfabeto Braille em 1825, quando tinha apenas 16 anos. Iniciou sua carreira de professor com 19 anos e logo após, em 1829, conseguiu publicar a primeira edição do seu novo sistema de leitura e escrita, sendo esse alfabeto praticamente o mesmo usado atualmente. Faleceu em 6 de janeiro de 1852, com 43 anos, por complicações em decorrência da tuberculose que adquiriu aos 26. Levou muito tempo para o sistema Braille ser reconhecido e implantado como método de leitura e escrita para

pessoas cegas em todo o mundo. Porém, em 1950, a UNESCO universalizou efetivamente o alfabeto Braille e o reconheceu em 2005 como uma “língua vital da comunicação, tão legítima quanto todas as outras línguas do mundo”.

2.2 O sistema Braille

O sistema Braille baseia-se na combinação de seis pontos que representam 63 símbolos gráficos, como o alfabeto, números e outros. Nele, esses 6 pontos formam uma matriz constituída de duas colunas verticais de três pontos, denominada cela Braille (SÁ et al., 2007).

Figura 1 – Celas Braille para leitura e escrita



Fonte: Adaptado de qconcursos.com

A leitura do Braille é feita com os dedos das duas mãos, percorrendo os pontos da esquerda para a direita. Já a escrita pode ser desempenhada por meio de uma reglete e punção, ou da máquina de escrever Braille.

Na cela Braille (Figura 1a) a coluna da esquerda possui os pontos 1, 2 e 3, e a da direita os pontos 4, 5 e 6. Na escrita com a reglete a cela é invertida (Figura 1b), produzindo os pontos na ordem da leitura (MOSQUERA, 2010).

Na Figura 2, é apresentado o alfabeto em Braille, constituído pela disposição universal dos 63 sinais simples desse sistema.

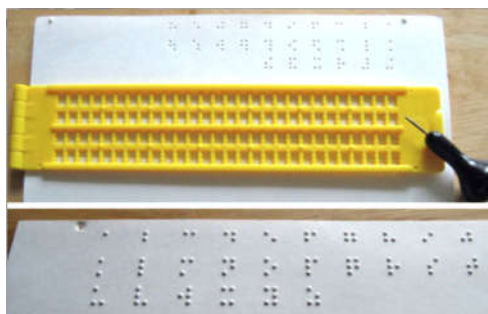
No centro da Figura 3, temos uma reglete amarela e uma punção preta, constituídas de material termoplástico, em que acima aparece a escrita em baixo relevo no verso da folha de papel, e no detalhe abaixo a frente da mesma folha de papel escrita em alto relevo.

Figura 2 – Alfabeto Braille

1ª série - série superior - utiliza os pontos superiores 1245	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j
2ª série é resultante da adição do ponto 3 a cada um dos sinais da 1ª série	k	l	m	n	o	p	q	r	s	t
3ª série é resultante da adição dos pontos 3 e 6 aos sinais da 1ª série	u	v	x	y	z	ç	é	á	è	ú
4ª série é resultante da adição do ponto 6 aos sinais da 1ª série	â	ê	î	ô	ù	â	ñ/ï	ü	õ	ò/w
5ª série é formada pelos sinais da 1ª série posicionados na parte inferior da cela	,	;	:	Sinal de Divisão	?	!	=	“ ”	*	o (grau)
6ª série é formada com a combinação dos pontos 3456	í	ã	ó	Sinal de Alg.	Ponto Final ou Apóstrofo - (bifen)					
7ª série é formada por sinais que utilizam os pontos da coluna direita da cela (456)	(4)	(45)	Barra Vertical	(5)	Sinal de Maiúscula	\$	(6)			

Fonte: Sá et al. (2007)

Figura 3 – Reglete e punção para escrita manual em Braille



Fonte: (ESCOLA DA ILHA, 2021)

O movimento de perfuração deve ser realizado da direita para a esquerda para produzir a escrita em relevo de forma não espelhada. Esse processo de escrita tem a desvantagem de ser lento, devido à perfuração de cada ponto, exigindo boa coordenação motora e dificultando a correção de erros (SÁ et al., 2007).

Na Figura 4, é apresentada uma máquina de escrever em Braille, na qual é possível ler o que está sendo escrito, pois o texto já sai em alto relevo com a face para o usuário.

Figura 4 – Máquina de escrever em Braille



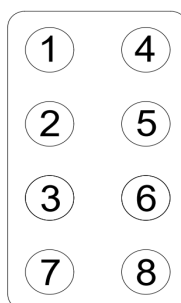
Fonte: (ESCOLA DA ILHA, 2021)

2.3 O código de Abreu

Um código de oito pontos foi introduzido na Espanha por Gabriel Abreu, um professor de música cego, com o objetivo de ler e escrever notações musicais com mais facilidade. O código de Abreu foi oficialmente reconhecido pelo Conservatório Real de Música e Oratória da Espanha, em 1855, como um sistema apropriado para ensinar música aos cegos, e o autor recebeu direitos reais de patente (ALLER, 1990 apud DIXON, 2007).

A cela usando oito pontos (Figura 5), oferecendo 255 combinações, possibilitou tanto a escrita de sinais musicais quanto texto.

Figura 5 – Cella Braille de oito pontos



Fonte: Adaptado de personal.psu.edu

2.4 A compatibilidade dos códigos de Abreu e ASCII

A introdução da tecnologia baseada em computadores, ampliou as opções disponíveis para os usuários do Braille. No início da década de 1970, as impressoras Braille triformaçã tornaram-se disponíveis e capazes de gravar Braille de oito pontos. As impressoras triformaçã

adicionaram um sétimo e oitavo pontos à célula em Braille, expandindo assim o código para oito bits, que poderia exibir 256 combinações (CRANMER, 2000 apud DIXON, 2007). Embora essas não tenham sido as primeiras máquinas capazes de gravar Braille, elas foram as primeiras unidades conhecidas que poderiam produzir uma versão expandida do Código ASCII-Braille da América do Norte.

O ASCII é um código universal de sete bits para caracteres usados pelos computadores, que consiste em 128 caracteres (0-127). É composto por letras maiúsculas e minúsculas, números, sinais de pontuação, alguns símbolos especiais e alguns caracteres de controle, possuindo 95 caracteres imprimíveis. Logo, quando mais pontos estão disponíveis, a adição dos pontos sete e/ou oito a alguns dos caracteres gera um símbolo Braille exclusivo para cada valor em ASCII, e os seus 95 caracteres imprimíveis podem assim ser representados por uma única cela cada. Logo, tornam-se dispensáveis as celas adicionais para representar letras maiúsculas, a gama completa de sinais de pontuação ou outros símbolos ASCII que não têm representação no Braille literário (DIXON, 2007).

2.5 Displays Braille comerciais

Segundo Blazie (2000) apud Yeh et al. (2008), Schaefer e Schonherr desenvolveram o primeiro display Braille mecânico comercial em meados da década de 1970 na Alemanha, onde esse DB utilizava solenoides que tinham a tendência de travar na presença de poeira. Schaefer abriu uma empresa chamada METEC e começou a produzir displays Braille piezoelétricos, no final dos anos 1980.

Conforme Velázquez e Pissaloux (2007), a maioria dos dispositivos táteis disponíveis comercialmente é DB piezoelétricos, em que a cela Braille, que representa um único caractere, consiste em oito pinos de contato. Na configuração padrão do Braille, os pinos são espaçados a 2,54 mm e são capazes de produzir movimentos verticais de 0,7 mm. Cada pino produz uma força de 0,17 N a 6 Hz. Comercialmente, cada célula custa em torno de 40 dólares, mas o custo não é o único inconveniente quando estão previstas aplicações adicionais de um número significativo de células Braille.

Na Figura 6a, é apresentado um display comercial com 40 celas (ou caracteres), em que acima da linha de leitura é possível observar um teclado para digitação em Braille. Enquanto a Figura 6b ilustra a proporção das celas comparadas ao dedo do usuário.

Figura 6 – Display Braille comercial

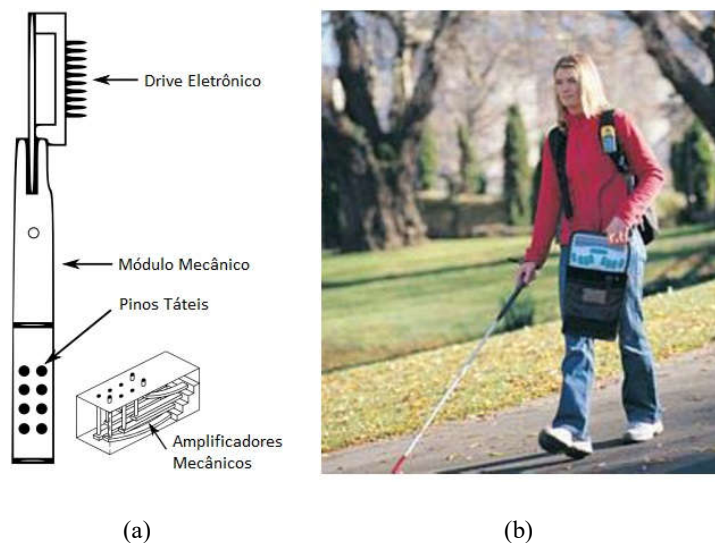


Fonte: bridges-canada.com

Segundo Velázquez e Pissaloux (2007), como a tecnologia piezoelétrica apresenta limitação no deslocamento em curso linear, são necessários amplificadores mecânicos. Eles são implementados como um módulo oneroso adicional conectado aos pinos de contato que podem comprometer a capacidade e a portabilidade da integração (Figura 7a).

Conforme Human Ware (2007) apud Velázquez e Pissaloux (2007), a portabilidade dos DB é definida por dispositivos de 1kg de peso: 25 cm x 15,5 cm x 5 cm (Figura 7b).

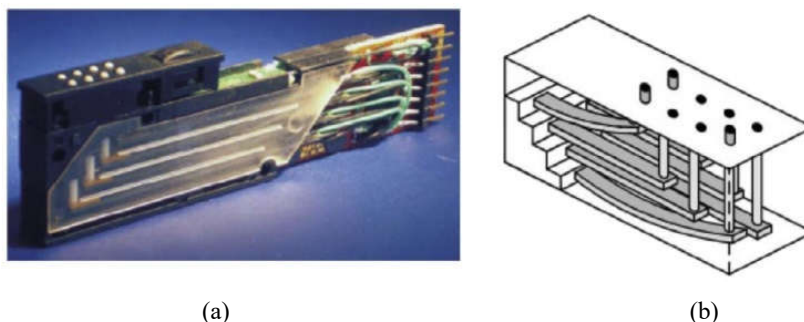
Figura 7 – Cella Braille piezoelétrica e display Braille portátil



Fonte: Adaptado de Velázquez e Pissaloux (2007)

Recentemente Holanda et al. (2018) propuseram uma nova TA, num artigo em que apresentam a imagem fotográfica de uma célula piezoelétrica real, produzida pela companhia alemã METEC-AG, incluindo também uma representação dos amplificadores mecânicos em ação (Figura 8).

Figura 8 – Módulo Braille piezoelétrico e sua amplificação mecânica



Fonte: Holanda et al. (2018)

2.6 Outras formas de sensibilização com partes móveis

Conforme Velázquez e Pissaloux (2007), a estimulação tátil pode ser alcançada com várias tecnologias de atuação diferentes. Os já explorados incluem eletromagnéticos como solenoides e bobinas de voz, pneumáticos, SMA, EAP e ERF. Cada uma dessas abordagens tem suas próprias vantagens e desvantagens, devido às variações entre largura de banda em frequência, força exercida, capacidade de integração e custo, porém nenhuma delas foi considerada ideal para displays táteis.

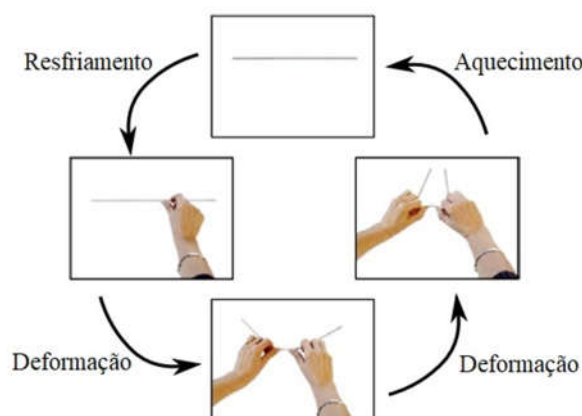
Todas essas tecnologias mencionadas acima apresentam uma característica em comum: são dedicadas a realizar o deslocamento vertical de pinos para cima e para baixo, que representam os pontos das celas Braille, utilizando como alimentação a energia elétrica, ou seja, tratam-se de atuadores eletromecânicos que apresentam formas diferentes de atuação devido aos princípios físicos distintos para a conversão da energia elétrica em energia cinética. Portanto, serão apresentadas adiante outras tecnologias.

2.6.1 Atuadores de SMA

Desde sua descoberta no final dos anos 1960, as ligas com memória de forma ou SMA, especialmente as de níquel-titânio ou NiTi, atraíram muita atenção da pesquisa e da indústria para aplicações inovadoras, particularmente como elementos ativos dos atuadores. Esse sucesso é baseado em vantagens como tamanho compacto, alta relação potência/peso, alta resistência à fadiga pelo movimento cíclico, livre de faíscas, operação silenciosa, com suas propriedades únicas de superelasticidade e efeito de memória de forma ou SME (IKUTA, 1990 apud VELÁZQUEZ e PISSALOUX, 2007).

A Figura 9 mostra que o efeito de memória de forma ou SME, ocorre como resultado de uma transformação dependente da temperatura entre duas fases sólidas, a fase de austenita em alta temperatura e a fase de martensita em baixa temperatura. A fase austenítica contém a forma memorizada ou predefinida. Quando resfriado para fase martensítica, o material apresenta rigidez muito baixa. É bastante maleável e pode ser facilmente deformado em uma nova forma, que ele mantém. Quando aquecido, o material volta ao seu estado austenítico, forma original pré-deformada (VELÁZQUEZ e PISSALOUX, 2007).

Figura 9 – O efeito SME em ligas SMA



Fonte: Adaptado de Velázquez e Pissaloux (2007)

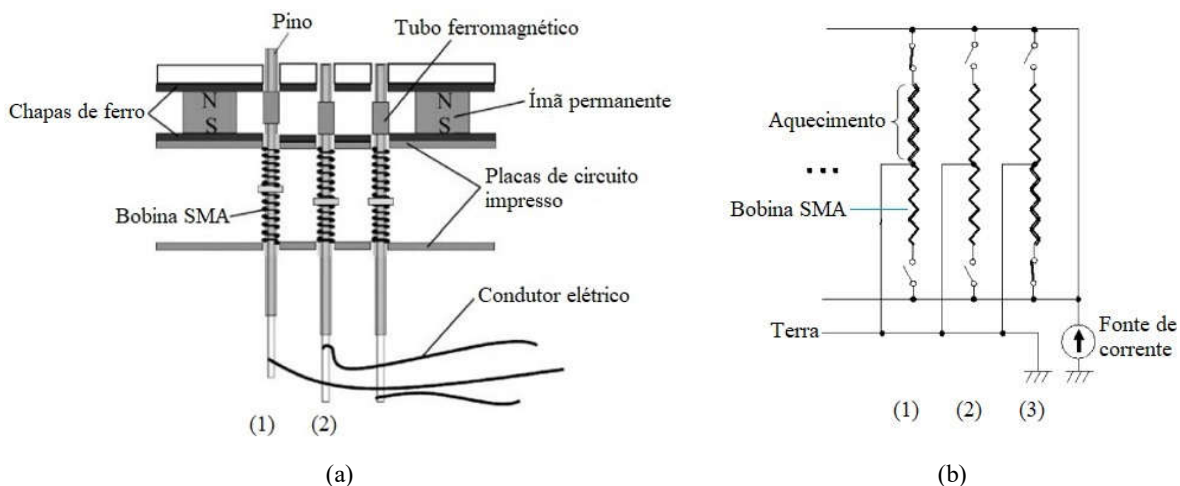
Haga et al. (2005) propõem um DB com atuadores dotados de um par antagonista de microbobinas, ou molas, de SMA, com travamento magnético por imãs permanentes. Os autores consideraram que a dinâmica dos pinos Braille gera deslocamento e energia suficientes e o mecanismo é simples porque o atuador de microbobina SMA pode ser acionado por corrente elétrica que flui diretamente no SMA sem precisar aquecimento ou refrigeração, assim o consumo de energia é reduzido pelo uso de mecanismos de trava magnética.

Dessa forma, Haga et al. (2005) descrevem o princípio de funcionamento conforme a Figura 9a, em que a estrutura da cela de um DB é apresentada. Microbobinas, ou molas, de SMA são fixadas entre duas placas de circuito impresso e pinos de metal devidamente isolados são inseridos dentro de cada bobina SMA. As bobinas SMA são comprimidas até atingirem o comprimento de memorização de forma. Correntes elétricas fluem através das bobinas SMA via circuitos elétricos existentes nas placas de circuito impresso. Cada bobina SMA é aterrada no meio do pino, então correntes elétricas fluem independentemente para cima ou para baixo da metade da bobina SMA, fornecidas pelos circuitos das placas de circuito impresso. O circuito

equivalente é mostrado na Figura 10b, em que a metade da bobina SMA é comprimida quando o pino está na posição inferior, como representado em (1) da Figura 10b. Quando uma corrente elétrica flui na parte inferior da bobina SMA, como demonstrado em (3) da Figura 10b, essa parte se estende e empurra o pino para cima, como representado em (1) da Figura 10a. Quando o pino se move para cima o tubo de material ferromagnético (Ni) fixado no pino é atraído magneticamente e se fixa na chapa de ferro superior que está magnetizada pelos ímãs permanentes.

Portanto, a posição superior do pino é mantida mesmo se a corrente for cortada, como demonstrado em (1) da Figura 10 (a) e cujo circuito equivalente corresponde à (2) da Figura 10 (b). Inversamente, o pino é empurrado para baixo quando a corrente elétrica flui na metade superior da bobina SMA, vencendo a força do travamento magnético e travando-se na posição oposta, então novamente a posição do pino é mantida mesmo quando a corrente é cortada.

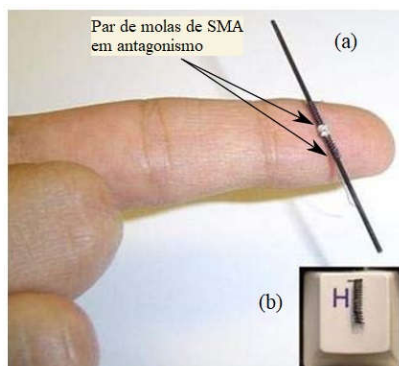
Figura 10 – Estrutura da cela SMA e circuito equivalente



Fonte: Adaptado de Haga, et al. (2005)

A fotografia das Figuras 11 (a) e 11 (b), apresentadas por Velázquez e Pissaloux (2007), demonstram comparativamente as dimensões reais desse tipo de atuador para DB.

Figura 11 – Pino com molas de SMA



Fonte: Adaptado de Velázquez e Pissaloux (2007)

Haga et al. (2005) concluem que o desenvolvimento de DB baseados em molas de SMA proporciona economia energética devido ao travamento magnético, apresentando um deslocamento vertical de 1 mm com mais de 0,008 kgf, exigindo corrente de acionamento de 300 mA para o tempo de resposta de 1 s e proporcionando diminuição na quantidade de fios para acionamento. Desse modo, Velázquez e Pissaloux (2007) estimam a corrente necessária para o acionamento desses atuadores de SMA em aproximadamente 200 mA para tensões variando entre 5 V à 12 V.

2.6.2 Atuadores de EAP

Conforme Chakraborti et al. (2012), existem na literatura, muitos tipos diferentes de polímeros eletromecanicamente ativos ou EAP, sendo que dentre esses diversos tipos, os elastômeros dielétricos ou DE, estão entre os que apresentam as maiores relações de tensão de resposta por densidade de energia aplicada. Os mesmos autores consideram que dentro da ampla gama de materiais que são capazes de produzir uma atuação em resposta a um estímulo, os EAP parecem representar o maior potencial. Dessa forma, serão apresentados adiante dois trabalhos, em que o primeiro trata de um DB baseado em um tipo especial de elastômero, o elastômero dielétrico hidrostáticamente acoplado ou HC-DE e o outro trata da aplicação de um EAP iônico ou compósito polímero-metal iônico (IPMC).

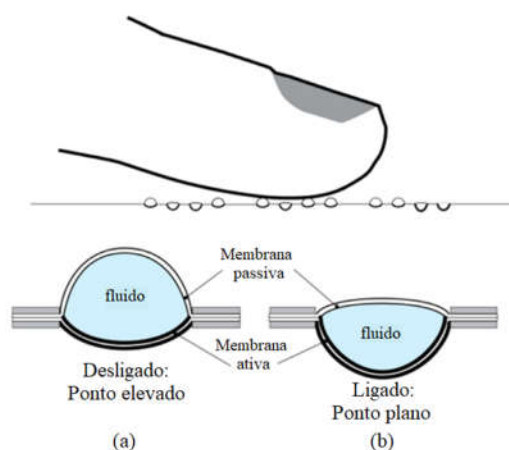
2.6.2.1 Atuadores de EAP tipo HC-DE

Frediani; Busfield; Capri (2018) estudaram, para a ativação de telas portáteis em Braille atualizáveis, um elastômero eletroativo que faz parte de uma grande família de materiais denominada EAP, chamado de elastômero dielétrico ou DE. A tecnologia de atuadores DE em geral oferece propriedades atrativas em termos de grande capacidade de tensionamento, rapidez, operação estável e silenciosa, compacta, leve, tolerante a impactos, baixo consumo energético e não sobreaquece.

O conceito desse tipo de atuador para displays Braille é baseado em um tipo particular de tecnologia DE chamada de atuação com elastômero dielétrico hidrostáticamente acoplado (HC-DE), que geralmente são compostos de fluidos incompressíveis acoplando mecanicamente uma camada ativa de DE com outra camada passiva que ficará em contato com a carga mecânica, que nesse caso é o dedo do usuário.

A Figura 12 ilustra a atuação dessa tecnologia, em que na Figura 12 (a) o atuador está desenergizado, então o fluido gera uma bolha pressionando a camada mais fina e elástica da membrana dielétrica passiva para cima, criando uma informação em alto relevo a ser percebida pelo usuário. Enquanto na Figura 12 (b), o atuador foi acionado por meio da energização da membrana ativa, que se expande permitindo que a pressão sobre a membrana passiva diminua a ponto de a bolha encolher e ficar baixa.

Figura 12 – Conceito do atuador HC-DE

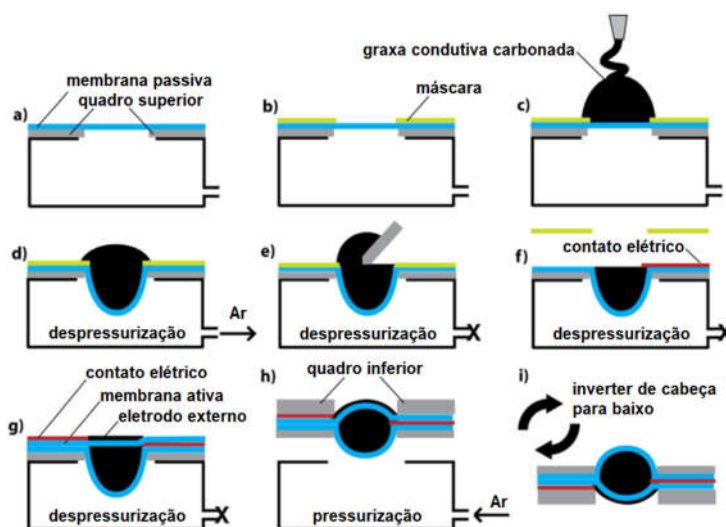


Fonte: Adaptado de Frediani; Busfield; Capri (2018)

Para a realização dos experimentos, Frediani; Busfield; Capri (2018) utilizaram quatro modelos distintos de membranas comerciais de elastômero acrílico, série VHB, da empresa 3M.

Assim, detalha, na Figura 13, o que seriam as etapas para a produção da tela Braille com atuadores de elastômeros dielétricos hidrostaticamente acoplados. Na Figura 13 (a), a membrana passiva já foi colada previamente ao quadro superior de suporte, que possui furos circulares, nos quais as celas Braille devem estar posicionadas, e ambos foram colocados sobre uma câmara de vácuo. Na figura 13 (b), foi colocada uma máscara. Na Figura 13 (c), é depositada uma gota de graxa condutiva à base de carbono. Na Figura 15 (d), a câmara de vácuo despressuriza, puxando a gota de graxa condutiva para dentro. Na Figura 13 (e), é retirado o excesso de graxa raspando a máscara. Na Figura 13 (f), a máscara é retirada para a aplicação de um contato elétrico interno. Na Figura 13 (g), a membrana ativa é aplicada, e logo após outro contato elétrico é aplicado, mas para haver contato flexível na região hidrostática é aplicada pequena quantidade de graxa condutiva, funcionando como eletrodo externo. Na Figura 13 (h), foi aplicado o quadro de suporte inferior e logo após pressurizada a câmara de vácuo, soltando o conjunto. Na Figura 13 (i), o conjunto é invertido de cabeça para baixo, apresentando a posição correta de funcionamento, conforme apresentado na Figura 12.

Figura 13 – Etapas de fabricação do sistema HC-DE

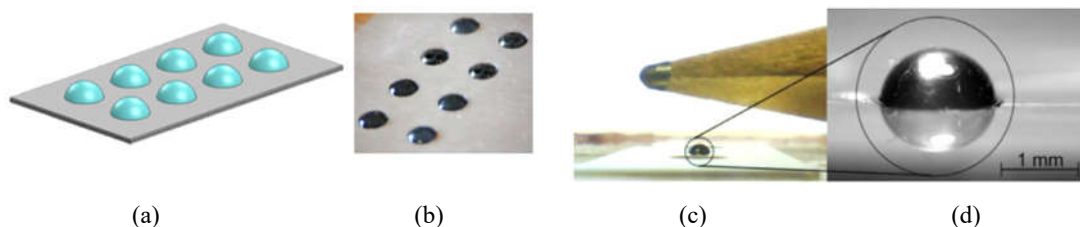


Fonte: Adaptado de Frediani; Busfield; Capri (2018)

Em sua conclusão, Frediani; Busfield; Capri (2018) consideram que esse novo conceito para pontos Braille atualizáveis com linhas múltiplas pode ser portátil e acessível, apesar de ser uma técnica carente de otimização, que utilizou materiais, ferramentas e procedimentos novos. Isso porque, enquanto os protótipos permitiram demonstrar os conceitos de funcionalidade propostos, eles também requerem melhoramentos futuros, o que inclui a necessidade de processamento de elastômeros mais adequados como filmes finos e usá-los para

a montar estruturas multicamadas que deveriam ser extensivamente caracterizadas em termos de ciclo de vida. A Figura 14 ilustra o conceito (a), o protótipo (b) e as comparações dimensionais (c) e (d), apresentados por Frediani; Busfield; Capri (2018).

Figura 14 – Conceito, protótipo e imagens comparativas do HC-DE



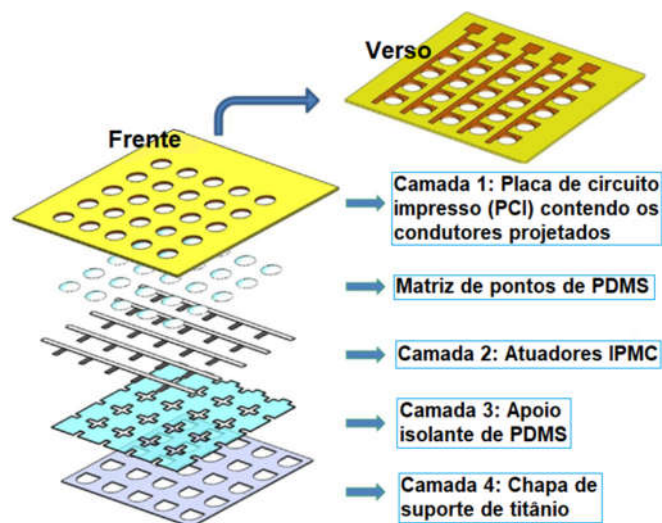
Fonte: Adaptado de Frediani; Busfield; Capri (2018)

2.6.2.2 Atuadores de EAP tipo IPMC

Feng e Hou (2018) propuseram uma matriz de pontos Braille atualizável por meio de atuadores acionados com pequenas barras de um IPMC, justificando que este tipo de EAP apresenta grandes deformações dinâmicas sob campos elétricos relativamente baixos e apresenta potencial para aplicação em muitas áreas. Porém, explicam que apesar da aplicação do IPMC para a confecção de displays Braille já ter sido anteriormente reportada (KATO et al., 2007 apud FENG; HOU, 2018), aquela técnica de fabricação com equipamentos de corte tradicional para formarem barras individuais e o isolamento elétrico usando ranhuras em uma folha de IPMC podem gerar respectivamente barras de eletrodos disformes e interferência entre eletrodos adjacentes. Enquanto isso, o desenho complexo do circuito eletrônico de controle e a aplicação de pasta de prata para colar as barras de IPMC com os nodos dos circuitos podem resultar em montagem dificultosa e operação não confiável.

Dessa forma, neste estudo, apresentam uma matriz IPMC fabricada usando fotolitografia e microusinagem conforme trabalho anterior dos mesmos autores (FENG e HOU, 2018), em que a padronização com barras de eletrodos idênticos e um excelente isolamento elétrico pode ser alcançado. O projeto de um circuito de controle conciso proporciona energização efetiva dos atuadores. E também uma nova camada de apoio isolante feita de polidimetilsiloxano ou PDMS (polímero à base de silicone) oferece um efeito mola para a matriz de pontos durante a operação.

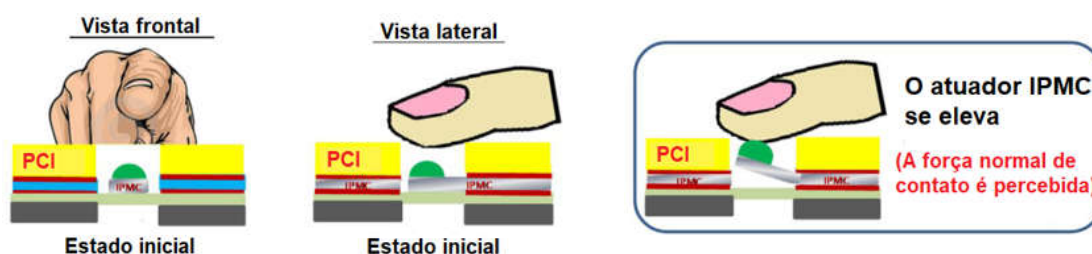
Figura 15 – Composição da matriz Braille de IPMC



Fonte: Adaptado de Feng e Hou (2018)

A Figura 15 ilustra as camadas que compõem a matriz Braille de IPMC, em que a primeira é uma placa de circuito impresso ou PCI, que possui no verso parte dos condutores de comando das barras de IPMC. Logo abaixo, aparecem os pontos em forma de lente, feitos de polímero à base de polidimetilsiloxano ou PDMS. A segunda camada são os atuadores de IPMC. A terceira é a camada isolante de apoio, também de PDMS. A quarta camada é a chapa de suporte de titânio. O princípio de funcionamento de elemento único é ilustrado na Figura 16.

Figura 16 – Princípio de funcionamento do sistema de IPMC



Fonte: Adaptado de Feng e Hou (2018)

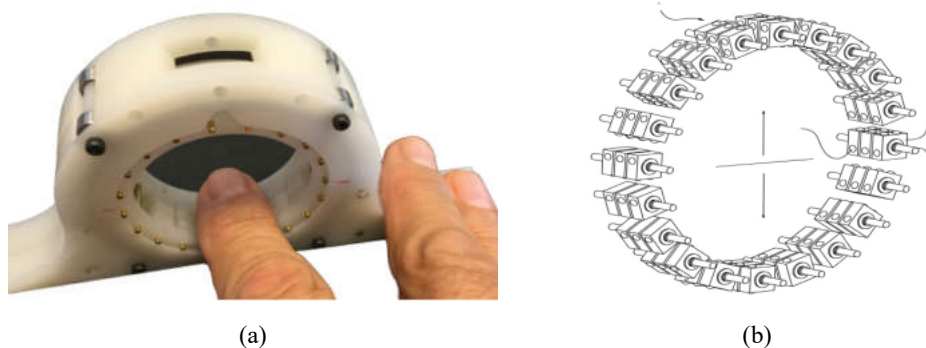
Feng e Hou (2018) explicam que o uso de ponto Braille de PDMS, fixada no elemento atuador de IPMC, serve para três propósitos: isolar o dedo do usuário do elemento energizado de IPMC, reduzir a taxa de evaporação do líquido existente no material IPMC e aumentar a sensibilidade do conjunto. Dois tipos de pontos de PDMS foram utilizados, um de 4,1 mg e outro de 15,5 mg, resultando em deslocamentos entre 0,55 mm e 0,45 mm, sob onda quadrada

de acionamento de 8 V e frequência de 0,5 Hz. Foram mensuradas forças de até 0,35 mN. A espessura total da matriz Braille foi de 2 mm.

2.6.3 Atuação mecânica disposta em anel

Zagler et al. (2018) apresentaram aperfeiçoamentos em proposta anterior, patenteada em 2016, do denominado *BrailleRing*, um display Braille em forma de anel, conforme a Figura 17 (a), que possui internamente um carrossel composto por diversos eixos, cada um contendo três pequenos cubóides que giram passivamente, conforme a Figura 17 (b), apresentando uma face lisa e outras três com pontos Braille em alto relevo, sendo estas faces ativamente selecionadas por atuadores, posicionados do lado oposto ao da leitura, modificando os pontos Braille, como detalhado adiante. Segundo os autores, essa proposta será uma alternativa para aplicações em que a tecnologia existente é volumosa, pesada, delicada e cara. Também explicam que o *BrailleRing* será pequeno e, no entanto, capaz de mostrar longas filas de texto, pois enquanto o dedo de leitura estiver na parte inferior do dispositivo, o usuário deslizará o dispositivo inteiro como um mouse de computador na superfície da mesa, por fricção, fazendo o anel girar proporcionalmente à velocidade e na direção do movimento da mão, deixando os caracteres Braille deslizarem por baixo do dedo do usuário.

Figura 17 – Protótipo do *BrailleRing* e carrossel interno

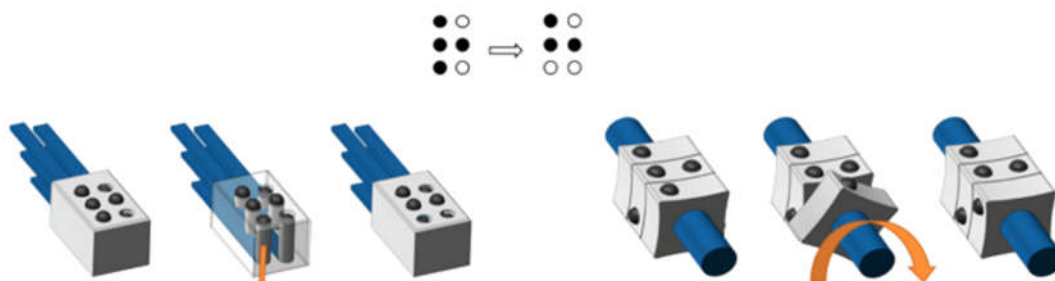


Fonte: Adaptado de Zagler, et al. (2018)

Zagler et al. (2018) descrevem melhor o funcionamento dos cubóides na Figura 18, em que explicam que em vez de pinos móveis, o *BrailleRing* forma as combinações de pontos do Braille girando pequenos cubóides com pontos rígidos de Braille em suas superfícies laterais. A Figura 18 (a) mostra a transição de "R" para "H" para a abordagem convencional baixando o pino 3, no canto inferior esquerdo. No *BrailleRing*, a transição é realizada em um ângulo de 90°

giro no sentido horário do cubóide 3, conforme a Figura 18 (b). As 64 combinações de pontos Braille são produzidas girando um ou mais cubóides.

Figura 18 – Comparativo do sistema convencional com o *BrailleRing*



Fonte: Adaptado de Zagler, et al. (2018)

O *BrailleRing* tem potencial para aumentar significativamente a mobilidade dos displays Braille. O design permite a construção de dispositivos compactos em que o comprimento da linha é completamente definido pelo usuário, pois o acionamento ininterrupto do dispositivo proposto, poderia fornecer linhas sem fim. O conceito também aumentará a robustez, tornando a exibição mais adequada para atividades ao ar livre em que umidade, areia e poeira podem ser um problema. De tal maneira que o anel rotativo possa ser trocado facilmente, o usuário poderá limpar o dispositivo por conta própria. Diferentes tipos de anéis podem ser fornecidos de acordo com às preferências específicas do usuário (por exemplo, pontos com formas ou tamanhos diferentes). Seria possível então construir um dispositivo com custos de produção e serviço mais baixos do que os displays piezoelétricos convencionais em Braille. Portanto, o *BrailleRing* também deve ser ideal para o mercado dos países em desenvolvimento (ZAGLER et al., 2018).

2.7 Desvantagens dos atuadores com partes móveis

Conforme o Quadro 2, Velázquez e Pissaloux (2007) apresentaram uma breve revisão das tecnologias de DB, em que é possível identificar e resumir os principais pontos das diferentes tecnologias de atuação para implementação de um display tátil com partes móveis.

Todas as tecnologias descritas falham em corresponder a pelo menos um dos requisitos para um display tátil: piezoelétricos, pneumáticos, servomotores e EAP restringem seriamente a portabilidade. Os ERF não fornecem atuação e microbobinas, e bobinas de voz são mais

adequados para vibração de baixa amplitude e alta frequência. Enquanto os SMA apresentaram frequência limitada e a necessidade de resfriamento.

Quadro 2 – Desvantagens dos atuadores com partes móveis

Tecnologia	Frequência [Hz]				Desvantagens potenciais a considerar (resolução espacial, curso, força e auxiliares)
	1	10	50	250	
Piezoelétrica	X	X	X	X	Curso limitado, precisa de amplificadores mecânicos onerosos em detrimento da resolução espacial. A fonte de energia deve prover aprox. 200V/50µA por pino.
Pneumática	X	X	-	-	Muitos auxiliares (válvulas, tubos, cilindros etc.).
SMA	X	-	-	-	Frequência de atuação limitada (deve ser melhorado com arrefecimento). Curso limitado. A fonte deve prover 5-12V/200mA por pino.
Servomotores	X	X	X	-	Oneroso, pesado, maior resolução espacial em camadas aumentando as dimensões do aparelho.
Microbobinas e Bobinas de Voz	X	X	X	X	Cursos e forças pequenas.
Fluidos ER	X	X	X	X	Não atuam. Fonte deve prover aprox. 3,5kV/20mA por pino.
EAP (iônicos)	X	X	X	-	Forças pequenas (na maioria atuação por flexão). Mecanismos de tração podem ser adicionados à custa da resolução espacial. Necessita meio aquoso.

Fonte: Adaptado de Velázquez e Pissaloux (2007)

2.8 Sensibilização sem partes móveis

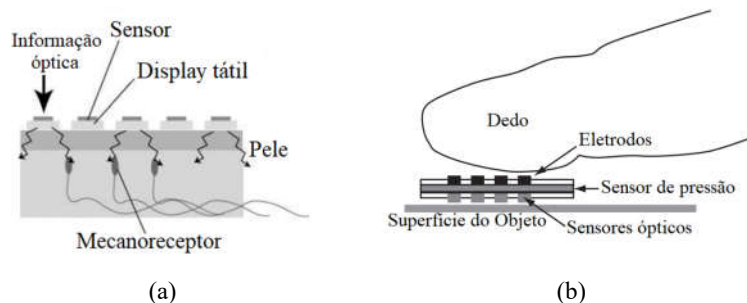
Segundo Zagler et al. (2018), existem pelo menos três formas de sensibilização tátil sem o uso de partes móveis: a primeira é a chamada estimulação eletrocutânea, a segunda é por radiação eletromagnética LASER e a terceira é através de forças eletrostáticas. Nesse caso, a estimulação eletrocutânea é a utilização de corrente elétrica descarregada diretamente na pele do usuário através de eletrodos. Serão apresentadas adiante duas tecnologias distintas que utilizam estimulação eletrocutânea.

2.8.1 Estimulação eletrocutânea: sistema *SmartTouch*

Kajimoto et al. (2003) propuseram o sistema *SmartTouch*, transformando imagens impressas ou texturas em sensações táteis. Esse sistema utiliza três camadas: a primeira é uma matriz de eletrodos que tocam diretamente a pele da digital do usuário; a segunda, intermediária, é um sensor de força no formato de filme fino; e a terceira é uma matriz de sensores ópticos. Dessa forma, o usuário explora a superfície do objeto tocando-o indiretamente, porém as

sensações são transmitidas eletricamente à pele com uma intensidade que é dependente da pressão exercida pelo dedo do usuário.

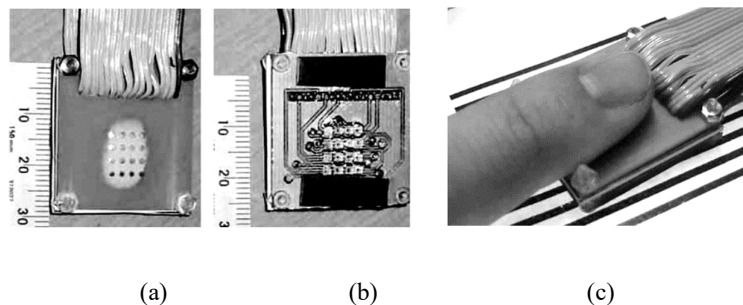
Figura 19 – Princípio de funcionamento e conceito do *SmartTouch*



Fonte: Adaptado de Kajimoto, et al. (2003)

De acordo com a Figura 19 (a), para a realização do protótipo, Kajimoto et al. (2003) utilizaram uma placa isolante contendo uma matriz 4x4 de contatos de aço inoxidável de 1mm de diâmetro, com espaçamento longitudinal de 2,5 mm e transversal de 2 mm. Assim, a Figura 20 (b) ilustra o lado oposto do aparato, com a matriz 4x4 de sensores ópticos, e a Figura 20 (c) mostra o protótipo em uso.

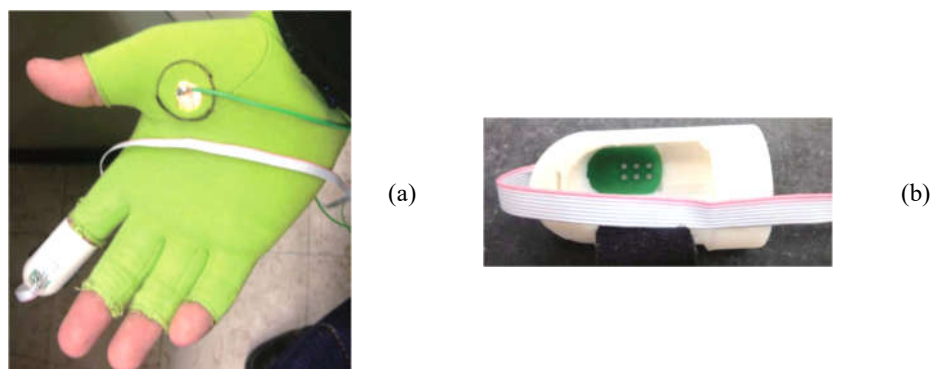
Figura 20 – Protótipo do *SmartTouch*



Fonte: Adaptado de Kajimoto, et al. (2003)

2.8.2 Estimulação eletrocutânea: sistema *Finger-Eye*

A pesquisa de Liu et al. (2016) foi citada por Zagler et al. (2018) como referência do sistema eletrocutâneo, *Finger-Eye*, para realizar a leitura com tradução simultânea de textos impressos para o Braille. A Figura 21 (a) apresenta o aparato montado na luva, em que a extremidade do dedo indicador encaixa no dedal da Figura 21 (b), que contém o sensor óptico com uma PCI formando os eletrodos da cela Braille.

Figura 21 – Protótipo do *Finger-Eye*

Fonte: Adaptado de Liu et al. (2016) apud Zagler et al. (2018)

2.9 Desafios técnicos

Zagler et al. (2018), descrevem as dificuldades das tecnologias de sensibilização tátil atuais para DB, conforme está descrito no Quadro 3.

Quadro 3 – Comentários sobre tecnologias para DB

Princípio de Funcionamento	Comentários
SMA	Para os SMA, a fadiga do material acabou sendo o principal problema.
Térmico	O aquecimento de um pequeno volume de parafina para a expansão resultante acionar um pino. As desvantagens são a dissipação de calor e baixos tempos de resposta.
EAP	Pesquisas promissoras estão em andamento, mas sem avanços significativos.
Fotoquímico	Processos fotoquímicos como a expansão do nanotubo de carbono do cristal líquido com luz de LEDs únicos ou na superfície da tela (tablete/PCs) foi proposto.
MEMS	Micromáquinas (MEMS) produzidas em massa por estéreio-litografia são promissoras para construir motores térmicos/ultrassom para mover pinos Braille até diferentes alturas, mas ainda não prontos para comercialização.
Pneumáticos/ERF	Cavidades contendo fluidos eletro-reológicos são seladas com um filme elástico. ERFs aumentam a viscosidade com o campo elétrico, dispensando válvulas.
Eletrocutânea	É uma matriz de eletrodos, causando sensação similar ao estímulo mecânico. Mas muitos parâmetros (impedância, sensibilidade etc.) são sujeitos a mudanças, então o estímulo não é confiável e confortável, não podendo ser facilmente alcançado.
LASER	Radiação eletromagnética, feixe concentrando a luz laser infravermelha.
Forças Eletrostáticas	Forças eletrostáticas: forças de cisalhamento adesivas exercidas no deslize a ponta dos dedos aplicando cargas eletrostáticas em forma de ponto.

Fonte: Adaptado de Zagler et al. (2018)

A partir dos Quadros 2 e 3, foi possível montar o resumo apresentado no Quadro 4, com os principais desafios técnicos das atuais tecnologias de sensibilização.

Quadro 4 – Dificuldades técnicas

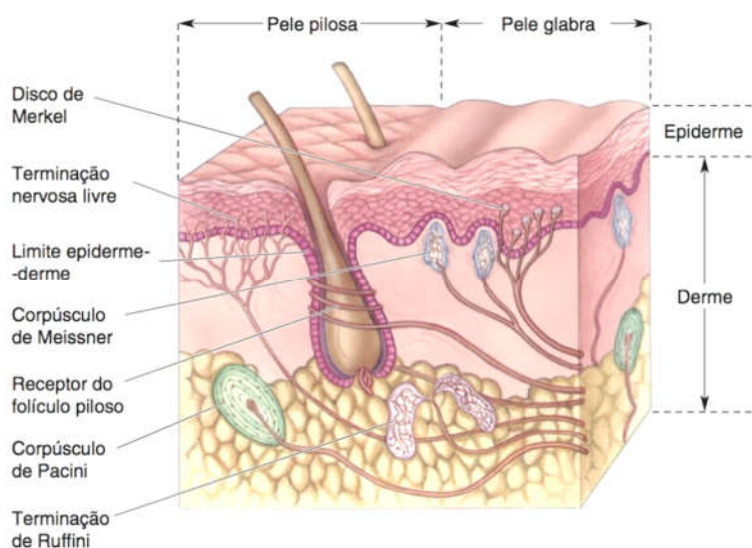
Tecnologia	Dificuldades Técnicas
Piezoelétricos	Curso limitado; Necessita amplificação mecânica; Volumoso; Pesado.
SMA	Lento; Fadiga do material; Precisa resfriamento.
Pneumáticos	Excesso de sistemas auxiliares; Volumoso; Pesado.
Térmicos	Lento; Aquece; Precisa resfriamento.
ERF	Não atuam; Necessita tensões elevadas (3.500V ou mais).
EAP	Curso limitado; Fraco; EAPs quando iônicos precisam de meios líquidos.
Servomotores	Oneroso; Volumoso; Pesado.
Microbobinas	Curso limitado; Fraco.
Eletrocutânea	Pouco confiável; Desconfortável.
Eletrostáticos	Necessita tensões elevadas.
Fotoquímicos	(Ainda não aplicáveis por serem incipientes).
MEMS	(Ainda não aplicáveis por serem incipientes).
LASER	(Ainda não aplicáveis por serem incipientes).

Fonte: Adaptado de Velázquez e Pissaloux (2007) e Zagler et al. (2018)

2.10 Funcionamento da percepção tátil

Conforme Koeppen e Stanton (2020), o sistema somatossensorial é a parte do sistema nervoso que transmite, através das inervações aferentes, informações a partir dos órgãos receptores sensoriais na pele, músculos, articulações e vísceras para o córtex cerebral. Os órgãos receptores sensoriais cutâneos, que respondem a estímulos mecânicos, tais como pancadas ou deformações da pele, são chamados mecanorreceptores, conforme a Figura 22.

Figura 22 – Mecanorreceptores

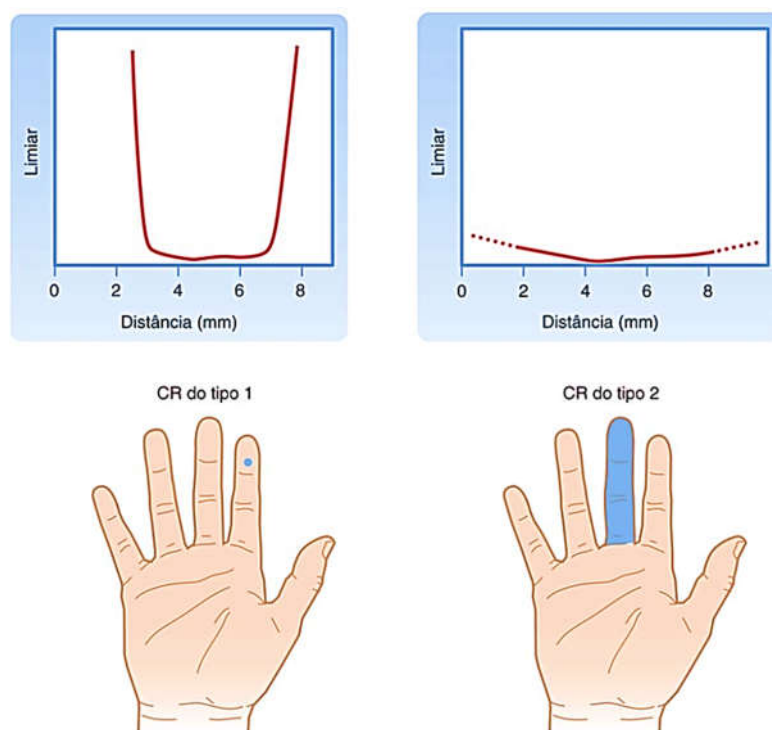


Fonte: Bear (2017)

Segundo Kandel et al. (2014), as sensações táteis na mão humana são provenientes de quatro tipos de mecanorreceptores: corpúsculos de Meissner, células de Merkel, corpúsculos de Paccini e terminações de Ruffini. Esses receptores são inervados por axônios, ou fibras, de adaptação lenta ou rápida. As sensações táteis a partir de estímulos contínuos ou sustentados são sinalizadas através de fibras de adaptação lenta ou AL, enquanto as percepções obtidas nas transições dos estímulos, ou sensações de movimento na pele, são transmitidas por fibras de adaptação rápida ou AR.

Conforme Koeppen e Stanton (2020), as inervações aferentes AR e AL são classificadas conforme os campos receptivos, que são regiões da pele na qual estímulos provocam respostas. As do tipo 1 têm pequenos campos receptivos com bordas bem definidas, enquanto as do tipo 2 têm campos receptivos maiores, com limites mal definidos. A Figura 23 ilustra as respostas e os tamanhos dos dois tipos de campos receptivos.

Figura 23 – Campos receptivos



Fonte: Adaptado de Koeppen e Stanton (2020)

A Figura 24 apresenta informações sobre os mecanorreceptores.

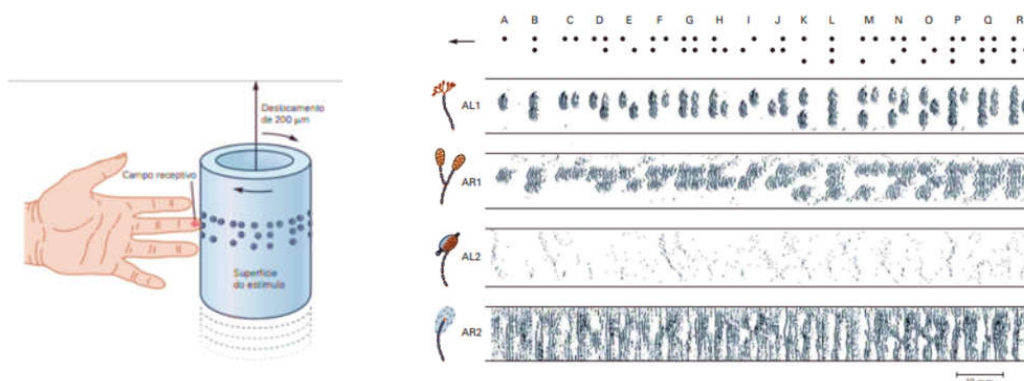
Figura 24 – Dados gerais sobre os mecanorreceptores

	Tipo 1		Tipo 2	
	AL1	AR1 ¹	AL2	AR2 ²
Receptor	Célula de Merkel	Corpúsculo de Meissner	Terminação de Ruffini	Corpúsculo de Pacini
Localização	Extrato basal, próximo aos ductos sudoríparos	Papilas dérmicas (próximo à superfície da pele)	Derme	Derme (tecido profundo)
Diâmetro axonal (µm)	7-11	6-12	6-12	6-12
Velocidade de condução (ms)	40-65	35-70	35-70	35-70
Melhor estímulo	Cantos, pontas	Movimento lateral	Estiramento da pele	Vibração
Resposta à indentação sustentada	Sustentada, com adaptação lenta	Nenhuma	Sustentada, com adaptação lenta	Nenhuma
Faixa de frequências (Hz)	0-100	1-300		5-1.000
Melhor frequência (Hz)	5	50		200
Limiar para (melhor) indentação rápida ou vibração (µm)	8	2	40	0,01

Fonte: Kandel et al. (2014)

O experimento da Figura 25 é descrito por Kandel et al. (2014). Um cilindro com caracteres em Braille gira, e a cada volta sobe 200 µm, tocando o dedo de um voluntário, cujas inervações são monitoradas por microeletrodos. Os resultados evidenciaram que as células de Merkel registraram maior nitidez e os corpúsculos de Meissner uma percepção borrada, mas reconhecível, devido ao tamanho reduzido dos campos receptivos, enquanto os demais receptores, com campos receptivos maiores, não codificaram os padrões em Braille.

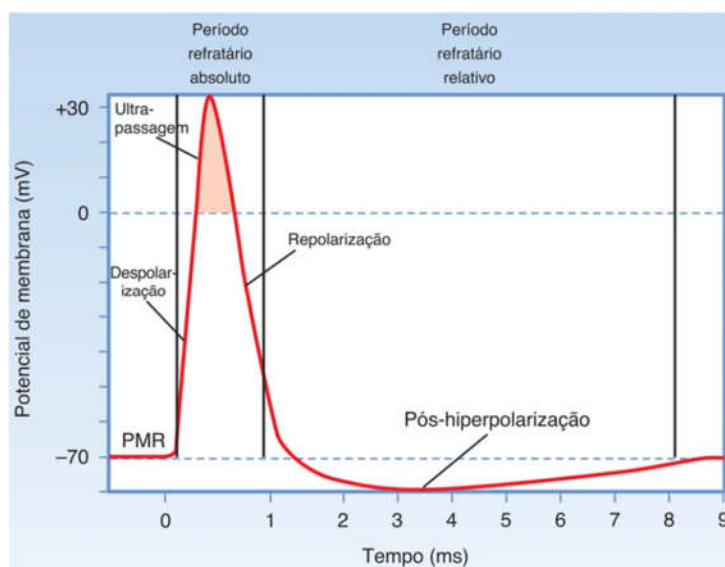
Figura 25 – Experimento com Braille



Fonte: Adaptado de Kandel et al. (2014)

Conforme Koeppen e Stanton (2020), os receptores conseguem transmitir a percepção do estímulo através dos axônios somente quando ocorre o potencial de ação. A Figura 26 mostra um gráfico em que a partir do PMR de -70 mV, o neurônio recebe um estímulo forte o suficiente para que seja iniciada a bomba sódio-potássio ou NaK, atingindo o pico de $+30$ mV, responsável por transmitir o estímulo ao longo de todo o axônio, e logo após passando pelos períodos refratários absoluto e relativo, durante a repolarização.

Figura 26 – Potencial de ação



Fonte: Koeppen e Stanton (2020)

2.11 Metodologia de projeto

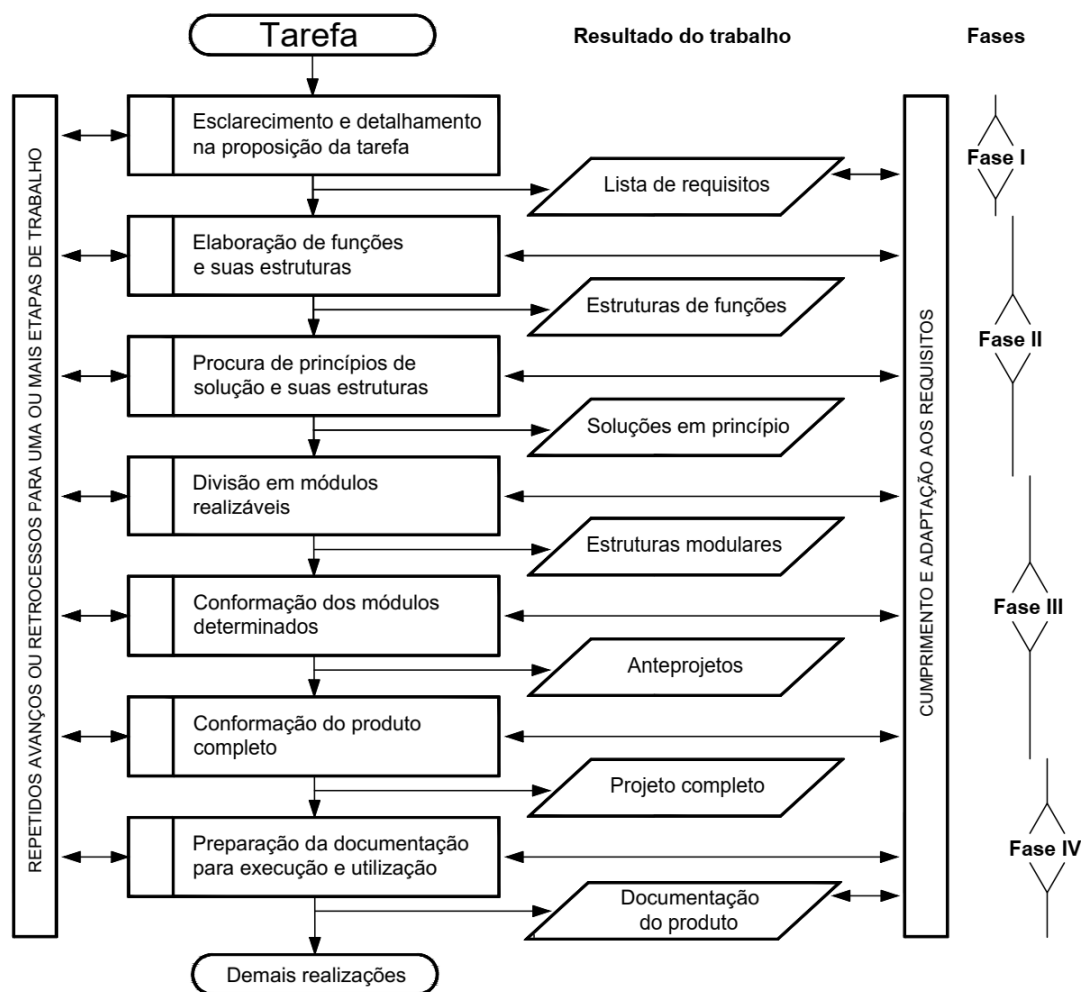
A presente busca de um conceito alternativo para um display Braille de baixo custo utiliza o método de desenvolvimento de projetos proposto por Pahl et al. (2005), de acordo com a Figura 27, porque esse é construído em fases, de maneira sistemática e admitindo retornos, sendo essas as suas características recorrentes. Trata-se de uma metodologia lógica, sistêmica, cíclica e com retornos predefinidos, viabilizando melhorias até a solução do projeto. Portanto, é um método flexível, cujas etapas não ocorrem com rigidez, simplesmente por serem cíclicas, retornando se for necessário.

As quatro fases que compõem o método se definem da seguinte forma:

- A primeira fase esclarece o projeto e define a tarefa através de uma lista de requisitos;

- A segunda fase conceitua o projeto, ou a ideia inicial do produto, analisando problemas, princípios de solução, concepções modificáveis, a concretização e avaliação de soluções, conforme critérios técnicos e econômicos;
- A terceira fase trabalha a funcionalidade do produto: materiais, forma, dimensões, acabamentos e processos de fabricação, incluindo as soluções técnicas decorrentes;
- A quarta fase documenta o produto para viabilizar a sua execução e utilização.

Figura 27 – Fluxograma do método de desenvolvimento de projetos



Fonte: Pahl et al. (2005)

2.12 Metodologia para validação do protótipo

Como o dispositivo proposto é uma interface homem-máquina, são necessários deficientes visuais voluntários para realizarem a função humana da pesquisa, com o objetivo de fornecer subsídios para a montagem do protótipo e, logo após, avaliar a sua eficácia. Enfatizando que, antes da efetiva realização da pesquisa, devido à participação de seres humanos, o projeto dessa pesquisa deve ser previamente analisado e aprovado pela Comissão de Ética e Pesquisa (CEP).

Tanto no início, quanto no final da pesquisa, são realizadas entrevistas com os voluntários, primeiramente para auxiliar na montagem do protótipo, e no final da pesquisa, após a conclusão dos experimentos com o protótipo, as entrevistas são complementadas, com perguntas sobre a eficácia do protótipo, e com contribuições para o seu aperfeiçoamento.

A parte da pesquisa que trata da validação do protótipo, é composta de experimentos de leitura, onde um voluntário usa o protótipo para realizar a escrita de uma sequência de letras, enquanto outro voluntário, leitor, tenta reconhecê-las, lendo-as em voz alta. Então os papéis entre os participantes são invertidos, realizando mais experimentos e ampliando a coleta de dados. Logo, os erros de leitura registrados, comparados ao total de leituras, fornecem os percentuais de erros e acertos, estabelecendo uma ideia quantitativa da eficácia de leitura.

2.13 Conclusão da revisão

Todas as TA que objetivam dar acesso à leitura informatizada em Braille, assim como todas as alternativas em estudo ou desenvolvimento, evidenciaram diversas dificuldades e desafios técnicos, entretanto fornecem características interessantes a explorar, tanto as negativas, com seus desafios técnicos, quanto positivas.

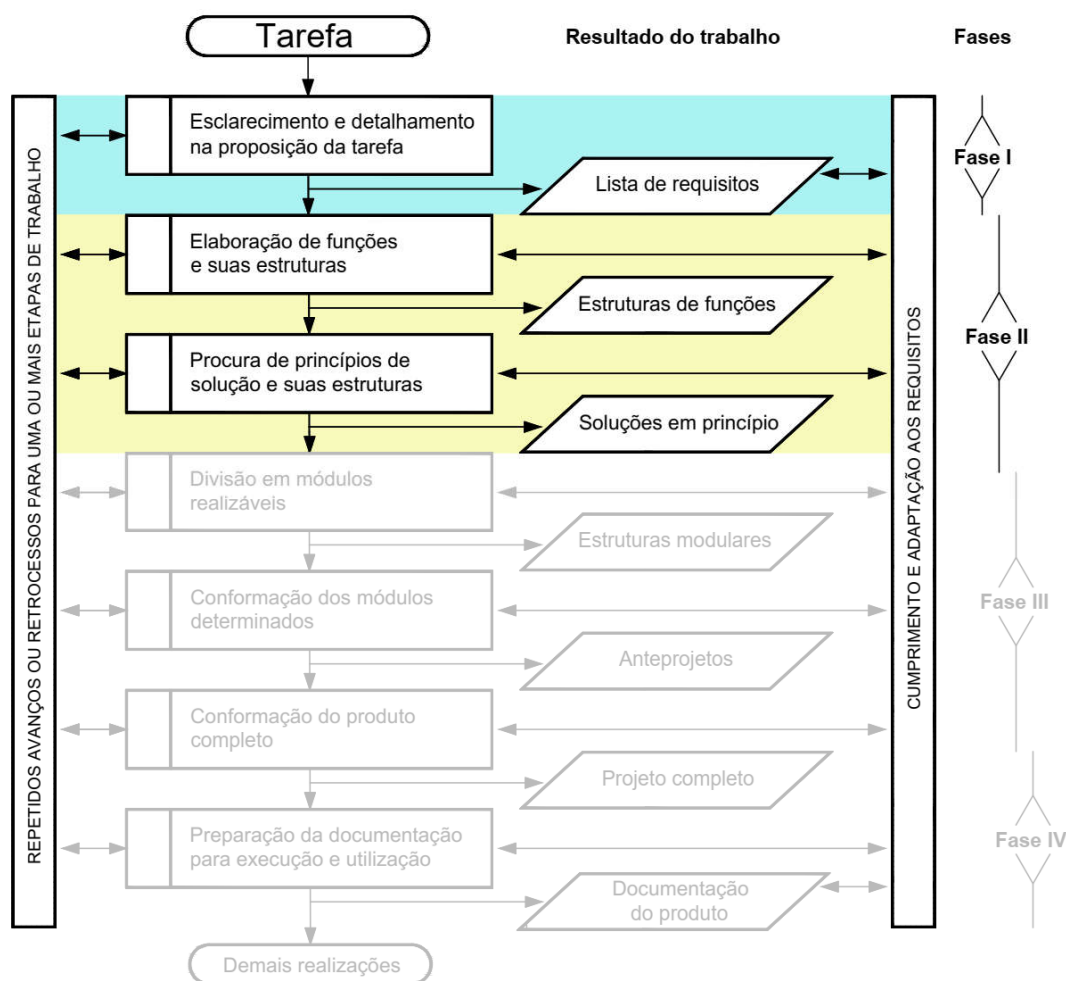
Dessa forma, a partir de uma abordagem sistemática que possibilite a análise das características positivas e dos desafios técnicos apresentados pelo atual estado da arte, viabilizando autocorreções por meio de retornos cíclicos, quando determinados objetivos não forem plenamente atendidos, seria possível compor um novo sistema, em alternativa aos existentes, porém que ao mesmo tempo seja um produto factível.

3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Este capítulo apresenta a aplicação das duas primeiras fases do método de desenvolvimento de projetos proposto por Pahl et al. (2005), desde a primeira fase: especificação do projeto, até a segunda fase: concepção, chegando no conceito do dispositivo.

A Figura 28 destaca as duas fases do método proposto por Pahl et al. (2005), até o desenvolvimento conceitual do projeto. Na primeira fase, marcada em azul, especifica-se o projeto, levantando informações para o esclarecimento da tarefa, começando pela linha mestra que define uma lista de requisitos. Na segunda fase, marcada em amarelo, delinea-se o conceito do projeto, partindo dos requisitos funcionais para buscar a concepção ideal, iniciando com a abstração, que com suas respectivas subfunções define a função global do dispositivo.

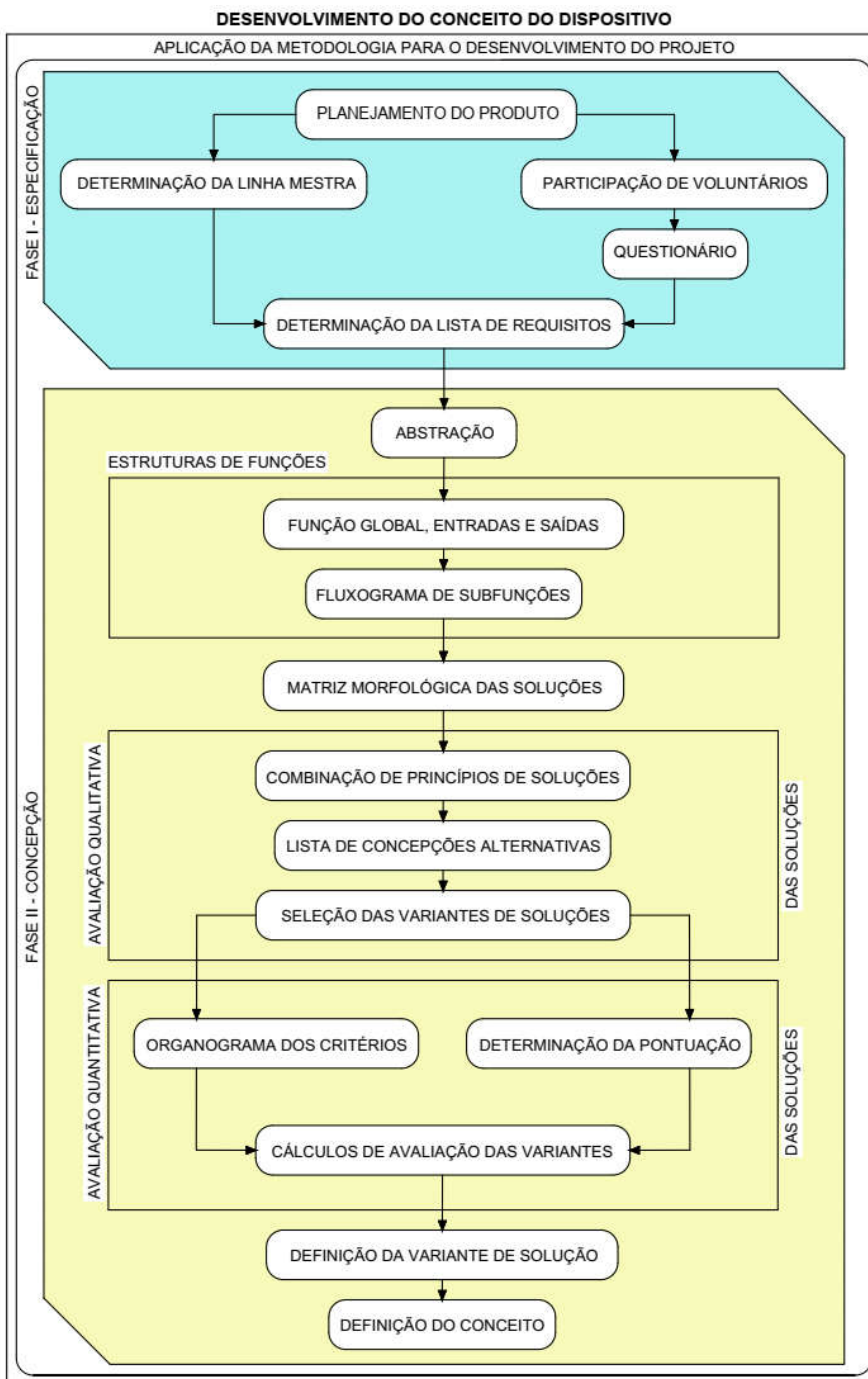
Figura 28 – Etapas de trabalho segundo a metodologia aplicada



Fonte: Adaptado de Pahl et al. (2005)

O fluxograma da Figura 29 demonstra o sequenciamento das ações para realizar o desenvolvimento do conceito do projeto do display Braille de baixo custo, evidenciando a aplicação das duas fases da metodologia com as mesmas cores usadas da Figura 28:

Figura 29 – Fluxograma do desenvolvimento do projeto



3.1 Planejamento do produto

Os displays Braille são essencialmente equipamentos de informática, assim como os denominados periféricos, como por exemplo um teclado ou uma tela de computador, porém os DB comerciais acumulam justamente essas funções de teclado e tela, em que o teclado tem de seis a oito teclas, e a tela é uma linha de texto, contendo uma sequência de celas Braille compostas por pinos que quando levantados cerca de 0,7 mm constituem o alto relevo para a leitura do código Braille. Ambas as funções descritas são interfaces homem-máquina, pois o teclado realiza a função de intermediar a escrita ou transmissão do texto do usuário para a máquina, enquanto a linha ou display Braille realiza o sentido oposto da comunicação por meio da máquina, mostrando o texto a ser recebido ou lido a partir dela.

Para auxiliar no planejamento do produto, utilizou-se uma adaptação da linha mestra proposta por Pahl et al. (2005), conforme a Figura 30, em que os quesitos fundamentais para um equipamento de informática – tais como energia e memória – foram adicionados em substituição aos itens originais – controle de qualidade e montagem –, pois esses dois itens foram considerados prematuros para integrar uma formulação de requisitos que objetiva alcançar apenas o conceito de um dispositivo.

Por se tratar da busca de um conceito alternativo – sendo que os recursos industriais, mesmo que similares ao proposto não estão disponíveis –, a fixação de prazos não faz sentido, logo o item prazo também foi retirado da linha mestra.

Figura 30 – Linha mestra



Fonte: Adaptado de Pahl, et al. (2005)

3.1.1 Participação dos voluntários

Para o desenvolvimento e a validação de interfaces homem-máquina é imprescindível que haja, além da máquina, a parte humana capaz de interpretá-la, constituindo de fato uma interface, ou seja, é necessário a realização de experimentos com a participação humana. Por isso, dois deficientes visuais colaboraram voluntariamente nesta pesquisa.

Conforme Pahl et al. (2005), o conhecimento das necessidades dos usuários é fundamental, porque esclarece ao projetista as qualidades desejadas para o objeto projetado. Dessa forma, o Quadro 5 apresenta os quesitos de uma entrevista preliminar com os voluntários, apresentados integralmente no apêndice 1, que inicialmente elucidou o contexto para a utilização do display Braille – por meio das primeiras quatro perguntas – e logo após estabeleceu uma ordem hierárquica crescente das características prioritárias para o atendimento das necessidades dos futuros usuários, por meio da questão (e).

Quadro 5 – Quesitos relativos ao desenvolvimento do conceito

- a) Você lê em Braille há quanto tempo?
- b) Por que você participa (ou não) de redes sociais na internet?
- c) Você utiliza recursos de áudio para leitura de textos eletrônicos?
 - c.1) Se afirmativa a resposta supra, existem desvantagens na utilização de recursos de áudio? Quais?
- d) O acesso à tecnologia assistiva que lhe foi descrita como display ou linha Braille, auxiliaria na sua vida diária? Por quê?
- e) Na sua opinião, quais são as qualidades mais importantes de um display Braille, em ordem crescente de importância:
 - e.1) () Descrição: nenhuma emissão de ruídos além dos sinais (bips) autorizados pelo usuário.
 - e.2) () Conforto na leitura: nenhuma sensação irritante ou desconfortável para a leitura.
 - e.3) () Valor do aparelho: preço acessível em relação aos aparelhos atuais.
 - e.4) () Portabilidade: Leveza, tamanho reduzido e autonomia da bateria.

Fonte: Autor

Em resposta ao primeiro quesito (a), os dois deficientes visuais voluntários que participaram da pesquisa apresentavam mais de vinte anos de leitura em Braille. Quanto à segunda questão (b), ambos responderam que participam de redes sociais com finalidades práticas variadas, desde estudo e trabalho até os fins recreativos.

É importante observar que atualmente o acesso às redes sociais é possível por meio do uso de *softwares* específicos capazes de compreender e retornar comandos audíveis para

comunicação em rede social realizada exclusivamente por áudio. Ou seja, para ambos os voluntários, o uso do áudio constitui a base para a comunicação digital.

Sobre esse uso do áudio, em resposta à questão seguinte (c.1) foram informadas as seguintes desvantagens da sua utilização: o uso do áudio sem fones é indiscreto, quebrando a privacidade do usuário e gerando a necessidade do uso de fones auriculares de inserção, que machucam os ouvidos; os fios engatam nos objetos circundantes ao movimentar-se, limitando a mobilidade, e quando esses equipamentos não utilizam fios, perdem rapidamente a carga das baterias; além disso, para ouvir com os fones, as vozes das pessoas próximas e outros sons do ambiente atrapalham a compreensão do áudio.

Considerando as dificuldades do uso da atual tecnologia de áudio, o quarto quesito (d) foi respondido afirmativamente, porque a privacidade é protegida. Ao adicionar outra via de comunicação diferente do áudio, os sons ambiente não interferem diretamente na compreensão dos textos lidos por meio do tato, enquanto o uso de fones auriculares se torna opcional em vez de obrigatório, aumentando a liberdade dos movimentos e locomoção.

A ordem crescente de prioridades eleita pelos deficientes visuais voluntários em resposta ao quinto quesito (e) foi unânime, resultando como maior prioridade o conforto na leitura, seguida do valor do aparelho, da portabilidade e, por último, da discrição. Lembrando que os voluntários, ao responderem os quesitos anteriores (c) e (d), destacaram a capacidade natural da discrição da comunicação tátil em comparação com o áudio, o que evidencia o motivo do item discrição (e.1) apresentar prioridade menor.

3.1.2 Lista de requisitos

Os requisitos de projeto são referências fundamentais a serem observadas durante todo o processo de desenvolvimento do produto, portanto a importância dos requisitos vai além das duas primeiras fases utilizadas neste trabalho para o desenvolver do conceito, avançando até o final da quarta e última fase da metodologia.

Utilizando a linha mestra apresentada na Figura 30, juntamente com os conhecimentos obtidos por meio das respostas ao questionário do Quadro 5, foi gerada a lista de requisitos de projeto, conforme o Quadro 6, apresentando duas classificações de importância:

- E – Exigência, ou seja, o que é imprescindível e, portanto, deve ser cumprido;
- D – Desejo do cumprimento desse requisito para a otimização da qualidade.

Quadro 6 – Lista de requisitos

Linha mestra	E/D	Item	Requisito
Geometria	D	a	Dimensões 20,15 cm X 12,24 cm X 0,89 cm (ref.: <i>tablet 8''</i>)
Cinemática	D	b	Display com o mínimo de partes móveis
Forças	E	c1	Suportar as cargas mecânicas do seu manuseio
	E	c2	Suportar quedas de até 1m de altura
Matéria	E	d1	Suportar os ataques químicos do contato com digital do usuário (umidade, acidez, oleosidade, poeira, sujidades, etc)
	D	d2	Peso total máximo 350 g
Sinal	E	e1	Processamento mínimo leitura/escrita: 200 caracteres/min
	E	e2	O dispositivo deverá ser silencioso, exceto quando necessário
	E	e3	O aparelho possuirá conector de comunicação universal
	E	e4	Compatível com caracteres ASCII traduzíveis em braille
	D	e5	Velocidade compatível com <i>laptops, tablets, smartphones</i>
	E	e6	Comunicação sem fio, compatível com computadores e celulares
	E	e7	Som ou vibração quando: ligar, desligar, bateria baixa, ajustes
Energia	E	f1	Tensão de alimentação de 3 V a 5 V
	D	f2	Bateria comercial
	E	f3	Bateria com autonomia mínima de 8 h diárias
	D	f4	Bateria com espessura máxima de 7 mm
	E	f5	Bateria recarregável
Memória	E	g	Memória para manter ajustes realizados
Segurança	E	h1	Proteção contra eventuais choques elétricos
	E	h2	Proteção contra eventuais sobreaquecimentos
Produção	E	i	Características de montagem que viabilizem a produção massiva
Ergonomia	E	j1	Conforto para leitura
	E	j2	Celas Braille padronizadas para adultos e/ou crianças
	D	j3	Marcação em alto relevo no Display e acionamentos
Manutenção	D	k	Intervalo de manutenção preventiva > 2 anos (troca de bateria, etc)
Regulagem	E	l	Ajuste de posição no texto: troca de linhas, avançar/retroceder, etc
	D	m	Ajuste de intensidade da sensibilização
Custos	D	n	Custo de produção do produto final: US\$ 50,00

Fonte: Autor

No Quadro 7, foram enumeradas considerações e justificativas para cada requisito.

Quadro 7 – Considerações e justificativas dos requisitos

Continuação

a	Dimensão semelhante a dos <i>smartphones</i> até <i>tablets 8''</i> . Porém isso não é imprescindível.
b	Eliminar partes móveis facilita a fabricação, aumenta a durabilidade, diminui custos e reduz o consumo, devido à ausência de atritos, aquecimentos e desgastes.
c1	A rigidez mecânica viabiliza o uso diário do aparelho, prevenindo eventuais cargas excessivas.
c2	A resistência à quedas considera o uso prático do aparelho em mesas e bancadas.
d1	Resistência aos ataques químicos é prioritária por existir contato direto com a pele.
d2	Para permitir a portabilidade, a massa total foi compatibilizada com os <i>tablets</i> .
e1	O processamento dos sinais deveria ser compatível com a velocidade de leitura de 200 caracteres por minuto, considerada de alto padrão para leitores em Braille pela APACE.
e2	Ruídos são inadequados porque os deficientes visuais têm alta sensibilidade auditiva.
e3	É imprescindível um conector padronizado para a intercomunicação com quaisquer dispositivos.
e4	Os caracteres ASCII são compatíveis com os sistemas atuais e com o Braille de 8 bits.
e5	A mesma velocidade de processamento pode compatibilizar o dispositivo com a atual tecnologia.
e6	A comunicação sem fio dispensa o uso de conectores, ampliando o acesso à informação.
e7	Retorno audível/vibratório para: ajustes, acionamentos, bateria baixa, etc.

Conclusão

f1	As tensões de operação dos aparelhos atuais variam entre 3 a 5 Vdc.
f2	A utilização de baterias comerciais é mais acessível do que baterias exclusivas.
f3	A portabilidade depende da autonomia da bateria. Dois turnos de trabalho/estudo = 8 h.
f4	A espessura de 8,9 mm do aparelho exige bateria mais fina.
f5	A portabilidade é maior com uma bateria recarregável.
g	Um espaço de memória deverá existir, dentro ou fora do dispositivo, para manter os ajustes do usuário, facilitando o uso diário do equipamento.
h1	Choques elétricos fatais com <i>smartphones</i> durante a carga (raios) são comuns.
h2	Baterias apresentam risco de sobreaquecimento, derretimentos, explosão e incêndios.
i	A montagem automatizada viabiliza larga escala, minimiza custos e aumenta o acesso.
j1	A principal função de um display Braille é a leitura. Então o tipo de sensibilização que for utilizada deverá ser confortável para a leitura do deficiente visual.
j2	As celas Braille padrão atendem tanto crianças quanto adultos.
j3	O posicionamento correto dos dedos de leitura do deficiente visual é imprescindível.
k	Minimizar manutenções aumenta a portabilidade e o acesso à tecnologia proposta. Dois anos para trocas de bateria é compatível com a atual tecnologia.
l	Adiantar e recuar na leitura de um texto é essencial para o acesso e compreensão.
m	Diminuir a intensidade evita incômodos e aumentar favorece os diabéticos (mais insensíveis).
n	A estimativa de US\$ 50,00 é próxima ao custo médio dos <i>tablets</i> de 8" ao consumidor.

Fonte: Autor

De acordo com os Quadros 6 e 7, essa etapa de planejamento enumerou as condições gerais para adequar o dispositivo planejado às mais variadas exigências práticas, portanto elegeu requisitos que preencham as necessidades mais próximas possíveis da realidade, simulando características qualitativas e quantitativas consideradas ideais para o produto.

É importante enfatizar que nessa etapa incipiente, para requisitos quantitativos como a geometria, são considerados dimensões provisórias ou estimadas, permitindo liberdade ao projetista, por isso algumas características de aparelhos similares foram tomadas de empréstimo, como o caso dos atuais *tablets* de 8", cujas medidas se tornaram estimativas a serem seguidas. Contudo, não são características inflexíveis, logo a classificação de importância do requisito geometria foi (D) desejável e não (E) exigível.

3.2 Desenvolvimento do conceito

O processo de desenvolvimento do conceito, objetivando a sua definição, corresponde à fase II do fluxograma apresentado na Figura 29, a concepção, que inicia com a ferramenta de abstração, em seguida passa pelas estruturas de funções, onde é definido o fluxograma da função global, com suas entradas e saídas, gerando logo em seguida o fluxograma de subfunções, para em seguida realizar a montagem da matriz morfológica das soluções, iniciando então a etapa de avaliação qualitativa, inicialmente combinando os princípios de soluções, com a finalidade de obter uma lista de combinações alternativas, para então realizar a seleção das

variantes de soluções. Então no caso de persistirem duas ou mais variantes de solução, inicia-se a etapa de avaliação quantitativa das variantes que restaram da seleção anterior, através de uma triagem numérica, a partir de um organograma de critérios e da determinação de pontuações, em seguida realizando cálculos de avaliação dessas variantes, culminando em uma análise criteriosa para a escolha da variante de solução. Enfim, a partir da variante escolhida, define-se o conceito do projeto.

3.2.1 Abstração

A ferramenta de abstração é uma forma de generalização que elimina vícios de pensamento e ideias convencionais, observando globalmente para então identificar aspectos importantes que conduzam à essência do problema, mas sem fixar um tipo particular de solução. Entretanto, caso a abstração seja corretamente realizada, a função global e os aspectos fundamentais que caracterizam o problema de projeto serão identificáveis. Esse processo é constituído por cinco etapas:

- a) Primeira etapa: suprimir vontades mentalmente;
- b) Segunda etapa: destacar apenas os requisitos que afetam a função principal;
- c) Terceira etapa: converter requisitos quantitativos em qualitativos;
- d) Quarta etapa: ampliar o que foi percebido;
- e) Quinta etapa: formular o problema de forma neutra, relacionando diretamente com a solução.

O Quadro 8 apresenta a aplicação dessas cinco etapas:

Quadro 8 – Abstração

Resultado da 1ª e 2ª etapas <ul style="list-style-type: none"> • Reduzir atritos, desgastes ou aquecimentos • Minimizar ruídos para a apresentação dos textos • Viabilizar ajuste de posição no texto
Resultado da 3ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Reduzir o consumo energético
Resultado da 4ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Minimizar o consumo energético da sensibilização • Prever ajuste de posição no texto • Prever ajuste de amplitude/intensidade para sensibilização tátil (conforto e consumo)
Resultado da 5ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Utilizar sensibilização tátil com baixo consumo energético

Fonte: Autor

As primeiras duas etapas da abstração foram realizadas destacando os requisitos considerados essenciais para o dispositivo atender ao usuário, enquanto os demais itens – não apenas os classificados como desejos, como também exigências – foram simplesmente desconsiderados ou colocados em segundo plano.

A terceira etapa atuou como uma redução para características qualitativas, concentrando a atenção na conversão das quantidades em qualidades, portanto desconsiderou o último resultado das duas primeiras etapas, pois esse já é qualitativo, tratando diretamente do primeiro resultado, o qual seria necessariamente tratado através de quantificações, o que se relaciona com o segundo resultado, porque os ruídos se relacionam a atritos e desgastes. Logo, a única qualidade correspondente a ambos é a energia, porque atritos e aquecimentos correspondem a perdas energéticas, enquanto os ruídos e desgastes são mera consequência dos atritos. Assim sendo, o resultado da terceira etapa foi qualificado como: redução do consumo energético.

A quarta etapa exige ampliar o que foi reduzido, o que gerou o objetivo: minimizar o consumo energético da sensibilização. Lembra-se que o consumo dos circuitos eletrônicos dos displays Braille em geral tendem a ser similares, inclusive no consumo, especialmente os circuitos lógicos, portanto esses não precisam necessariamente ser alvo de minimização energética. Contudo, a sensibilização, sim, porque essa é uma carga a ser suprida pelo circuito de sensibilização e, quanto maior for a carga, maior será a energia consumida. Quanto aos outros dois resultados, o segundo – prever ajuste de posição no texto – correspondeu à solução para o terceiro resultado da 1ª e 2ª etapas. Enquanto o terceiro – prever ajuste de amplitude/intensidade para sensibilização tátil – tanto se relaciona com a minimização do consumo energético quanto atende à ergonomia.

A quinta etapa exige priorizar a busca de soluções para os problemas centrais explicitados anteriormente. Logo, o consumo energético foi entendido como o principal problema, mas durante o processo de abstração esse foi relacionado à sensibilização tátil, então resultou no emprego de uma sensibilização tátil com baixo consumo energético.

3.2.2 Elaboração da estrutura de funções

Conforme Pahl et al. (2005), o próximo passo é definir a função global a ser cumprida pelo produto. Tal função é essencialmente um sistema de hierarquia superior capaz de realizar a transformação das variáveis de entrada, sejam quais forem as suas origens ou naturezas – materiais, energéticas ou sinais – para que essas possam resultar nas respectivas variáveis de saída. Portanto, essa função deve apresentar objetivos concisos, conduzindo a sistemas simples,

factíveis economicamente. Entretanto, para problemas relacionados à transformação material e a conversões de energia e/ou sinal, deve ser adotada solução técnica realizável por meio de um sistema com relações reprodutíveis entre entradas e saídas.

Definição das Entradas:

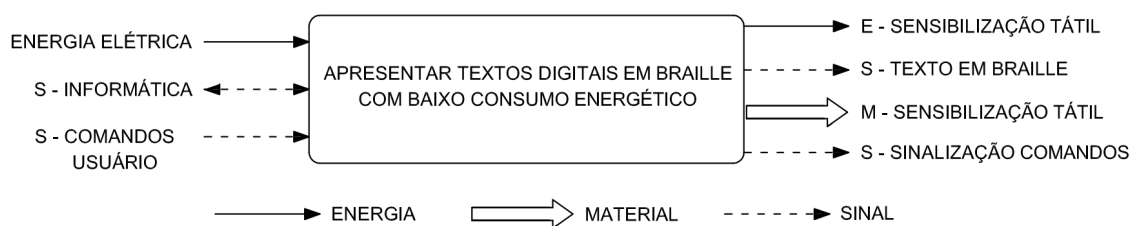
- i) A energia elétrica que alimenta o sistema;
- ii) O diálogo digital dos sinais binários da informação, em duplo sentido;
- iii) Os sinais de comando e controle do usuário.

Definição das Saídas:

- a) Energia de sensibilização: movimento, vibração, calor, eletricidade, etc;
- b) Sinal de informação do texto em Braille;
- c) Material deslocado para a sensibilização, como: pinos, superfícies, etc;
- d) Sinalização do status dos comandos, audiovisual e/ou vibratória.

A técnica da abstração elaborou o problema, concentrando-se nas funções principais do dispositivo, o que conduziu à função global, cuja representação resultou na Figura 31.

Figura 31 – Função global, entradas e saídas



Fonte: Autor

Para que a função global seja realizada com essas entradas e saídas, uma sequência de outras ações específicas precisa ocorrer, gerando outras hierarquias inferiores, formadas por blocos menores que descrevem as subfunções constituintes da função global.

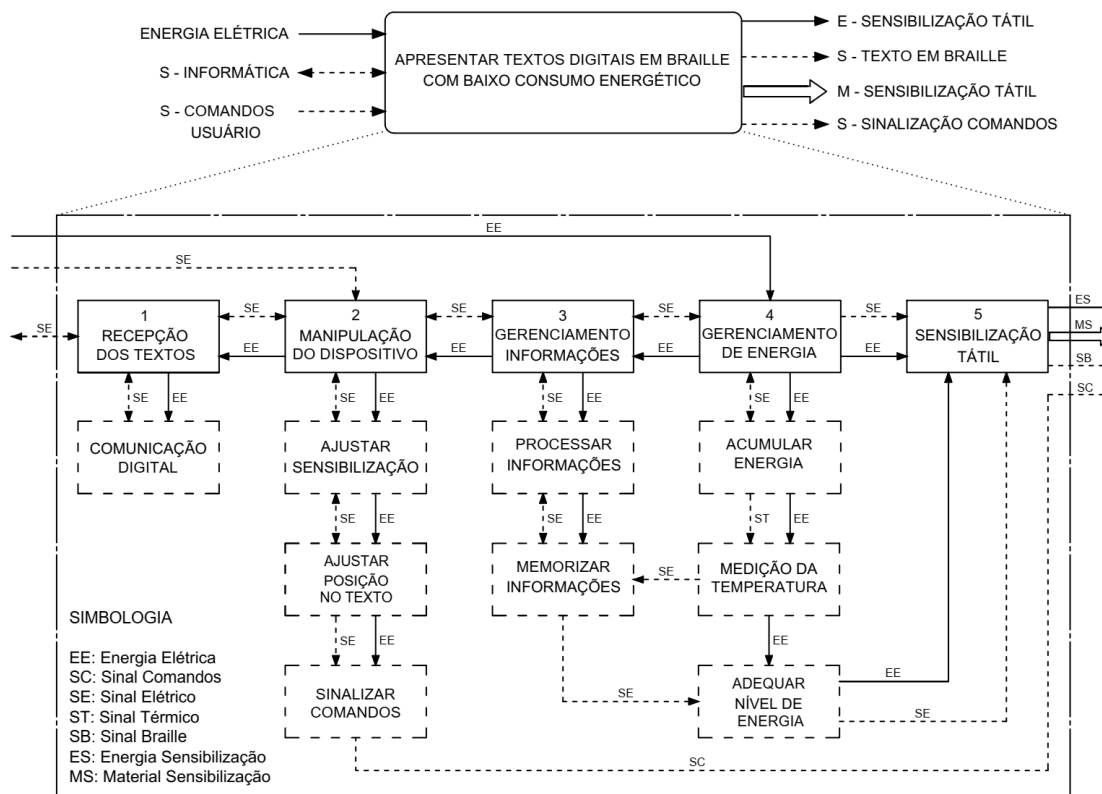
A sequência de blocos que compõe a função global totaliza cinco subfunções principais:

- 1) Recepção dos textos;
- 2) Manipulação do dispositivo;
- 3) Gerenciamento de informações;
- 4) Gerenciamento de energia;
- 5) Sensibilização tátil.

De acordo com a Figura 32, a função global é constituída por cinco blocos de hierarquia mais baixa ou subfunções principais, enquanto estas últimas são vinculadas a nove subfunções

secundárias, por meio das inter-relações de informação, energia e matéria. Os blocos contínuos numerados de 1 a 5 representam as subfunções principais. As nove subfunções secundárias, vinculadas às principais, são representadas pelos blocos tracejados.

Figura 32 – Fluxograma das subfunções a partir da função global



Fonte: Autor (2021)

Apresentadas a função global, as subfunções principais e as subfunções secundárias são descritas a seguir:

- 1) **Recepção dos textos:** os textos digitais existentes na internet ou nas memórias dos dispositivos de informática, devem ser descarregados da respectiva fonte para serem recebidos pelo dispositivo projetado.
 - **Comunicação Digital:** para que os textos sejam recebidos, um ou mais meios de comunicação devem ser empregados, possibilitando conexão com qualquer equipamento fonte, seja via cabeamento e/ou algum sistema sem fio, utilizado um protocolo padronizado de comunicação digital, capaz de dialogar com esses diferentes equipamentos de informática, sejam computadores de mesa, *laptops*, *tablets*, *smartphones* ou até mesmo diretamente da internet.

- 2) **Manipulação do dispositivo:** um dispositivo portátil para comunicação necessita ser facilmente manipulável, não apenas para que seja acionado, mas viabilizando o seu controle para a utilização prática e intuitiva.
- **Ajustar sensibilização:** seja qual for a forma de sensibilização tátil empregada, caso ela possa apresentar níveis de intensidade para se ajustar à sensibilidade do usuário, isso evita incômodos aos usuários mais sensíveis, bem como pode ser útil nos casos de usuários insensíveis, como os deficientes visuais portadores de diabetes.
 - **Ajustar posição no texto:** os não portadores de deficiência visual localizam-se diretamente em um texto através da visão, escolhendo parágrafo ou frase dentro do texto, o que é impossível para os deficientes visuais, então alguma forma de posicionar-se ou repetir a leitura de uma frase precisa ser implementada.
 - **Sinalizar comandos:** o usuário precisa saber quando ligou ou desligou o seu equipamento, preservando a fonte de energia e/ou evitando desgastes desnecessários do dispositivo. Isso pode ocorrer quando realizado algum outro comando, como os ajustes descritos acima, por exemplo.
- 3) **Gerenciamento das informações:** as informações recebidas ou textos precisam ser ordenados, traduzidos para o Braille e apresentados pelo display, bem como os demais comandos e ajustes resultantes da manipulação do dispositivo necessitam ser executados e, muitas vezes, memorizados, personalizando e facilitando a utilização.
- **Processar informações:** o gerenciamento descrito acima é realizado com eficiência por meio de algoritmos específicos, por meio do processamento digital, passível de programação e viabilizando futuros aperfeiçoamentos.
 - **Memorizar informações:** o processamento de informações depende da memorização permanente do programa, incluindo o texto digital escolhido e a memorização permanente dos comandos personalizados do usuário, além memorização temporária e randômica dos dados processados.
- 4) **Gerenciamento de energia:** para que haja o fornecimento interno de energia no dispositivo, essa energia deve ser acumulada, e para que ela supra a demanda dos diversos sistemas e subsistemas, diferentes níveis de energia precisam ser atingidos, bem como deve ser realizada a conversão do nível adequado dessa energia para a forma utilizada pela sensibilização tátil.

- **Acumular energia:** a portabilidade exige um acumulador de energia, viabilizando o deslocamento sem a dependência de cabos de força.
 - **Medição de temperatura:** dos riscos apresentados por um dispositivo portátil, as fontes de energia atuais apresentam o maior risco, podem aquecer demasiadamente, emitir fumaça, iniciar incêndios e explodirem. Logo, a medição da temperatura dentro do dispositivo pode evitar e/ou alertar o usuário.
 - **Adequar nível de energia:** ao menos dois sistemas poderão apresentar diferentes níveis energéticos: os sistemas de processamento e sensibilização tátil. Exigindo adequação das diferentes grandezas por um sistema específico.
- 5) **Sensibilização tátil:** para sensibilização tátil é necessário um meio físico associado à conversão da energia, o que define a interface homem-máquina do display Braille.

3.2.3 Matriz morfológica de soluções

Para que a função global consiga ser executada, bem como as diversas subfunções principais e secundárias que o compõe, é necessário o emprego de sistemas existentes capazes solucionar-las. Geralmente, a mesma função pode ser executada por mais de um tipo de sistema, constituindo as denominadas concepções alternativas de solução, que serão selecionadas de tal forma a preencherem os requisitos de projeto. Portanto, para cada uma das nove subfunções secundárias, vinculadas às cinco subfunções principais, serão atribuídas soluções alternativas buscando sistemas capazes de realizarem tais subfunções, ao mesmo tempo em que preencham os requisitos de projeto.

A busca das alternativas de soluções foi realizada por meio de pesquisas em artigos científicos e periódicos atuais relacionados às áreas de engenharia, informática e educação especial, utilizando palavras-chave como: *wireless*, periféricos modulares, comunicação serial, baterias recarregáveis, conversores dc-dc etc. Entretanto, no caso das alternativas de soluções para sensibilização tátil, apesar de conduzidas outras buscas adicionais, foram efetivamente utilizados somente os trabalhos referenciais deste trabalho.







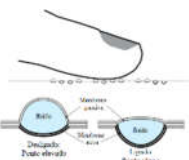
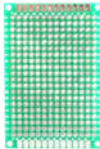


A correspondência entre cada uma das subfunções e suas diversas concepções alternativas de solução, foi ordenada respectivamente em linhas numeradas e colunas identificadas por letras maiúsculas, em que as linhas foram numeradas a partir de nove subfunções secundárias e uma subfunção principal, totalizando dez linhas, e quatro colunas foram preenchidas pelas imagens ou morfologias das concepções alternativas das soluções às subfunções, constituindo a matriz do Quadro 9, denominada de matriz morfológica de soluções.

Quadro 9 – Matriz morfológica de soluções

Continuação

FUNÇÃO / COMPONENTE		CONCEPÇÕES ALTERNATIVAS				Pág. 1/2
		SOLUÇÕES				
		A	B	C	D	
1	COMUNICAÇÃO DIGITAL	 VIA CABO	 WIFI	 CABO E WIFI	 BLUETOOTH	
2	AJUSTAR SENSIBILIZAÇÃO	 MICROSWITCH	 TOUCHPAD	 BOTÃO DESLIZANTE	 BOTÃO GIRATÓRIO	
3	AJUSTAR POSIÇÃO NO TEXTO	 MICROSWITCH	 TOUCHPAD	 TRACKBALL	 TECLADO 4 SENTIDOS	
4	SINALIZAR COMANDOS	 BUZZER	 VIBRACALL	 BUZZER/VIBRACALL	 BUZZER/VIBRACALL EXT.	
5	PROCESSAR INFORMAÇÕES	 CPU MICROPROCESSADOR	 MICROCONTROLADOR PIC	 EXTERNA APLICATIVO	—	
6	MEMORIZAR INFORMAÇÕES	 CHIP DEDICADO	 MEMÓRIA INTERNA DO PIC	 EXTERNA APLICATIVO	—	
7	MEDIÇÃO DA TEMPERATURA	 SENSOR PASSIVO	 CI DEDICADO	—	—	

Conclusão

					Pág. 2/2
8	ACUMULAR ENERGIA	 BATERIA LI-ION	 BATS. CILÍNDRICAS LI-ION	 PILHAS/BAT. COMERCIAIS	 FONTE EXTERNA
9	ADEQUAR NÍVEL DE ENERGIA	 CONVERSOR BOOSTER	 FONTE CHAVEADA	—	—
10	SENSIBILIZAÇÃO TÁTIL	 ELASTÔMEROS	 ELETROCUTÂNEA	 POLÍMEROS IÔNICOS	 VIBRAÇÃO ELETROMECAÂNICA

Fonte: Autor (2021)

3.2.4 Avaliação qualitativa das soluções

Nesta etapa, o desenvolvimento do projeto precisa selecionar um conjunto de concepções alternativas de soluções, porém existem muitas combinações possíveis entre os diversos princípios de solução apresentados na matriz morfológica. Portanto, uma triagem deve ser realizada, descartando as soluções que não contemplam os critérios essenciais da lista de requisitos, da função global ou ainda de algum outro critério técnico específico de algumas concepções alternativas, reduzindo geometricamente o número de combinações a cada item eliminado.

O Quadro 10 apresenta a triagem realizada, que utilizou os seguintes quesitos condicionantes:

- Se atende à lista de requisitos;
- Se consome pouca energia;
- Se apresenta funcionalidade;
- Se em princípio é realizável.

Esses quesitos atuam como filtros capazes de qualificar ou não determinada solução.

Quadro 10 – Avaliação qualitativa das soluções

Lista de Avaliação Qualitativa das Soluções							
Projeto: Desenvolvimento de um display Braille de Baixo Custo							
Simbologia: (S) Sim (N) Não (?) Falta informações (C) Classificado (D) Desclassificado							
Subfunção	Solução	Atende a lista de requisitos?					Decisão
		Consome pouca energia?					
		Apresenta funcionalidade?					
		Em princípio realizável?					
		Observações / Justificativas					
1	A	N	S	S	S	Atende ao item e3, mas não ao item e6 dos requisitos	D
	B	N	S	S	S	Atende ao item e6, mas não ao item e3 dos requisitos	D
	C	S	S	S	S	Sem restrições	C
	D	N	S	N	S	Não é compatível c/ todos os equipamentos	D
2	A	S	S	N	S	Dificulta o acionamento no caso dos DV	D
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
	C	S	S	S	S	Sem restrições	C
	D	S	S	S	S	Sem restrições	C
3	A	S	S	N	S	Dificulta o acionamento no caso dos DV	D
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
	C	S	S	S	S	Sem restrições	C
	D	S	S	N	S	Dificulta o acionamento no caso dos DV	D
4	A	S	S	N	S	Não atende aos DV c/ mais comprometimentos (surdos)	D
	B	S	S	N	S	Exige contato permanente com o dispositivo	D
	C	S	S	S	S	Sem restrições	C
	D	S	S	N	S	Exige contato permanente com ambos os dispositivos	D
5	A	S	S	S	S	Sem restrições	C
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
	C	S	S	N	S	Limita a portabilidade porque gera dependência	D
6	A	S	S	S	S	Sem restrições	C
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
	C	S	S	N	S	Limita a portabilidade porque gera dependência	D
7	A	S	S	S	S	Sem restrições	C
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
8	A	S	?	S	S	Sem restrições	C
	B	S	?	S	S	Sem restrições	C
	C	N	?	S	S	Prejudica a portabilidade: não podem ser recarregadas	D
	D	S	?	S	N	Limita a portabilidade porque gera dependência	D
9	A	S	S	S	S	Sem restrições	C
	B	S	S	S	S	Sem restrições	C
10	A	S	S	N	N	Exige desenvolvimento com alto custo para desenvolver	D
	B	S	S	S	S	Sem restrições	D
	C	S	S	N	N	Exige desenvolvimento com alto custo para desenvolver	D
	D	S	S	S	S	Sem restrições	D

Fonte: Autor (2021)

Concluída a avaliação qualitativa, o número de combinações dos princípios de soluções ainda é elevado, exigindo uma nova triagem com critérios ordenadores, tais como: atendimento à lista de requisitos, incompatibilidade do sistema, semelhança a outro sistema. Tais critérios descartaram as variáveis que não apresentaram viabilidade.

Essa nova triagem resultou na eliminação simultânea das soluções 2C, 2D e 3C, que correspondem respectivamente aos botões deslizante e giratório, e ao *trackball*, porque tanto o ajuste da sensibilização quanto o ajuste da posição do texto podem ser realizados pelo mesmo princípio de solução repetido em 2B e 3B: o *touchpad*. Também foi possível eliminar as soluções 5A e 6A, utilizando o mesmo raciocínio, pois existe uma solução repetida em 5B e 6B que à princípio consegue atender a demanda: o microcontrolador programável.

A partir dessa avaliação qualitativa, os princípios de solução que não foram desclassificados da matriz morfológica com a triagem apresentada no Quadro 10 ou eliminados pelas considerações do parágrafo anterior, foram então combinados conforme o Quadro 11, totalizando dezesseis combinações possíveis, que no método descrito por Pahl et al. (2005) são denominadas: variantes de solução.

Quadro 11 – Combinação dos princípios de solução


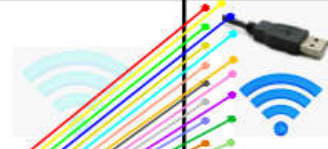













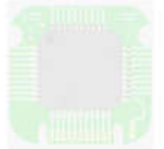







Combinações dos Princípios de Soluções										Variantes
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8A	9A	10B	V1
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8B	9A	10B	V2
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8A	9B	10B	V3
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8B	9B	10B	V4
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8A	9A	10D	V5
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8B	9A	10D	V6
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8A	9B	10D	V7
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7A	8B	9B	10D	V8
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8A	9A	10B	V9
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8B	9A	10B	V10
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8A	9B	10B	V11
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8B	9B	10B	V12
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8A	9A	10D	V13
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8B	9A	10D	V14
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8A	9B	10D	V15
1C	2B	3B	4C	5B	6B	7B	8B	9B	10D	V16


Fonte: Autor (2021)

As dezesseis variantes de solução obtidas, podem ser melhor observadas marcando com pontos coloridos as combinações de princípios de solução da matriz morfológica, apresentada no Quadro 9, e a partir desses pontos, são traçadas linhas coloridas, resultando na ilustração apresentada no Quadro 12.

Quadro 12 – Lista de concepções alternativas

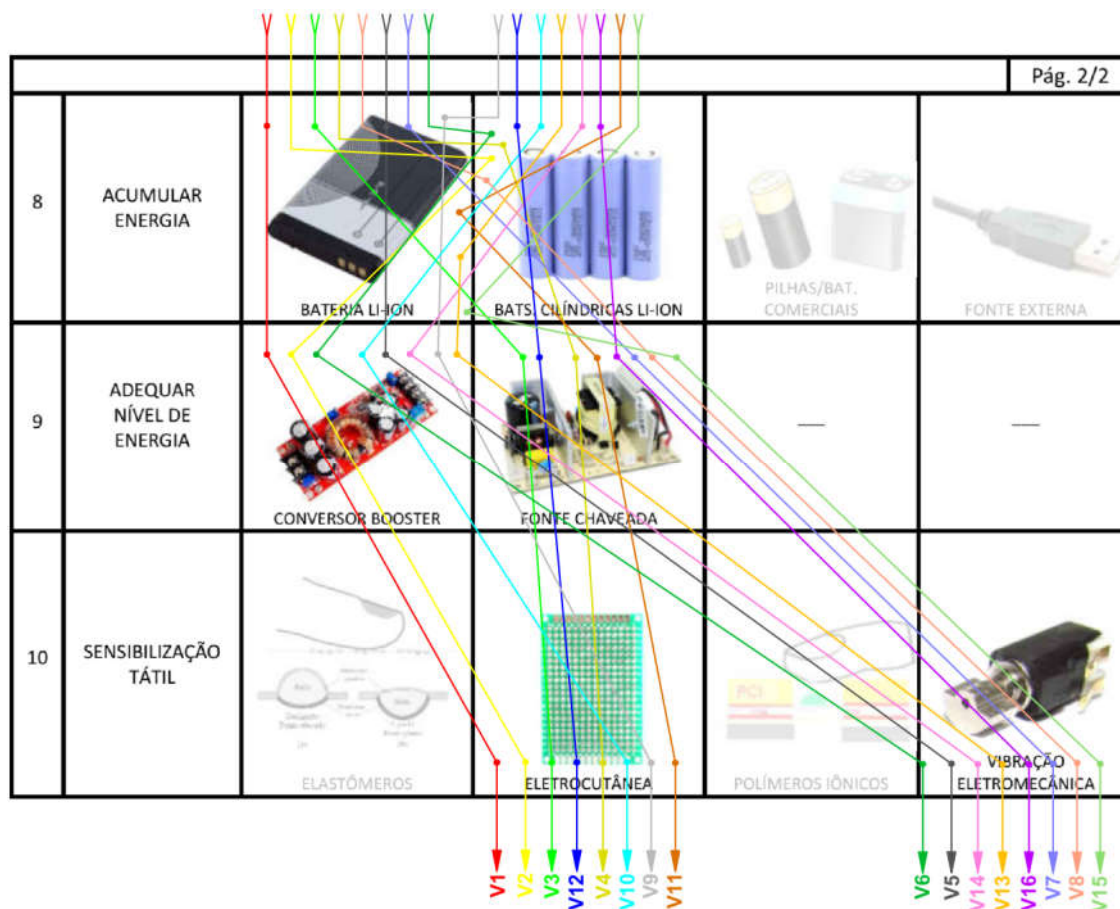
Continuação

FUNÇÃO / COMPONENTE		CONCEPÇÕES ALTERNATIVAS			
		SOLUÇÕES			
		A	B	C	D
1	COMUNICAÇÃO DIGITAL	 VIA CABO	 CABO E WIFI	 BLUETOOTH	
2	AJUSTAR SENSIBILIZAÇÃO	 MICROSWITCH	 TOUCHPAD	 BOTÃO DESLIZANTE	 BOTÃO GIRATÓRIO
3	AJUSTAR POSIÇÃO NO TEXTO	 MICROSWITCH	 TOUCHPAD	 TRACKBALL	 TECLADO 4 SENTIDOS
4	SINALIZAR COMANDOS	 BUZZER	 BUZZER/VIBRACALL	 BUZZER/VIBRACALL	 BUZZER/VIBRACALL EXT
5	PROCESSAR INFORMAÇÕES	 CPU MICROPROCESSADOR	 MICROCONTROLADOR PIC	 EXTERNA APLICATIVO	—
6	MEMORIZAR INFORMAÇÕES	 CHIP DE MEMÓRIA	 MEMÓRIA INTERNA DO PIC	 EXTERNA APLICATIVO	—
7	MEDIÇÃO DA TEMPERATURA	 SENSOR PASSIVO	 CI DEDICADO	—	—



V1 V2 V3 V4 V5 V6 V7 V8 V9 V10 V11 V12 V13 V14 V15

Conclusão



Fonte: Autor (2021)

As linhas coloridas plotadas no Quadro 12 totalizam dezesseis variantes de solução, que potencialmente poderiam resultar em até dezesseis produtos diferentes, entretanto o projeto objetiva o melhor conceito para um único produto, logo essas variantes precisam ser selecionadas. Desse modo, busca-se o conjunto de concepções alternativas com soluções mais adequadas para a realização das subfunções constituintes da função global, o que deve ser feito aplicando critérios de seleção adequados para filtragem das melhores variantes, por meio de uma lista de seleção das variantes de solução, conforme apresentado no Quadro 13.

Os filtros aplicados, apesar de utilizarem quesitos idênticos aos da avaliação qualitativa das soluções do Quadro 10, foram empregados somente após estudos mais aprofundados sobre o detalhamento técnico de cada solução, ampliando o nível de exigência dos quesitos, principalmente em relação às subfunções secundárias, procurando observar as mínimas diferenças capazes de distinguir e eleger as opções com maior qualificação.

Quadro 13 – Seleção das variantes de soluções

Lista de Seleção das Variantes de Soluções						
Projeto: Desenvolvimento de um display Braille de Baixo Custo						
Avaliar alternativas de solução de acordo com os critérios de seleção:				Decisão:		
Simbologia: (+) Sim; (-) Não; (?) Falta informações.				Simbologia: (+) Prosseguir; (-) Descartar; (?) Obter informações.		
Variantes	Atende a lista de requisitos?					Decisão
	Apresenta funcionalidade?					
	Em princípio Realizável?					
	Observações / Justificativas					
V1	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V2	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V3	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V4	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V5	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V6	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V7	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V8	+	-	-	Solução 7A (sensores passivos): Menor precisão. Exige calibragem que dificulta a realização em grande escala.		-
V9	-	+	-	Solução 8A (bateria moldada de Li-Ion): Exige projeto exclusivo para o dispositivo. O alto custo dificulta a realização.		-
V10	-	-	+	Solução 9A (Booster): Não apresenta isolamento de segurança.		-
V11	-	+	-	Solução 8A (bateria moldada de Li-Ion): Exige projeto exclusivo para o dispositivo. O alto custo dificulta a realização.		-
V12	+	+	+	Sem restrições.		+
V13	-	+	-	Solução 8A (bateria moldada de Li-Ion): Exige projeto exclusivo para o dispositivo. O alto custo dificulta a realização.		-
V14	-	-	+	Solução 9A (Booster): Não apresenta isolamento de segurança.		-
V15	-	+	-	Solução 8A (bateria moldada de Li-Ion): Exige projeto exclusivo para o dispositivo. O alto custo dificulta a realização.		-
V16	+	+	+	Sem restrições.		+

Fonte: Autor (2021)

Observando o Quadro 13, a sequência crescente das oito variantes, de V1 à V8, elas têm em comum a mesma concepção alternativa de solução 7A, que corresponde a um sensor de temperatura passivo, tipo NTC, que seria utilizado para medir a temperatura da bateria, para alertar quanto a sobreaquecimentos, evitando acidentes, conforme exige o requisito h2 da lista de requisitos do Quadro 6. Porém, realizando uma análise mais profunda, obteve-se a

informação de que a variação da temperatura ambiente, juntamente com a resposta não-linear e a tolerância do componente, gerariam imprecisão, que exige a calibragem manual durante a fabricação, impedindo a plena automatização do processo, criando, assim, atrasos e baixando a escala de produção, o que foi relatado sucintamente, como dificultar a realização. Logo, optou-se pela solução restante, 7B, que utiliza um circuito integrado dedicado, medindo mais precisamente da temperatura, pois possui um sistema interno de ajuste em relação à temperatura ambiente, dispensando a calibragem manual para a fabricação, viabilizando, dessa forma, a plena automatização da montagem, com a conseqüente otimização da escala produtiva, contribuindo para a minimização dos custos de produção, possibilitando um DB de baixo custo, o que eliminou essas oito variantes.

As variantes V10 e V14 têm em comum a solução 9A, uma fonte chaveada tipo *booster*, que utiliza um indutor para a elevação da tensão de saída, resultando em um circuito compacto e eficiente. Porém, analisando a norma internacional de segurança para eletrodomésticos IEC 60335-1, essa exige que as fontes de energia utilizem transformadores que apresentem isolação galvânica entre a entrada e a saída, denominados de transformadores isoladores, evitando possíveis eletrocussões dos usuários. Logo, optou-se pela solução restante, 9B, cuja fonte chaveada é do tipo clássica, utilizando um transformador isolador, mais seguro ao usuário, o que atende ao requisito h1 da lista de requisitos do Quadro 6, eliminando essas duas variantes.

As variantes V11, V13 e V15 utilizam a mesma solução, 8A, para acumular energia, uma bateria de Li-Ion moldada, que geralmente precisa ser projetada exclusivamente para o dispositivo, pois adequações de baterias comerciais pertencentes a outros aparelhos são normalmente patenteados, tendo o seu uso impedido por exclusividade do fabricante ou exigindo acordos comerciais, aquisição de direitos, *royalties* etc, o que pode gerar custos adicionais. Logo, a opção restante, 8B, tende a ser mais acessível, porque trata de baterias cilíndricas de Li-Ion, dimensionadas em padrão comercial, semelhantes às pilhas, vendidas livremente como componentes genéricos e fabricadas em larga escala, naturalmente atingindo preços mais acessíveis do que as baterias moldadas e ainda possibilitando mais facilidade de substituição futura, o que culminou na eliminação dessas três variantes.

Dessa forma, restaram duas variantes livres das restrições que eliminaram as outras catorze opções. São elas as variantes V12 e V16, que foram marcadas com fundo cinza na lista, constituindo o resultado desta última etapa de seleção qualitativa.

3.2.5 Avaliação quantitativa das soluções

A metodologia sugere a avaliação quantitativa das duas variantes restantes, utilizando as diretrizes da norma alemã (VDI 2225, 1990, 1994, 1997) que inicia conforme o Quadro 14, considerando como critérios de avaliação os requisitos do produto elencados conforme os objetivos do projeto, com a respectiva importância quantificada através de pesos numéricos.

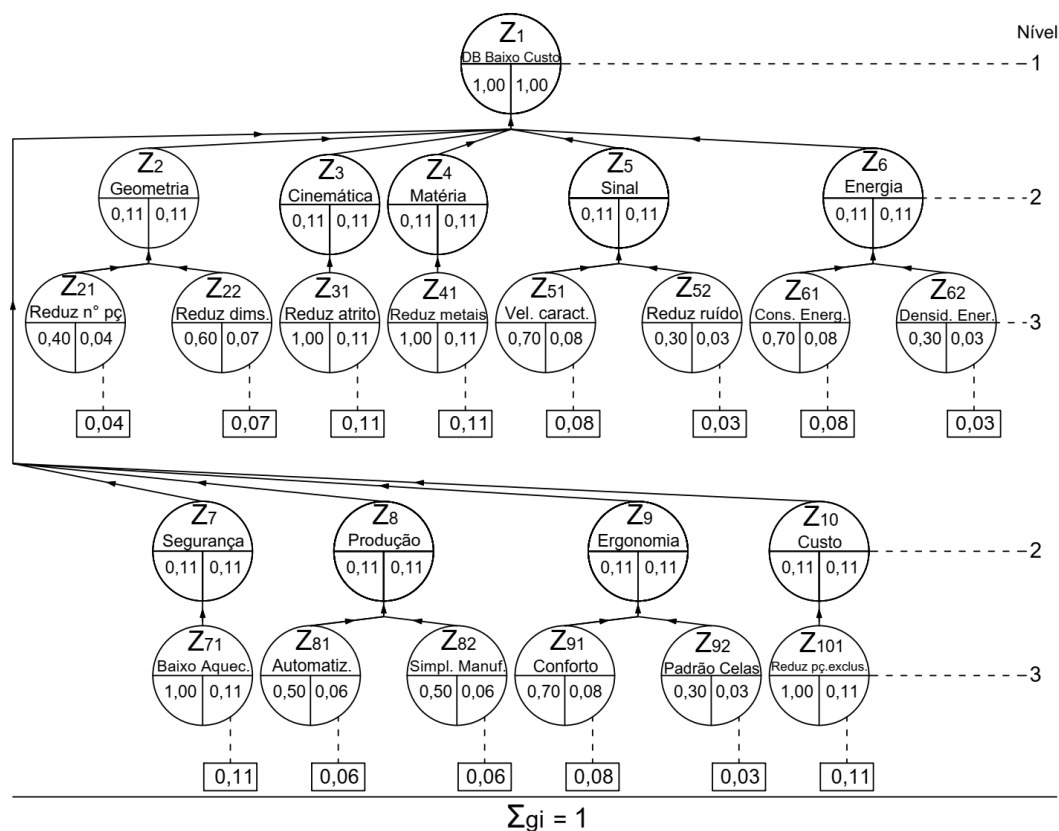
Quadro 14 – Listagem quantificada dos critérios

Descritivo dos Critérios	Pesos dos Níveis			Parcela %
	1	2	3	
Z1 – Display Braille de baixo custo	1,00			
Z2 – Geometria: Redução de volume		0,11		
Z21 – Redução da quantidade de peças/componentes			0,04	40
Z22 – Redução das dimensões das peças/componentes			0,07	60
Z3 – Cinemática: Redução de atrito		0,11		
Z31 – Utilizar tecnologia de sensibilização que reduza atritos			0,11	100
Z4 – Matéria: Redução de massa		0,11		
Z41 – Redução da quantidade de metais densos			0,11	100
Z5 – Sinal		0,11		
Z51 – Otimizar velocidade de apresentação dos caracteres			0,08	70
Z52 – Redução do ruído audível do DB			0,03	30
Z6 – Energia: Otimizar autonomia do fornecimento de energia		0,11		
Z61 – Redução do consumo de energia			0,08	70
Z62 – Otimizar densidade de energia da bateria			0,03	30
Z7 – Segurança: Evitar sobreaquecimentos		0,11		
Z71 – Redução do aquecimento dos componentes			0,11	100
Z8 – Produção: Viabilizar produção em larga escala		0,11		
Z81 – Otimizar automatização da montagem			0,06	50
Z82 – Simplificar manufatura			0,06	50
Z9 – Ergonomia		0,11		
Z91 – Otimizar conforto na leitura			0,08	70
Z92 – Buscar padronização das celas Braille			0,03	30
Z10 – Custo		0,11		
Z101 – Redução de peças exclusivas ou sob medida			0,11	100
Somatório dos Pesos =	1,00	1,00	1,00	

Fonte: Autor (2021)

A Figura 33 apresenta os critérios organizados hierarquicamente com os respectivos pesos, cuja soma total em cada nível deve resultar em 1.

Figura 33 – Organograma dos critérios



Fonte: Autor (2021)

Estabelecidos e quantificados os critérios, a forma de avaliação das variantes de solução é apresentada no Quadro 15, tendo como parâmetros os objetivos do projeto e os benefícios da solução, pontuados em uma escala crescente de valores de 0 a 4 em relação a cada um dos critérios.

Quadro 15 – Pontuação para avaliação das soluções

Continuação

Critérios		Avaliação				
Z21	Redução quantidade peças	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.
Z22	Redução dimensões peças	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.
Z31	Redução de atritos	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.
Z41	Redução de metais densos	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.

Conclusão

Z51	Velocidade dos caracteres	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z52	Redução de ruído do DB	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z61	Redução do consumo energia	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z62	Densidade de energia Bateria	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z71	Redução do aquecimento	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z81	Automatização da montagem	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z82	Simplificação da manufatura	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z91	Conforto na leitura	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z92	Padronização Celas Braille	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
Z101	Redução de peças exclusivas	Insuficiente	Mín.	Regular	Suficiente	Máx.						
PONTUAÇÃO GENÉRICA		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
PONTUAÇÃO VDI 2225		0		1		2		3		4		

Fonte: Autor (2021)

A Tabela 1 apresenta os cálculos para a quantificação das duas variantes de solução.

Tabela 1 – Cálculos para avaliação das duas variantes

Critérios de avaliação		Variante V12			Variante V16		
Descrição	Peso	Avaliação	Valor	V. Pond.	Avaliação	Valor	V. Pond.
Redução quantidade de peças	0,04	Máx.	4	0,16	Suficiente	3	0,12
Redução dimensão das peças	0,07	Máx.	4	0,28	Regular	2	0,14
Redução de atritos	0,11	Máx.	4	0,44	Suficiente	3	0,33
Redução de metais densos	0,11	Máx.	4	0,44	Suficiente	3	0,33
Velocidade dos caracteres	0,08	Máx.	4	0,32	Máx.	4	0,32
Redução de ruído do DB	0,03	Máx.	4	0,12	Regular	2	0,06
Redução do consumo de energia	0,08	Suficiente	3	0,24	Suficiente	3	0,24
Densidade de energia da bateria	0,03	Suficiente	3	0,09	Suficiente	3	0,09
Redução do aquecimento	0,11	Máx.	4	0,44	Suficiente	3	0,33
Automatização da montagem	0,06	Máx.	4	0,24	Suficiente	3	0,18
Simplificação da manufatura	0,06	Máx.	4	0,24	Suficiente	3	0,18
Conforto na leitura	0,08	Mín.	2	0,16	Máx.	4	0,32
Padronização das Celas Braille	0,03	Suficiente	3	0,09	Regular	2	0,06
Redução de peças exclusivas	0,11	Máx.	4	0,44	Suficiente	3	0,33
SOMATÓRIOS =	1,00			3,70			3,03

Fonte: Autor (2021)

O cálculo apresentado na Tabela 1 resultou em um maior valor ponderado total para a variante de solução V12. Isso porque a variante V16 utiliza micromotores com carga desbalanceada, utilizados para *vibracall* de celulares, enquanto a variante V12 não apresenta quaisquer partes móveis, sendo constituída apenas por uma matriz de contatos gerada sobre uma PCI, contendo proporcionalmente pouco metal se comparada à variante V16. Desse modo, o primeiro critério de avaliação – redução da quantidade de peças – apresenta valor ponderado menor para a variante V16, pois esta possui mais do que as duas partes fixas da PCI da variante V12, apresentando pelo menos seis partes: carga excêntrica, eixo, mancal, magneto rotativo, estator e bornes. Isso impacta diretamente os critérios terceiro, quarto e sexto listados na primeira coluna da Tabela 1 – redução de atritos, metais densos e ruído –, contribuindo com valores ponderados inferiores para a variante V16 nesses quesitos.

O valor ponderado resultante também é menor para a variante V16 em relação ao critério de redução do aquecimento, devido à circulação proporcionalmente maior de corrente nos micromotores, pois a corrente eficaz típica dos diferentes tipos de micromotores de vibração, varia entre 40mA a 90mA, circulando dentro do motor, ou seja, mantendo parte do calor no interior do dispositivo, porém, conforme Nohama (1997) apud Pereira (2006), em um contato com a ponta dos dedos sem o uso de gel condutor, a corrente atinge no máximo 1mA, circulando em superfícies abertas e, quando em contato com a extremidade digital do usuário, facilita a dissipação do calor.

Quanto aos critérios automatização da montagem e simplificação da manufatura, a variante V12 novamente leva vantagem, pois facilita a automatização da montagem devido ao seu formato simples em peça única feita de compósito leve, enquanto o posicionamento de diversos micromotores pode dificultar a automatização e/ou manufatura caso atinja densidades maiores para constituir as celas Braille.

A redução de peças exclusivas é negativamente crítica quanto à variante V16, porque o micromotor necessita pelo menos outra peça para transferir a vibração ao ponto Braille da cela, exigindo a criação e a montagem dessa peça, o que não ocorre com a matriz de contatos da variante V12.

Portanto, conforme a lista de requisitos e a função global, a variante V12 favorece a minimização do consumo de energia por gerar menos aquecimento, não emite ruídos, facilita a fabricação e sugere a minimização de custos de produção, quando comparada com a variante V16, o que levou à escolha da variante V12 para a definição do conceito.

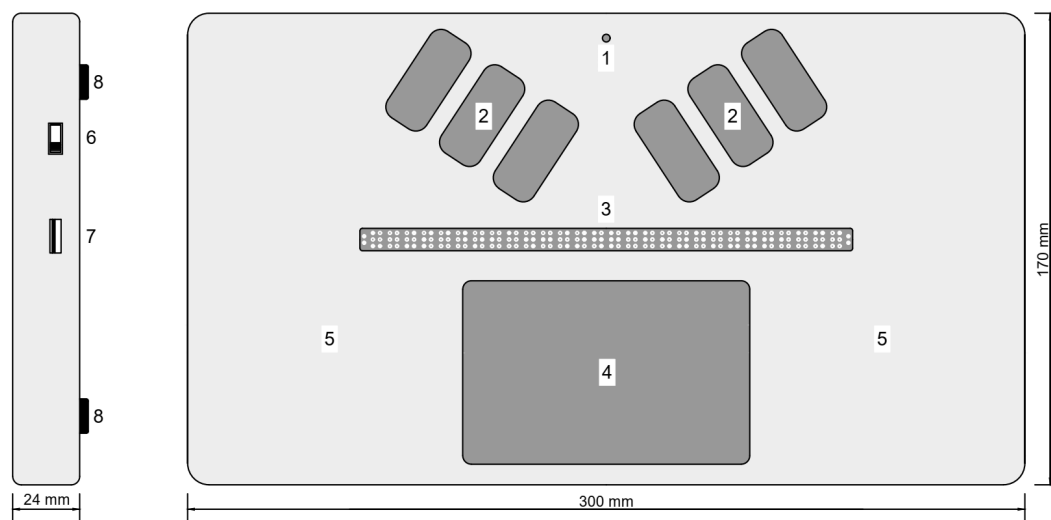
3.2.6 Definição do conceito

A Figura 34 apresenta o conceito do dispositivo projetado. Definiu-se o conceito a partir do resultado obtido com a metodologia, unindo os elementos da variante V12 com os elementos básicos dos DB comerciais, resultando nos seguintes itens: considerando que os DB comerciais apresentam de 20 a 40 celas, foi criada uma linha eletrotátil para a leitura Braille, com 28 celas, dimensionadas conforme o padrão de impressão em Braille para folhas de papel de 210 mm de largura; um teclado para escrita em Braille com as teclas posicionadas ergonomicamente; um *touchpad* para os comandos e ajustes; e um orifício central superior para a emissão de retornos sonoros dos comandos.

Também foi considerada a ergonomia, para evitar o cansaço ou eventuais danos à saúde do usuário, oferecendo o espaço necessário para o apoio da palma das mãos ao utilizar o teclado, inclusive permitindo que os polegares tivessem acesso direto ao *touchpad*.

Quanto à lista de requisitos, as dimensões obtidas resultaram maiores do que a referência utilizada: *tablet* de 8", devido ao espaço destinado às mãos, que foi ampliado pelo ângulo do teclado ergonômico; também, a espessura do dispositivo dobrou, para poder acomodar as pilhas recarregáveis de Li-Ion, que normalmente apresentam 18 mm de diâmetro, adicionadas à espessura de 3 mm das paredes do gabinete.

Figura 34 – Conceito do projeto



1- Retorno sonoro; 2- Teclado Braille, teclas 37 mm X 16,6 mm; 3- Linha Braille eletrotátil, 28 celas; 4- *Touchpad* 66 mm X 105 mm; 5- Espaço p/ apoio mãos; 6- Interruptor liga/desl.; 7- Conector universal USB; 8- Pontos de apoio em bancada.

Fonte: Autor (2021)

4 EXPERIMENTOS PARA A MONTAGEM DO PROTÓTIPO

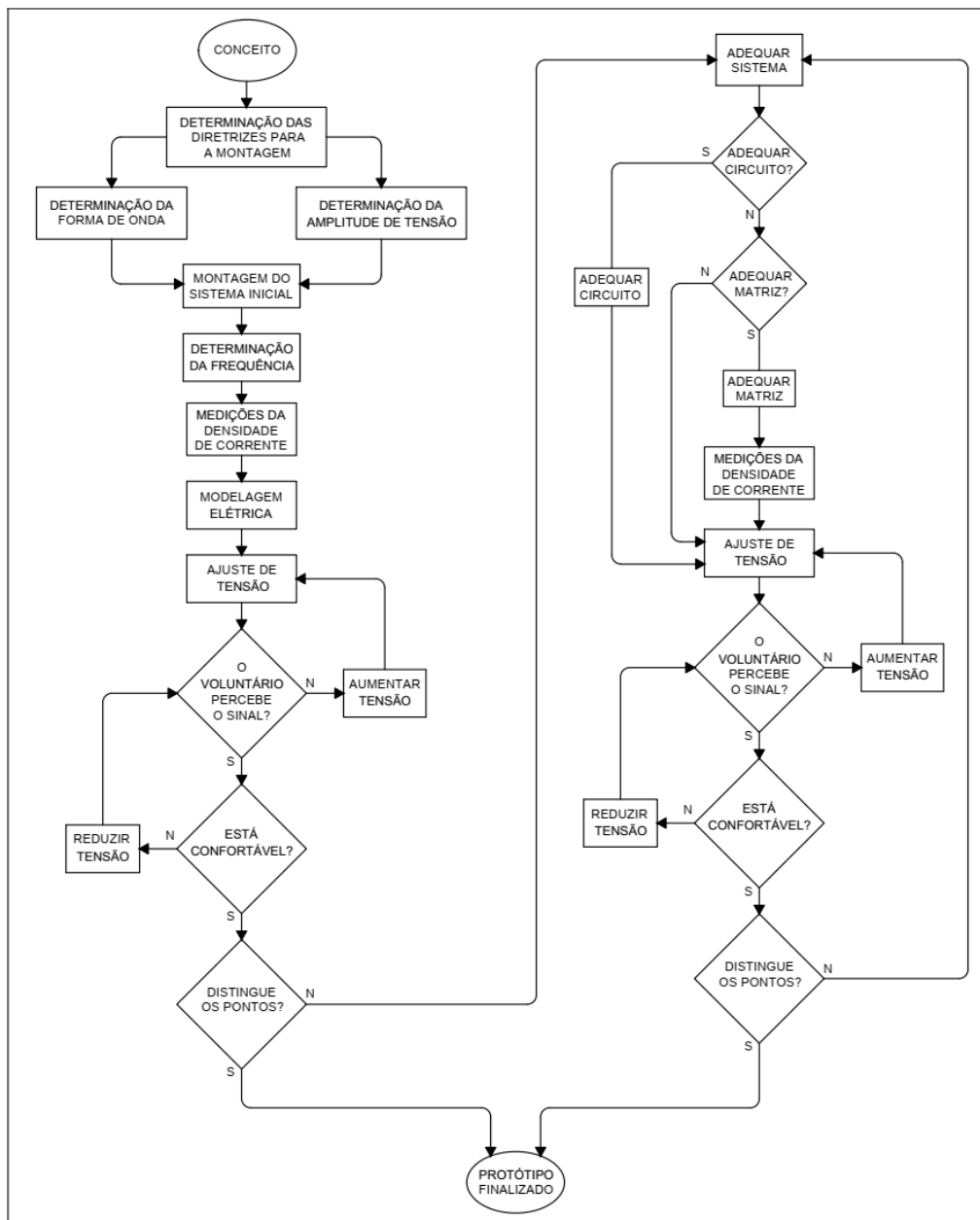
A eficácia da sensibilização eletrotátil é fundamental na concepção do display Braille de baixo custo. Dessa forma, a implementação de um protótipo para avaliar, com o auxílio de voluntários, a efetividade da sensibilização dessa interface homem-máquina, torna-se essencial para a validação desta proposta.

Entretanto, o conceito apresentado, apesar de optar pela sensibilização eletrotátil e determinar as dimensões da linha Braille, não fornece o projeto da matriz de contatos para a sensibilização, tampouco dos circuitos eletrônicos para as fontes de energia, a excitação da matriz, dentre outros detalhes técnicos para a montagem de um protótipo funcional.

Logo, este capítulo trata dos experimentos que conduziram à obtenção de um protótipo de sensibilização eficaz, partindo das considerações e dimensionamentos iniciais, baseados nos trabalhos apresentados no capítulo 2 e atendendo às necessidades dos usuários a partir da entrevista do item 3.2.1 e dos retornos positivos ou negativos sobre a percepção e o conforto, dados pelos voluntários durante os experimentos, que além de evidenciarem os desafios técnicos a serem solucionados durante o desenvolvimento para a obtenção do protótipo, fixam os parâmetros para a modelagem do circuito da interface homem-máquina, que representa as características e as possíveis variações da carga a serem suportadas pelo dispositivo. Essas informações são imprescindíveis para a definição da matriz de contatos e dos respectivos circuitos excitação, capazes de atingir a desejada eficácia, resultando na implementação do protótipo e nos experimentos finais para validação.

A Figura 35 apresenta o fluxograma dos experimentos para a montagem do protótipo, em que após os ensaios para a modelagem da carga, ocorrem as rotinas lógicas, confirmadas pelo voluntário, baseadas na percepção e no conforto e, adiante, a rotina para a busca da sensibilização eficaz, baseada na distinção entre os pontos. Dessa forma, em um sistema cujos pontos de sensibilização sejam perceptíveis, confortáveis e distinguíveis, o protótipo estará finalizado, pois essas condições determinam que o dispositivo é funcional, restando avaliar a eficácia a partir da análise e da discussão dos dados levantados nos mesmos experimentos que conduziram à finalização do protótipo.

Figura 35 – Fluxograma dos experimentos para a montagem do protótipo



Fonte: Autor (2021)

4.1 Diretrizes para a montagem do sistema inicial

A montagem do sistema inicial foi baseada em dois fundamentos: o primeiro é o atendimento às necessidades dos usuários, obtidas nas respostas dos deficientes visuais voluntários ao questionário do item 3.2. Já o segundo fundamento é o atendimento aos parâmetros de operação, por meio de testes preliminares com os voluntários, caracterizando os

sinais elétricos adequados à respectiva sensibilização eletrotátil, tais como: nível de tensão, forma de onda, frequência e o ciclo de trabalho ou *duty cycle*, definindo tanto a topologia do circuito, quanto a forma e as dimensões definitivas da matriz de eletrodos para os ensaios preliminares. Lembrando, conforme Zagler et al. (2018), o desconforto foi apontado como um dos principais pontos negativos para o emprego da sensibilização eletrocutânea, o que vai ao encontro da maior prioridade eleita pelos deficientes visuais voluntários ao responder ao mencionado questionário, determinando como condição fundamental para a correta operação da interface: a mitigação dos desconfortos eventualmente relatados pelos voluntários durante os ensaios preliminares.

O ponto de partida escolhido foi a forma de onda, porque essa característica é essencial para a definição da topologia e dos componentes do circuito.

4.1.1 Forma de onda

O tipo de sinal que determinou a montagem do circuito inicial foi primeiramente escolhido entre as características de alternado ou bipolar, invertendo a polaridade a cada ciclo, ou então pulsado, também denominado de unipolar por apresentar apenas uma polaridade. Tais qualidades divergem a ponto de alterar completamente o circuito.

Segundo Kajimoto et al. (2003), o estímulo catódico é o mais adequado para a estimulação das células de Merkel. O experimento da Figura 25, descrito por Kandel et al. (2014), concluiu que esses mecanorreceptores têm maior nitidez para a leitura em Braille, porque apresentam os menores campos receptivos. Ademais, usando apenas a polaridade catódica, o estímulo é unipolar, possibilitando a simplificação dos circuitos e impactando na redução do espaço de montagem, consumo energético e custos resultantes.

Conforme Koeppen e Stanton (2020), os neurônios transmitem as informações na forma de tudo ou nada, similar à comunicação binária utilizada pela informática, porque a transmissão do estímulo somente ocorre durante o fenômeno conhecido como potencial de ação, quando existe a sensibilização da célula nervosa e, assim, é iniciado o processo eletroquímico denominado bomba de Sódio-Potássio ou NaK, transportando o estímulo em forma de um sinal eletroquímico.

Portanto, se a estimulação primária – neste caso a eletricidade – não atingir o nível necessário para que ocorra o potencial de ação, simplesmente não haverá a percepção desse estímulo, definindo-o como mínimo ou limiar. Logo, as ondas retangulares – que são as formas mais simples de serem geradas – podem atingir ou superar, quase instantaneamente, essa

diferença de potencial mínima necessária para a percepção do estímulo, evitando – durante o período em que a forma de onda ainda não atingiu o estímulo mínimo – que a energia resultante seja consumida e desperdiçada, como no caso da utilização de formas de onda triangulares, senoidais ou dentes-de-serra, por exemplo.

Além disso, a célula nervosa apresenta um período de latência entre dois estímulos subsequentes. Caso haja um estímulo durante esse período latente, a célula simplesmente não realizará o transporte do sinal elétrico, por isso é dito que o neurônio está no período refratário (KOEPPEN; STANTON, 2020).

A partir desse conjunto de informações sobre a neurofisiologia do sistema sensorial, é possível concluir que o período após a elevação da onda retangular pode ter a sua duração reduzida, com tal brevidade a ponto de comportar-se como um impulso. Isso porque, uma vez superado o potencial limiar e estimulado o neurônio, deverá haver um longo intervalo de tensão nula para que esse tempo ultrapasse ou possa ao menos coincidir com o período de latência dos neurônios, resultando em um trem de impulsos elétricos, com os ciclos de trabalho tendendo a ser os menores possíveis, determinando o uso dessa forma de onda.

4.1.2 Amplitude de tensão

Buscando evitar a necessidade de substâncias químicas para redução da resistividade da pele, visando maior acesso ao uso do dispositivo, foi utilizado como referência o trabalho realizado por Liu et al. (2016), que utilizou a amplitude de 200 V para uso em contato direto com a pele, sem o emprego de substâncias condutivas. Logo, esse parâmetro de amplitude deve ser alcançado pelo circuito inicial, permitindo inclusive ultrapassá-lo, caso necessário.

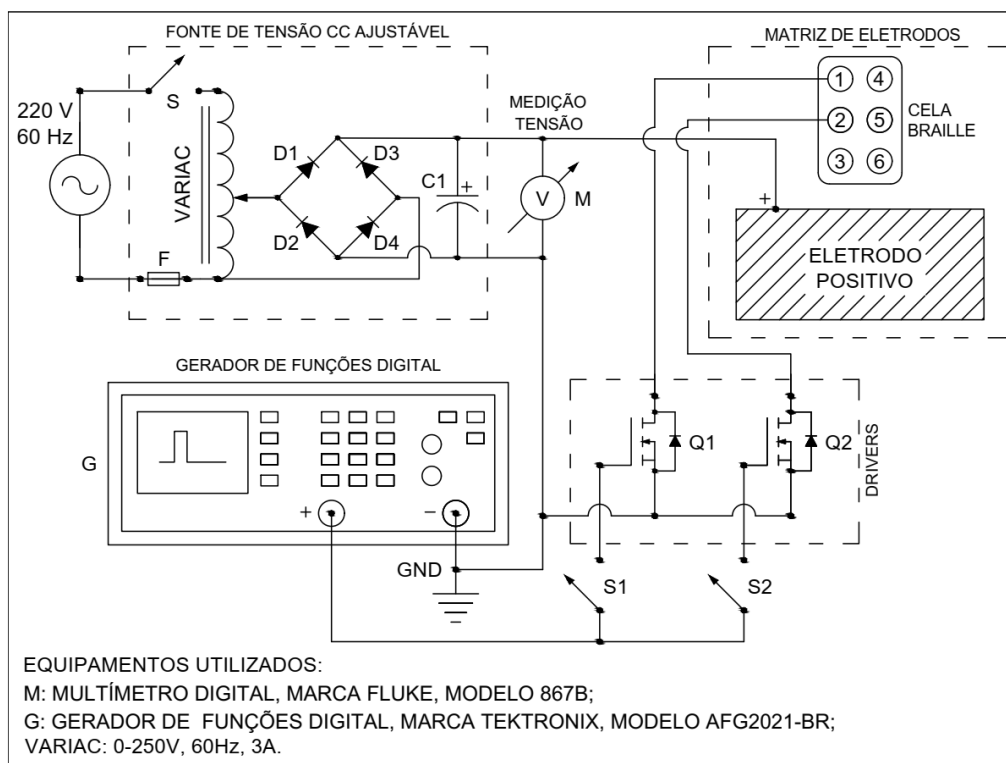
4.2 Montagem do sistema inicial

A Figura 36 apresenta um sistema elétrico correspondente à forma e à amplitude de onda escolhidas para os experimentos, utilizando um gerador de sinais digital, uma fonte de tensão contínua ajustável com saída de até 350 V, um circuito implementado para chaveamento eletrônico de potência ou *drivers*, um multímetro digital e a matriz de eletrodos.

Um autotransformador ajustável ou variac, alimentado em 220 V, 60 Hz, com capacidade de 3 A e saída de tensão RMS de 250 V, foi utilizado para compor uma fonte ajustável em corrente contínua, através de uma ponte retificadora de onda completa, cuja tensão de pico foi mantida por um capacitor eletrolítico de 150 μ F com tensão nominal de 450 V.

O chaveamento das tensões relativamente elevadas sobre a matriz de eletrodos, foi controlado pela baixa tensão do gerador de funções digital, utilizando como *drivers* dois transistores MOSFET de canal N, modelo IRF840.

Figura 36 – Sistema de inicial utilizado no experimento



Fonte: Autor (2021)

No canto superior direito da Figura 36, foi representada parcialmente a matriz de eletrodos, com o eletrodo positivo constante, sem possibilidade de interrupção ou chaveamento, permanecendo como referência de potencial, em que as palmas das mãos dos voluntários ficaram apoiadas em contato ininterrupto, resultando em área de contato centenas de vezes maior do que cada um dos pontos Braille. Já os pontos da cela Braille na matriz são todos eletrodos negativos, habilitados ou não por interruptores que conectam os *gates* dos *drivers* ao sinal fornecido pelo gerador de funções digital.

Dessa forma, quando ligado o interruptor S1 ou S2, é fechado o circuito do *gate* do respectivo MOSFET Q1 ou Q2, que fica sob a ação direta do gerador de funções, constituindo assim um circuito composto pela fonte de tensão ajustável, os polos da matriz de eletrodos e a mão do voluntário. Isso gerou uma densidade de campo elétrico no eletrodo negativo da cela Braille, que foi cerca de mil vezes maior do que no eletrodo positivo em contato com palma da

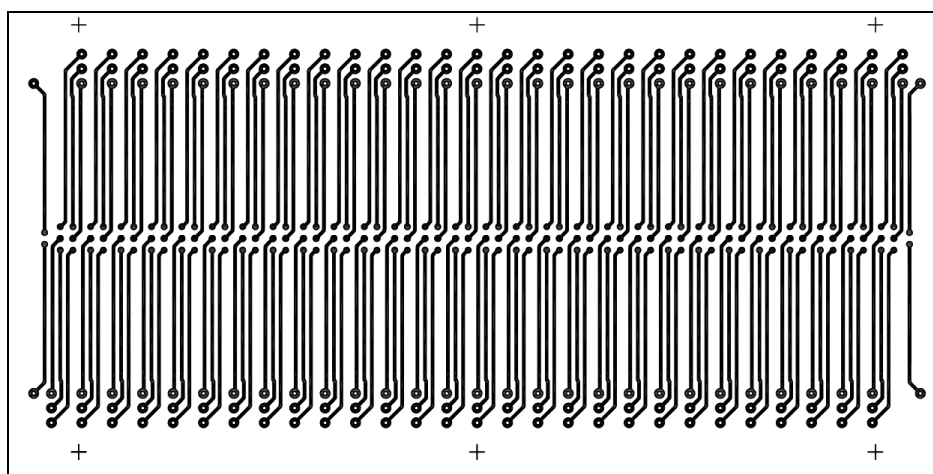
mão do voluntário, resultando na percepção de uma leve descarga elétrica apenas na pele que toca o eletrodo negativo da cela Braille, mas não apresentou quaisquer sensações táteis na palma da mão do voluntário, apoiada no referencial positivo.

Essa configuração de um eletrodo de referência positivo aberto, para o apoio da palma da mão, foi escolhida para permitir, além da ergonomia, principalmente a liberdade para o voluntário desligar-se rápida e completamente da energia, o que não é possível com um eletrodo de referência preso no punho, como foi utilizado por Liu, et al. (2016).

4.2.1 Matriz de eletrodos inicial

A orientação inicial para compor a matriz de eletrodos foi baseada nas topologias e dimensões utilizadas por Kajimoto et al. (2003), Pereira (2006) e Liu et al. (2016), porém buscando aproximá-la ao máximo possível das linhas Braille dos DB atuais, que apresentam linhas de leitura similares às geradas por regletes, máquinas de escrever e impressoras Braille. Ou seja, em vez de constituir apenas um ponto ou cela Braille para ensaios, foi aproveitada a confecção dessa matriz, configurando uma linha de leitura completa, para eventualmente torná-la definitiva, viabilizando inclusive ensaios comparativos de leitura com as impressões de alto relevo em papel, conforme o projeto da Figura 37, que serviu para a confecção de uma placa de circuito impresso ou PCI.

Figura 37 – Projeto da matriz de eletrodos inicial



Fonte: Autor (2021)

A possibilidade de ensaios comparativos de leitura permitiria a medição da eficiência de leitura do sistema proposto, o que é diferente da avaliação da eficácia, porque além de

confirmar qualitativamente a efetividade do funcionamento, também conseguiria quantificar o novo sistema com referência ao sistema convencional.

O projeto da Figura 37 apresenta, na linha central da imagem, eletrodos dimensionados com o *software* CAD, em forma de discos metálicos cromados, de 1,2 mm de diâmetro, resultando em 28 celas Braille, totalizando 168 eletrodos catódicos em uma placa de circuito impresso em fibra de vidro, com 1,5 mm de espessura.

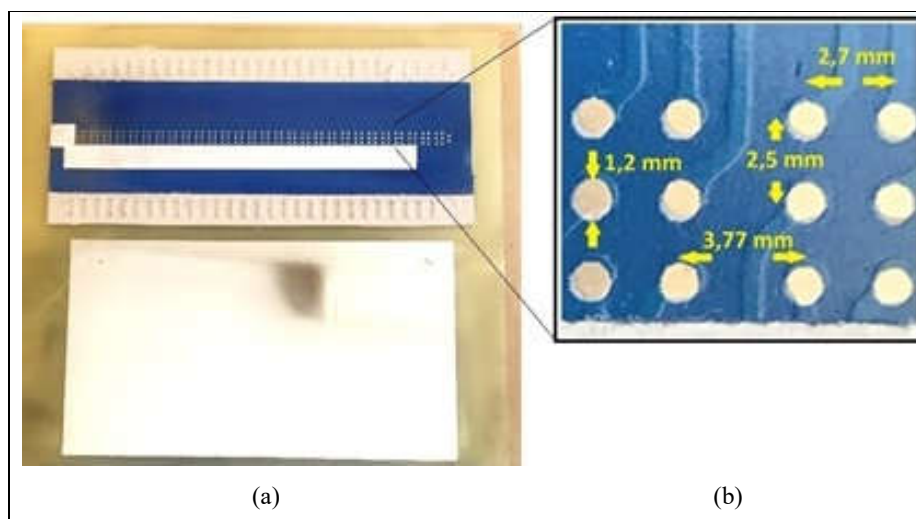
Na parte superior da Figura 37, estão representadas três linhas de terminais de soldagem (ilhas) no topo do desenho e outras três linhas de ilhas na base do desenho, totalizando seis ilhas por cela Braille – três superiores e outras três inferiores – em que a linha Braille fica localizada no centro do desenho, composta por 28 celas Braille de seis pontos ou círculos de 1,2 mm de diâmetro, estes últimos conectados às ilhas superiores e inferiores por meio de trilhas de conexão. A primeira linha de ilhas superiores corresponde aos pontos 1 das celas, a segunda aos pontos 6, e a terceira aos pontos 5. Enquanto a última linha inferior de ilhas liga os pontos 4 das 28 celas, a penúltima linha aos pontos 3, e a antepenúltima aos pontos 2. Nota-se ainda, antes de iniciar e após o término da linha de celas, que existem dois pontos de contato, possibilitando o sensoriamento da passagem da extremidade digital de leitura do voluntário para a atualização automática das novas informações a serem lidas pelo usuário.

Esse projeto gerou uma tela de *silkscreen* para a transferência de pintura sobre a superfície da fina camada de cobre de uma placa virgem para circuito impresso, para posterior corrosão com percloroeto férrico, perfuração das ilhas e conexão de fios com solda chumbo-estanho. Viabilizaram-se, assim, as conexões elétricas para a cromagem das ilhas, trilhas e dos círculos metálicos que compõem a linha Braille central com as suas 28 celas, a fim de proteger o cobre da oxidação e garantir a durabilidade e a qualidade do contato elétrico.

Essa placa de circuito impresso cromada foi preenchida com algumas camadas de tinta vinílica ou PVA cinza, posteriormente lixada para nivelar com as trilhas e os pontos da linha Braille, resultando, como apresentado à esquerda na Figura 38 (a), no fundo cinza claro que aparece no topo e na base do retângulo azul ou máscara isolante, em que a linha Braille está centralizada.

Esse preenchimento isolante em PVA foi necessário para a posterior aplicação de uma máscara isolante com *silkscreen*, à base de tinta epóxi azul. Dessa forma, deslizando o dedo, o leitor tende a perceber apenas os eletrodos em forma de disco, que representam os pontos Braille, desde que eles estejam conectados ao polo negativo da fonte, mantendo as trilhas de cobre que conectam os discos pouco perceptíveis ao tato.

Figura 38 – Imagem da matriz de eletrodos inicial



Fonte: Autor (2021)

Conforme a imagem à direita, na Figura 38 (b), o distanciamento horizontal entre os centros dos círculos metálicos que equivalem aos pontos Braille é de 2,7 mm, e verticalmente de 2,5 mm, formando cada unidade de cela Braille, que foram separadas de 3,77 mm, para adequação ao padrão de impressão em papel. Essas dimensões são similares à maioria das matrizes de eletrodos, como as apresentadas por Kajimoto et al. (2003), Pereira (2006) e Liu et al. (2016). Conforme a imagem no topo e à esquerda na Figura 38 (a), as fitas adesivas brancas – aplicadas do lado esquerdo e também abaixo da linha Braille – têm a finalidade de servir como guias para o deficiente visual, mostrando respectivamente o início e a orientação horizontal da linha de celas.

No centro da Figura 38 (a), o eletrodo positivo, após a cromagem e o polimento, resultou em um espelho de 100 mm de altura por 180 mm de comprimento, situado 45 mm abaixo da linha Braille, para favorecer ergonomicamente o apoio da parte inferior da palma da mão, tanto de eventuais leitores infantis quanto de adultos, lembrando que na leitura Braille convencional esse apoio não existe, em detrimento à ergonomia.

4.2.2 Considerações sobre a frequência

Para determinar a frequência ideal dos testes, foram considerados três fatores:

- As limitações sensoriais do tecido nervoso;
- Os efeitos relativos à estimulação impulsiva;
- Os efeitos associados à velocidade relativa de leitura.

4.2.2.1 Limitações sensoriais

O período refratário ou de latência de cada neurônio limita a sua frequência de estimulação. Conforme a Figura 24, no caso dos mecanorreceptores responsáveis pela leitura em Braille, as células de Merkel apresentam resposta em frequência até 100 Hz, com a melhor frequência de resposta em 5 Hz, enquanto os corpúsculos de Meissner têm frequência de até 300 Hz, com a melhor resposta em frequência em 50 Hz (KANDEL et al. 2014). Apesar de isso não impedir que os efeitos da eletricidade sejam percebidos em frequências maiores através das outras diversas fibras nervosas existentes, para a topologia do circuito escolhido, as frequências menores também favorecem tanto a ideia da minimização do consumo energético quanto permite a manutenção do nível referencial de tensão oferecido. Isso devido à redução da quantidade de carga drenada a partir do capacitor C1 do circuito de testes apresentado na Figura 36, considerando que o carregamento desse componente até o referencial de tensão contínua mensurado, ocorre por meio dos picos de tensão senoidal pulsada em 120 Hz, resultante da retificação em onda completa de 60 Hz.

4.2.2.2 Efeito pelicular

Como a redução na tarefa do ciclo ou *duty cycle* da onda retangular, motivada pelo período refratário dos neurônios, resultou em um trem de impulsos, logo a frequência determinada por meio do gerador de funções corresponde à taxa de repetição de impulsos unipolares, separados por períodos nulos relativamente grandes, se comparados com o tempo de duração de cada impulso. Logo, cada impulso pode ser entendido como um evento individual, em que a largura ou período de duração de cada impulso está associada a uma frequência fundamental, que resulta relativamente elevada em comparação com a frequência de repetição dos impulsos. Isso significa que existe uma frequência associada a cada impulso o que pode gerar um efeito pelicular, que tende a manter os campos eletromagnéticos resultantes na interface entre a pele e o eletrodo, concentrando energia extra na epiderme.

Tal efeito pelicular individual de cada impulso sugere o uso de frequências de repetição mais baixas possíveis para minimizar o que poderia, eventualmente, gerar a saturação sensorial ou até mesmo a deterioração dos mecanorreceptores, principalmente dos que se encontram mais próximos da interface epidérmica, como é o caso das células de Merkel e dos corpúsculos de Meissner.

4.2.2.3 Efeito da velocidade de leitura

A linha Braille, quando sensibilizada com uma determinada frequência de repetição de impulsos unipolares, ao ser percorrida pelo deslocamento da digital do usuário, oferece a percepção dessa frequência reduzida pela velocidade relativa de leitura. Desse modo, quanto menor a frequência do sinal e maior a velocidade de leitura, menor ainda será a frequência resultante percebida pelo leitor.

Portanto, para evitar que durante o experimento o leitor deixe de perceber quaisquer dos pontos da cela Braille, a mínima percepção possível de um ponto seria, ao percorrer a distância equivalente ao diâmetro cada ponto ou eletrodo, que este emitisse ao menos um único pulso de tensão. Porém, a fim de se garantir a melhor percepção tátil possível, optou-se por ampliar para o mínimo de três impulsos gerados ao percorrer o diâmetro do eletrodo. Isso porque, em caso de uma falha eventual no sinal – motivada por interferência eletromagnética ou quaisquer outros motivos técnicos – que seja capaz de prejudicar a emissão de pelo menos um dos impulsos, a informação não seria omitida e ainda poderia ser reforçada por um segundo impulso.

4.2.3 Determinação da frequência

Conforme as considerações acima, a frequência foi calculada tendo como referência uma velocidade de leitura considerada máxima, permitindo que qualquer usuário, mesmo um com maior capacidade de leitura, tivesse acesso às informações com eficácia.

A velocidade máxima de leitura, conforme a APACE, é de 200 caracteres por minuto ou 3,34 caracteres/s. A distância percorrida é a própria linha Braille, com 28 caracteres em 174,5 mm, 28 caracteres divididos por 3,34 caracteres/s resulta em 8,4 s, equivalendo à velocidade máxima de 22,8mm/s. Dessa forma, ao percorrer a distância de 1,2 mm equivalente ao diâmetro do eletrodo, decorrem 0,0527 segundos, período em que três impulsos devem acontecer, logo 0,0527 s divididos por 3 resulta no período de 0,0176 s, que corresponde à frequência mínima de 56,93 Hz, imediatamente arredondado para 60 Hz.

Conforme a Figura 24, a frequência calculada de 60 Hz é compatível com os limites de frequência sensoriais de até 300 Hz dos mecanorreceptores, ficando mais próxima da frequência ideal de 50 Hz para os corpúsculos de Meissner, porém dentro da faixa de frequência das células de Merkel, de até 100 Hz. Também atende à frequência de carga em 120 Hz do capacitor C1 do circuito sensibilizador, sobrando tempo para a carga completa antes de cada descarga. Essa

frequência também contribui para diminuir a repetição de impulsos, minimizando eventuais consequências do efeito pelicular.

4.3 Medições da densidade de corrente com a matriz inicial

A medição da densidade de corrente entre a pele e o eletrodo é fundamental porque demonstra a eficiência do conjunto eletrodo e sinal, auxiliando o pesquisador a desenvolver o sistema implementado. No caso deste trabalho, essa eficiência também é importante devido à redução do consumo, pois a otimização da sensibilização corresponde à redução da energia. Entretanto, a resistência elétrica da pele humana é inconstante, apresentando valores típicos variando de 0,02 M Ω a 2 M Ω (SCHWARTZ; ANDRASIK, 2016).

No início de cada um dos experimentos, realizados em momentos distintos, foram registradas medições da resistência elétrica do dedo indicador de cada voluntário. Para isso empregou-se o mesmo multímetro digital que compôs o sistema da Figura 36, tendo a mão do voluntário posicionada conforme a Figura 40 e sempre considerado o pior caso, ou seja, quando ocorria o maior valor de resistência para ambos os voluntários, resultando nas densidades de corrente da Tabela 2, sendo que para cada valor obtido, foram realizadas três medições.

Tabela 2 – Medidas da densidade de corrente da matriz inicial

Tensão de Pico U_p [V], Resistência R [M Ω] e Densidade de Corrente Eficaz D_i [μ A/mm ²]															
Voluntário	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i
A	82	4,6	0,71	100	6,8	0,58	80	5,6	0,56	75	3,1	0,96	85	2,7	1,26
	90	3,5	1,02	77	1,2	2,54	93	3,4	1,08	78	5,2	0,59	83	4,1	0,80
B	88	5,4	0,65	92	4,3	0,85	76	4,8	0,63	88	3,7	0,94	95	7,4	0,57
	76	4,2	0,72	83	3,8	0,86	80	5,2	0,61	120	9,1	0,52	86	6,3	0,54

Fonte: Autor (2021)

As mensurações foram realizadas em ambiente com temperatura estabilizada em 23°C, minimizando a sudorese da pele, para que resistividades maiores fossem atingidas, tendendo a exigir do sistema ensaiado valores de tensão mais elevados para a sensibilização. Dessa forma, foi possível a simulação dos casos mais exigentes quanto à capacidade de tensão a serem apresentadas pelo protótipo.

A Tabela 2 demonstra as medidas das densidades de corrente eficaz ou RMS, calculadas a partir das tensões de pico ajustadas no limiar de sensação e das resistências elétricas apresentadas pelas mãos dos voluntários em contato com a matriz de eletrodos.

A frequência de repetição de impulso utilizada foi de 60 Hz, com 0,2 % de ciclo de trabalho ou 33 μ s de duração do impulso, para a área de contato de um eletrodo de 1,13 mm².

O cálculo da densidade de corrente eficaz no eletrodo negativo, utilizada para obter os resultados da Tabela 2, foi realizado através das equações (1) e (2):

$$U_{ef} = U_p \cdot \sqrt{D_c} \quad (1)$$

$$D_i = (U_{ef} / S \cdot R) \cdot 10^6 \quad (2)$$

Onde:

U_{ef} representa a tensão eficaz ou RMS em Volts;

U_p corresponde a tensão de pico em Volts;

D_c é o *Duty Cycle* ou tarefa do ciclo, que conforme o item 4.3 é 0,2%, então: $D_c = 0,002$;

D_i representa a densidade de corrente em μ A/mm²;

S é a área da superfície de contato com o eletrodo em mm², no caso: $S = 1,13$ mm²;

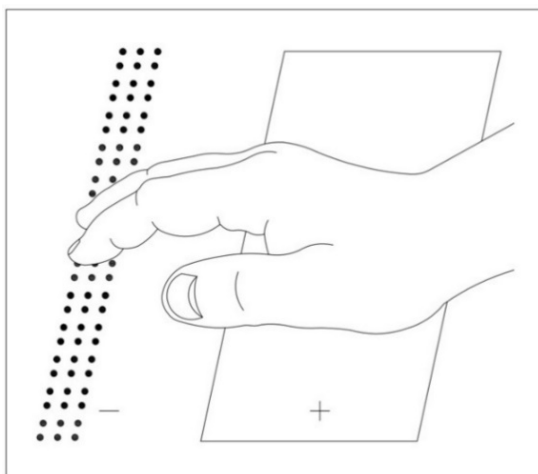
R corresponde ao valor da resistência ôhmica medida em $M\Omega$.

4.4 Modelo elétrico

Para o melhor entendimento sobre a interação entre o sistema sensibilizador e o usuário, foi proposta a modelagem elétrica, por meio da topologia de um circuito equivalente, considerando o ponto de vista do sistema sensibilizador em relação ao usuário.

A Figura 39 demonstra posicionamento da mão do voluntário sobre a matriz de eletrodos, do ponto de vista do circuito elétrico que realiza a sensibilização eletrocutânea.

Figura 39 – Mão do voluntário na matriz de eletrodos

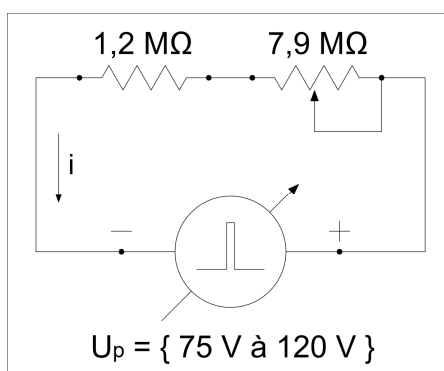


Fonte: Autor (2021)

A mão equivale a uma carga resistiva, ao interconectar as superfícies dos eletrodos positivo e negativo da matriz de eletrodos, que fecha o circuito alimentado pela fonte ajustável, a qual por sua vez é chaveada pelos *drivers*, apresentados na Figura 36.

Considerando os valores medidos, durante os experimentos apresentados na Tabela 2, que variaram entre $1,2\text{ M}\Omega$ à $9,1\text{ M}\Omega$, correspondendo à resistência total equivalente à mão, é possível atribuir esses valores ao circuito equivalente, conforme a Figura 40, que foi submetido durante os experimentos, a tensões de pico da fonte (U_p), que variaram de 75 V até 120 V , para que o usuário pudesse perceber adequadamente a sensibilização.

Figura 40 – Modelo elétrico dos experimentos iniciais



Fonte: Autor (2021)

O valor de resistência mínima, a partir da Tabela 2, é representada na Figura 40 por um resistor fixo de $1,2\text{ M}\Omega$, associado em série com um resistor variável de zero à $7,9\text{ M}\Omega$, para a soma resultante atingir o máximo de $9,1\text{ M}\Omega$, conforme os experimentos.

4.5 Experimentos iniciais da eficácia de leitura

Logo após o levantamento dos parâmetros de operação, foram conduzidos ensaios para viabilização da eficácia de leitura, que é dependente da capacidade do leitor de diferenciar a sensação entre os distintos pontos da cela Braille.

Conforme Koeppen e Staton (2020), a discriminação entre dois pontos de estímulo tátil é proporcionada pelos denominados campos receptivos, que são áreas da pele providas de certa densidade de mecanorreceptores, consideradas as características de cada tipo. Quando os sinais desses campos receptivos são interpretados pelo sistema nervoso central, este determina qual será a capacidade de discriminação entre dois ou mais estímulos simultâneos em uma determinada área da pele. Dentre os variados tipos de mecanorreceptores, as células de Merkel

– excitadas catodicamente no presente trabalho – e os corpúsculos de Meissner apresentam os campos receptivos, contendo definição espacial ou capacidade discriminatória dentre múltiplos pontos de sensibilização.

Logo, a prioridade desses ensaios foi a avaliação e a otimização da discriminação entre os pontos da cela Braille, porém levando em consideração:

- A eliminação das sensações incômodas, orientando o voluntário para retirar a mão da matriz de contatos e relatar quaisquer incômodos – por menores que fossem – diminuindo a tensão imediatamente para poder recomeçar o ensaio;
- O ajuste da tensão sempre próxima do limiar de percepção do voluntário, evitando sobre-excitações, tanto para eliminar as sensações incômodas – pois as tensões de limiar e incômodo são próximas – quanto para evitar a saturação da percepção tátil, conforme adiante;
- A saturação da percepção tátil após determinado tempo de leitura, fato que foi percebido nos ensaios para o levantamento dos parâmetros de operação – denominado de efeito de adaptação por Pereira (2006) –, exigindo o aumento da tensão tipicamente após 30 minutos de ensaios;
- O aumento da sudorese, em parte controlado através da estabilização da temperatura ambiente, pois ela naturalmente diminui a resistência da pele, intensificando a densidade de corrente, podendo contribuir para o incômodo e o efeito de adaptação.

4.5.1 Limiar da discriminação entre dois pontos

Quando uma cela Braille impressa em papel oferece dois ou mais pontos em alto relevo a serem reconhecidos pelo leitor, esses estímulos são simultâneos durante a passagem do dedo de leitura. Mas, no caso dos impulsos elétricos, quando dois eletrodos negativos próximos são ligados simultaneamente, como a digital do voluntário está polarizada positivamente, ao tocar ambos os eletrodos gera uma corrente elétrica total que corresponde à soma das duas correntes fornecidas aos eletrodos, resultando em um único nó ou ponto de fluxo elétrico, porém com maior área resultante em comparação com os pontos originais, ou seja, o leitor diminui ou anula a capacidade discriminatória, inviabilizando a leitura.

Relativo à distância mínima para a percepção entre dois pontos, conforme Nohama (1997) apud Pereira (2006), para a sensibilização electrocutânea, o limiar da discriminação entre dois pontos ou TPDT, ocorre a partir da distância de 7mm.

Como as celas Braille da matriz de eletrodos inicial possuem espaçamento menor do que o TPDT mencionado, para atender ao padrão das celas Braille convencionais, isso inviabilizou a leitura. Portanto, a discriminação entre dois pontos excitados eletricamente e distanciados a menos de 7mm, foi um desafio que exigiu uma primeira adequação no sistema inicial.

4.6 Primeira adequação do sistema

Buscando a necessária distinção entre os pontos para a leitura Braille eletrotátil, dois eletrodos negativos foram estimulados com trens de impulso idênticos em frequência e largura de pulso, porém foram defasados em meio período no tempo, ocorrendo alternadamente um impulso do primeiro eletrodo e meio período após o impulso do outro eletrodo, e assim sucessivamente.

Para realizar a defasagem dos trens de impulsos, o circuito do sensibilizador apresentado na Figura 36 foi adequado, substituindo o gerador de funções digitais por um microcontrolador, usando saídas distintas para cada um dos *gates* de Q1 e Q2.

Como a frequência de repetição em cada um dos trens de impulsos foi de 60 Hz, que defasados resultaram em 120 Hz ao leitor, a interpretação do sistema nervoso central reconheceria os sinais defasados como eventos simultâneos, semelhante ao que ocorre com a sucessão em 24 Hz de fotografias utilizadas nas antigas projeções cinematográficas, percebidas pelo SNC como movimento contínuo.

Entretanto, após implementada essa modificação na geração de sinais, os voluntários relataram nítida diminuição da percepção, exigindo o aumento da tensão para atingir o mesmo nível de percepção anterior, quando era sensibilizado apenas um ponto. Isso ocorreu porque ao gerar dois pontos de excitação elétrica, mesmo que defasados, para o circuito de alimentação trata-se de uma carga dobrada a ser suprida pelo mesmo capacitor de filtragem C1. Apesar de a intensidade de corrente drenada do capacitor estar na ordem de microampères, foi o suficiente para diminuir a tensão abaixo do limiar de percepção.

Em um primeiro momento, a solução foi simples: aumentar a capacitância. Outras soluções seriam ainda melhores, como utilizar uma fonte chaveada oferecendo um nível contínuo de tensão. Porém, com uma análise mais profunda do problema, percebe-se, na prática, que um leitor adulto pode atingir de uma e meia a duas celas Braille com a extremidade digital, significando algo entre 9 a 12 eletrodos, que receberão uma carga resistiva por curto período de tempo, pois o dedo do leitor estará em movimento, bem como a quantidade real de eletrodos

acionados varia conforme as letras que forem apresentadas pelo display. Assim, para manter o nível de tensão acima do limiar de percepção, mas abaixo do sentimento de incômodo, o ideal seria um sistema capaz de captar a posição do dedo do leitor, calcular a quantidade de pontos acionados e assim controlar a intensidade de tensão fornecida, porém mudando rapidamente essa intensidade na medida em que o dedo do leitor modifica a sua posição. Ora, um sistema com esse nível de complexidade tende a elevar o custo, exigindo alta velocidade de processamento, sistema de sensoriamento em múltiplos pontos e programação sofisticada.

Ademais, após os devidos ajustes, os voluntários não conseguiram perceber com nitidez a distinção entre dois pontos, nem mesmo ativando dois pontos mais distantes possíveis dentro da cela Braille. Ou seja: ativando os pontos 1 e 6 ou então 4 e 3, que estão cerca de 5,7 mm de distância entre si, novamente confirmando a distância mínima de 7mm para a distinção entre dois pontos, informada por Nohama (1997) apud Pereira (2006).

Ao analisar esse fato, observou-se – apesar de os sinais serem fornecidos em momentos diferentes – que o sistema sensorial humano não foi capaz de percebê-los como distintos, porque devido ao efeito da frequência, não houve tempo de o SNC registrar a informação acerca dessa distinção, pois provavelmente não houve tempo para cessar o período refratário dos neurônios sensoriais, conforme preconiza Koeppen e Stanton (2020). Lembra-se, ainda, que além dos axônios das células de Merkel e dos corpúsculos de Meissner – ambos mecanorreceptores responsáveis pela leitura em Braille – também existem muitos outros axônios que podem ser atingidos pelo campo elétrico sensibilizador. Portanto, a primeira adequação do sistema não obteve resultado positivo.

4.6.1 Pontos extrassensíveis na pele

Mesmo controlando a intensidade do sinal de forma a não ocorrer incômodo, houve casos em que o reposicionamento ou pequenos deslocamentos da digital do usuário sobre o eletrodo causou forte desconforto. Descobriu-se, então, que esse incômodo poderia ocorrer em determinados pontos localizados próximos ao centro da extremidade da digital dos voluntários, pois reposicionando o dedo novamente em 2mm, aproximadamente, era o suficiente para resolver o problema. Desse modo, aparentemente, apresentaram-se pontos na digital com maior sensibilidade à eletricidade, que foi inicialmente atribuído a uma sudorese mais intensa naquele ponto, e a consequente diminuição da resistência elétrica local. A partir dessa hipótese, foi realizada a secagem cuidadosa da digital antes e também quando da ocorrência dessas reclamações, o que não solucionou definitivamente essas sensações. Sendo assim, o motivo de

existirem esses pontos extrassensíveis não pôde ser esclarecido, inclusive porque a fisiologia da extremidade digital humana e seus possíveis efeitos interativos nas sensações eletrocutâneas não são o foco do presente estudo.

Entretanto, isso demonstrou que o fato de os eletrodos negativos apresentarem áreas reduzidas, capazes de concentrarem os campos elétricos e incrementarem a densidade de corrente, contribuiu para que esses pontos sensíveis fossem eletrificados mais intensamente quando do encontro com um eletrodo. Tal fato causou desconforto, eventualmente relatado como uma sensação pungente insuportável, capaz de forçar os voluntários a retirarem suas digitais instintivamente do eletrodo.

4.7 Segunda adequação do sistema

Como após à primeira adequação do sistema, tendo modificado o circuito, os ensaios não foram satisfatórios devido à não discriminação entre os pontos, somado às dificuldades com a fonte de alimentação e aos eventuais desconfortos em determinados pontos das digitais dos voluntários, percebeu-se a necessidade de uma reavaliação mais profunda do sistema de sensibilização, antes de partir para uma solução complexa, como a descrita no quinto parágrafo do item 4.6. A primeira reavaliação deveria incluir a matriz de eletrodos, buscando maior abrangência para uma solução alternativa.

4.7.1 Análise dimensional da matriz inicial

No que tange às dimensões da cela, essa foi primeiramente revisada, considerando a distância de 7mm preconizada por Nohama (1997) apud Pereira (2006). Recalcularam-se as dimensões da cela, o que resultou em formato ergonomicamente inviável para a leitura, especialmente para crianças e adolescentes, justamente o motivo pelo qual existe a atual padronização em tamanho reduzido. Porém, mesmo que essas novas dimensões pudessem ser praticadas, haveria a redução da quantidade total de caracteres na linha Braille em 60 %, exigindo que o leitor percorresse cerca de três vezes mais espaço para ler a mesma quantidade de caracteres do espaçamento convencional.

Em relação ao redimensionamento da superfície de contato dos eletrodos da cela de leitura eletrotátil, os pontos de alta sensibilidade na extremidade das digitais – observados durante os ensaios, conforme o item 4.6.1 – sugeriam um aumento das superfícies de contato dos eletrodos, evitando a concentração demasiada dos campos elétricos e da consequente sobre-

excitação daqueles pontos sensíveis. Essa necessidade novamente exigia o redimensionamento da cela, apesar de isso criar dificuldades ergonômicas. Entretanto, o aumento das superfícies de contato diminui a distância entre essas áreas, prejudicando a distinção entre os pontos a serem lidos.

Uma solução harmoniosa entre os quesitos supra, de maneira não excludente, resultou inviável porque sempre alguma questão deixava de ser adequadamente atendida, apresentando alguma deficiência que teria de ser simplesmente aceita como menos prioritária. Ou, ainda, conceito de matriz de eletrodos deveria ser repensado de modo mais profundo do que simplesmente em termos geométricos ou de *design*, buscando outro ponto de vista. Logo, optou-se por verificar essa última ideia.

4.7.2 Análise para a adequação funcional da matriz

Durante a busca por uma alternativa às matrizes de contato convencionais, a funcionalidade desse tipo de interface foi analisada observando o fluxo de informações binárias, tanto do ponto de vista da recepção quanto da leitura.

Para que o leitor receba as informações da interface, cada caractere é disponibilizado por meio de celas com 6 bits, a serem recebidos simultaneamente em um único terminal receptor ou extremidade digital, o que na área de informática é uma forma de comunicação semelhante à denominada como paralela, ou seja, os bits são recebidos ao mesmo tempo, no entanto precisam ser perfeitamente distinguidos. Nessa linha de raciocínio, o leitor da informação possui mais de um terminal de contato ou dedos, cujo número total supera a quantidade de bits de cada caractere a ser recebido.

Logo, é natural que fosse questionado se cada um dos dedos poderia ser responsável pela recepção de um único bit do total da informação, o que simplesmente dispensaria a necessidade de distinguir pontos em um mesmo terminal ou extremidade digital. Entretanto, isso lança outra questão: se os deficientes visuais conseguiriam realizar com facilidade essa leitura separadamente em cada um dos dedos. Imediatamente após a essa análise, ao relembrar as imagens da Figuras 4 e 6 (a), que apresentam a interface inversa, responsável pela transmissão das informações – o teclado – confirmou-se que essa ideia de comunicação de um único bit para cada extremidade digital já existe há muito tempo, porém somente para escrita ou transmissão de informações, e não para a leitura ou recepção de informações.

Dessa forma, uma matriz de eletrodos que possuísse seis pontos de recepção de informação eletrotátil, poderia utilizar seis pares de contatos, cada par empregando os dois

polos da fonte de excitação, um par para cada extremidade digital diferente. Isso seria suficiente para que o leitor recebesse uma sequência de caracteres sem a necessidade de percorrer uma linha Braille, cumprindo a função de interface eletrotátil para recepção de informações em Braille.

Essa configuração solucionaria definitivamente o problema da discriminação entre pontos distintos da cela, pois em vez de um conjunto de bits por digital, há somente um bit. Outra vantagem evidente é a quantidade reduzida de eletrodos, que antes era de 28 caracteres de 6 bits, resultando em 168 eletrodos negativos mais um positivo, mas nessa nova configuração seriam seis pares de contatos, ou seja, apenas 12 eletrodos. Isso resulta na simplificação dos circuitos, otimização energética, dentre outras consequências positivas para a minimização dos custos e da portabilidade. Essa pequena quantidade de eletrodos favorece o aumento da área superficial dos mesmos, o que colabora com a diminuição da densidade de corrente, evitando que os pontos extrassensíveis, observados em 4.6.1, sejam excitados em demasia.

Atualmente, conforme a APACE, durante a alfabetização dos deficientes visuais, o aprendizado da escrita inicia normalmente com a reglete, porém concomitantemente com o uso das máquinas de escrever em Braille. Logo, a sequência de informações através de um bit por dedo já está consolidada em deficientes visuais desde a alfabetização, o que vem ao encontro com esta nova proposta de leitura, que utilizaria a mesma sequência de informações, viabilizando o uso dessa nova configuração da matriz de eletrodos.

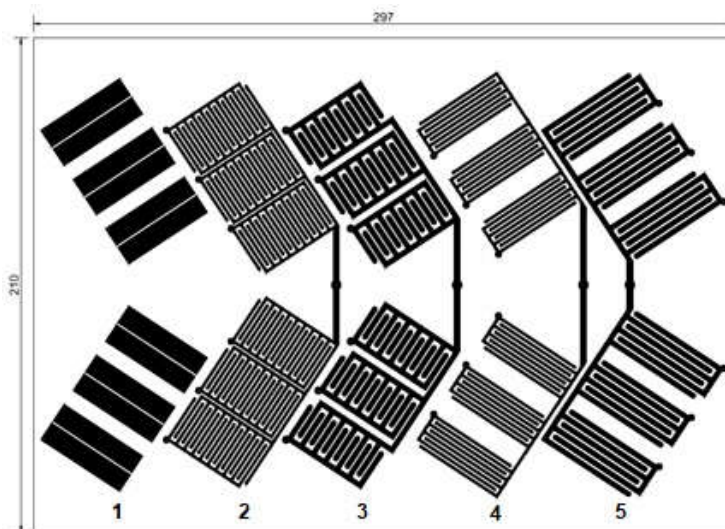
Uma facilidade desse novo sistema de comunicação em Braille, é que o próprio teclado poderia ser um par de eletrodos sensível ao toque, transmitindo as informações tecladas e também funcionar como um par de eletrodos para sensibilização tátil, realizando a recepção de informações oriundas da internet a partir de outro teclado remoto ou de um texto eletrônico. Dessa forma, viabilizaria um sistema inédito de transmissão e recepção de informações de texto por meio da mesma interface.

Portanto, como essa nova proposta de alteração funcional da matriz de eletrodos aparentemente solucionaria os problemas observados durante os ensaios anteriores, foi realizada a sua implementação.

4.7.3 Implementação da matriz modificada

O primeiro item a ser estudado para a implementação dessa nova matriz, é a configuração dos eletrodos. Dessa forma, conforme a Figura 41, foram criados cinco conjuntos de eletrodos, possibilitando a escolha do tipo mais adequado, através de experimentos.

Figura 41 – Desenho dos conjuntos de eletrodos experimentais

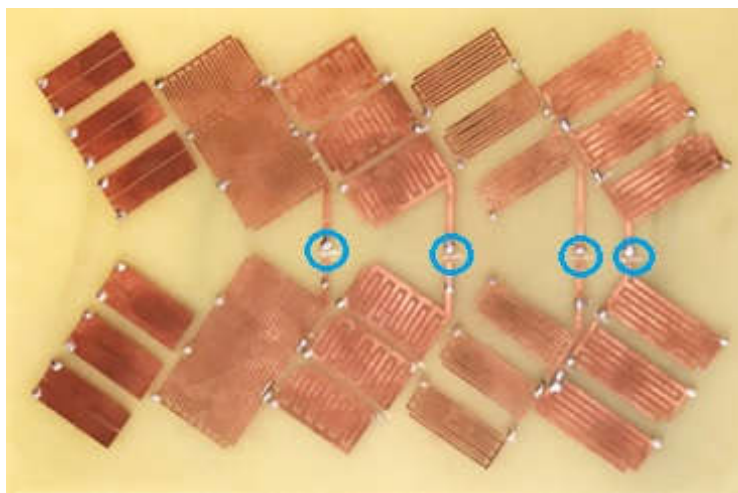


Fonte: Autor (2021)

O primeiro conjunto (1), é o mais simples, com seis pares de eletrodos de superfície contínua em formato retangular, com 8,5 mm de largura por 40 mm de comprimento, separados por um *gap* de 1 mm. O segundo (2) e o terceiro (3) conjuntos, apresentaram trilhas de contato dispostas transversalmente, ou horizontais à digital do usuário, com 1mm e 2mm de largura respectivamente, com o mesmo *gap* de 1 mm. O quarto (4) e o quinto (5) conjuntos, são similares aos dois anteriores, exceto pela disposição longitudinal das trilhas.

A Figura 42 mostra a PCI resultante do projeto da Figura 41.

Figura 42 – Imagem das cinco matrizes propostas



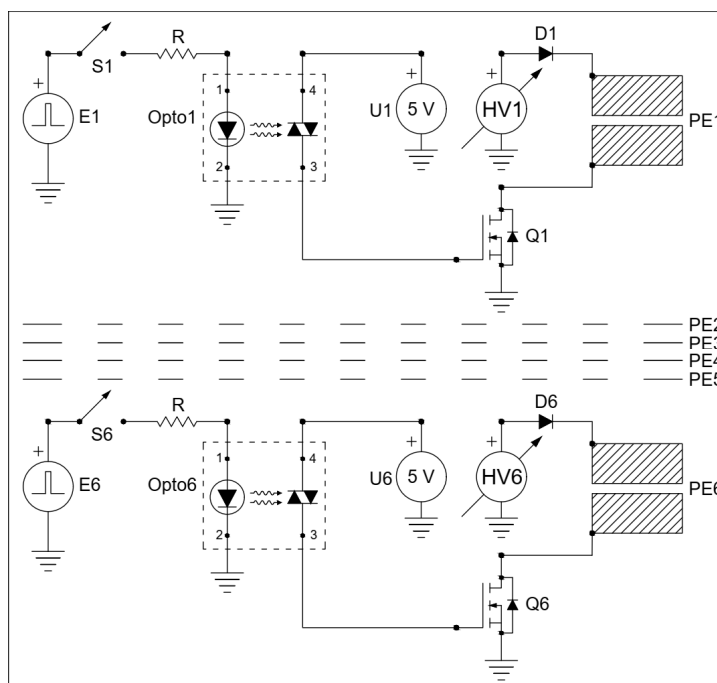
Fonte: Autor (2021)

Essa PCI foi devidamente fixada sobre um gabinete isolante, com cinco saídas laterais de seis pares de contato para as fiações de cada conjunto. Porém, para a utilização desses seis pares por conjunto, foi necessária a correção das trilhas, realizando cortes, como pode ser visto no centro dos círculos azuis, marcados na Figura 42.

4.7.4 Segunda adequação do circuito sensibilizador

Para verificar a necessidade de adequar o circuito sensibilizador da nova matriz implementada, foram realizados testes utilizando o mesmo circuito descrito em 4.6, para acionar dois pares de eletrodos, sensibilizando os dedos médio e indicador dos voluntários. Porém, eles relataram sensações desconfortáveis. Ao analisar essas ocorrências, foi observado que ao sensibilizar somente o dedo médio, esse apresentou menor resistividade do que o dedo de leitura ou indicador, gerando desconforto. Logo, restou evidenciado que cada extremidade digital possui características elétricas e de sensibilidade diferentes. Portanto, considerando a observação acima, confirmou-se a necessidade da adequação do circuito sensibilizador para a nova matriz implementada. Portanto, a Figura 43 apresenta os diagramas do novo circuito sensibilizador, cuja topologia completa consta no Apêndice 2.

Figura 43 – Diagramas do novo circuito sensibilizador



Fonte: Autor (2021)

Devido à necessidade de potenciais elétricos distintos para excitar as extremidades digitais, foram implementadas fontes ajustáveis contínuas de AT – HV1 a HV6 – utilizando um autotransformador de sete taps, após o ajuste médio do variac, para viabilizar os ajustes finos antes da retificação e filtragem. Mas, para garantir a não ocorrência da dispersão de correntes entre eletrodos negativos, prejudicando a percepção, foram gerados seis impulsos defasados nas fontes de sinal de E1 a E6, a partir do microcontrolador, para apenas um dos polos negativos dos pares de eletrodos, PE1 a PE6, fosse aterrado a cada impulso.

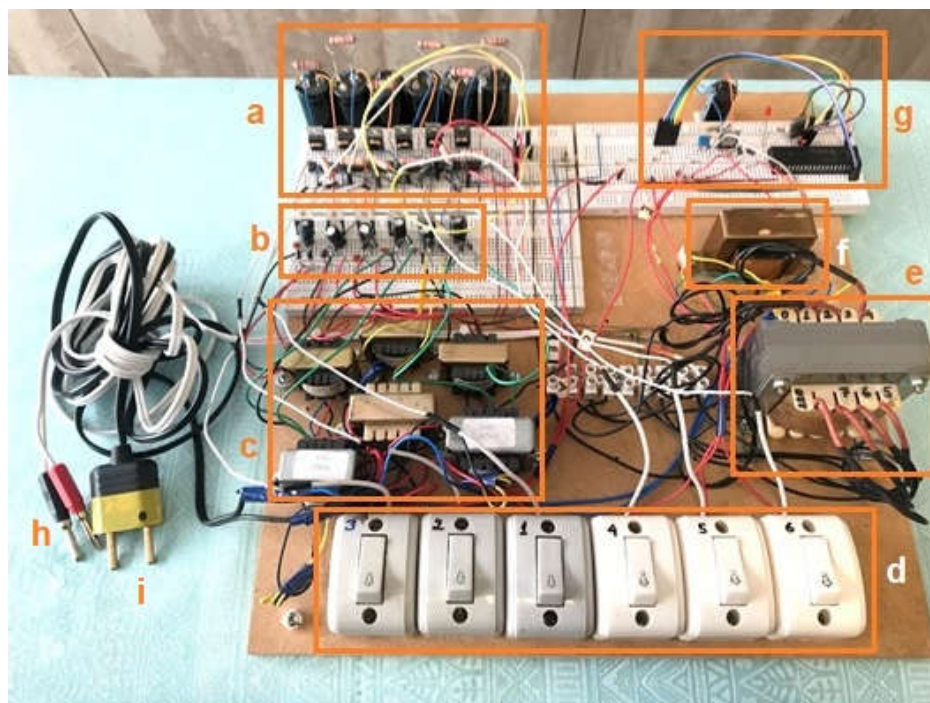
Entretanto, os distintos potenciais positivos dessas fontes de AT são fornecidos ininterruptamente como referência, o que poderia gerar percursos paralelos através dos dedos dos voluntários, devido às diferenças entre os potenciais ajustados, o que foi bloqueado pelos diodos D1 a D6. Portanto, ao acionar quaisquer dos interruptores, S1 a S6, dos circuitos de BT das fontes de sinal, mesmo que simultaneamente, os impulsos acionam os opto-acopladores Opto1 a Opto6, que galvanicamente isolados dos circuitos de AT, energizam os *gates* dos transístores Q1 a Q6, aterrando cada um dos eletrodos negativos em seu respectivo tempo, sensibilizando as extremidades digitais do usuário com potenciais distintos, porém sem a ocorrência de efeitos secundários indesejados.

4.8 Finalização do protótipo

A Figura 44 mostra a imagem do circuito sensibilizador montado após a segunda adequação. onde os seus elementos principais, descritos com referência aos diagramas do novo circuito sensibilizador da Figura 43, foram marcados com retângulos, identificados por letras minúsculas, em que apresenta um teclado Braille montado com interruptores para campainha (d), numerados na sequência padrão para a escrita de máquina em Braille.

O variac não aparece na imagem, mas era conectado com os pinos tipo banana (h), enquanto o plugue (i) alimentava os seis transformadores (c), responsáveis pelas fontes de 5 V (b) – U1 a U6 – utilizadas para acionar fontes ajustáveis contínuas de AT (a) – HV1 a HV6 – através dos *gates* dos transístores MOSFET, Q1 a Q6, localizados no centro do retângulo (a), logo abaixo dos capacitores, C1 a C6. O elemento (e) é um autotransformador com sete taps, usado para o ajuste fino das tensões aplicadas nos dedos dos voluntários, por meio da matriz da Figura 42. O elemento (g) é um microcontrolador modelo PIC16F887, responsável pelas fontes E1 a E6, enquanto o transformador (f) é a fonte de alimentação desse microcontrolador.

Figura 44 – Imagem do circuito sensibilizador



Fonte: Autor (2021)

O Apêndice 3, apresenta mais detalhes técnicos desse circuito sensibilizador.

4.8.1 Definição da matriz de eletrodos

Após à definição do circuito, foi possível a escolha da melhor entre as cinco matrizes apresentadas na Figura 42, ou seja, a mais efetiva em termos de sensibilização e que apresentasse menos desconforto.

Foram feitos ensaios de ajuste de tensão conforme o fluxograma da Figura 35, em que foi observado que as quatro últimas matrizes, mais elaboradas, exigiram maior valor de tensão para a sensibilização, restando apenas a primeira matriz, mais simples, que apresentou o melhor resultado, com maior percepção para menor tensão de excitação.

Também foi observado que não houve quaisquer eventos relativos aos pontos extrassensíveis citados em 4.6.1, ou seja, aparentemente esse efeito desapareceu com esse tipo de matriz de eletrodos. Conseqüentemente, o sistema implementado com a primeira matriz da Figura 42 e o circuito sensibilizador da Figura 44 viabilizaram os ensaios da eficácia de leitura para a finalização do protótipo.'

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

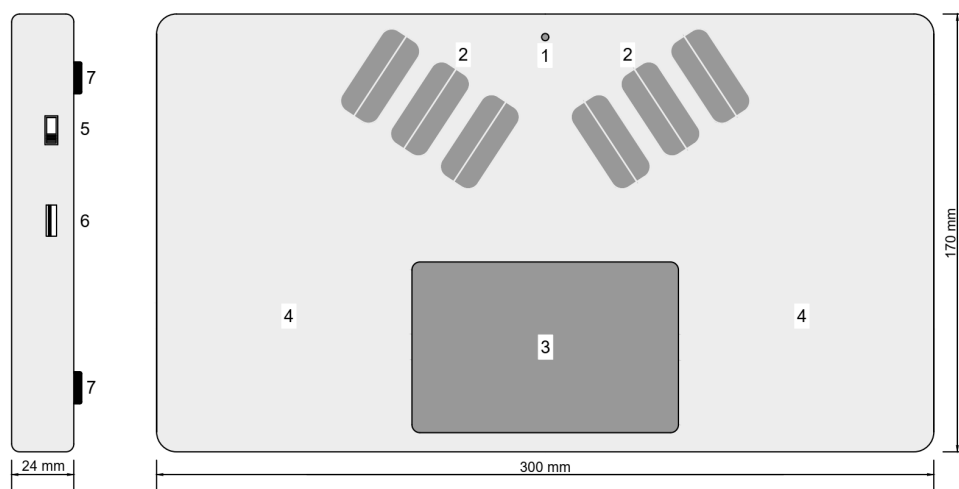
Os resultados dos ensaios com o protótipo finalizado são apresentados e discutidos neste capítulo, conforme a sequência:

- Apresenta-se o conceito final, a partir do conceito projetado e do protótipo finalizado;
- Apresenta-se as medidas com o protótipo finalizado;
- Compara-se as medidas da densidade de corrente com os trabalhos referenciais;
- Compara-se as medidas da densidade de corrente da matriz inicial com a final;
- Demonstra-se a eficácia de leitura a partir de ensaios com o protótipo;
- Calcula-se o consumo estimado de energia para sensibilização do protótipo;
- Realiza-se a estimativa dos custos dos materiais para a produção;
- Compara-se os objetivos do projeto com os resultados práticos obtidos;
- Explora-se as possibilidades de inovação do dispositivo proposto.

5.1 Conceito final

A partir do conceito apresentado na Figura 34, desenvolvido empregando o método de Pahl et al. (2005), foi realizada a modificação obtida por meio dos ensaios para o desenvolvimento do protótipo, apresentados no capítulo 4, gerando o conceito final do dispositivo proposto, conforme a Figura 45.

Figura 45 – Conceito final do dispositivo proposto



1- Retorno sonoro; 2- Teclado sensível ao toque e Display Braille, teclas 37 mm X 16,6 mm, c/ eletrodos bipartidos;
3- Touchpad 66 mm X 105 mm; 4- Apoio p/ mãos; 5- Interruptor L/D; 6- Conector USB; 7- Pontos de apoio em bancada.

5.2 Medições com o protótipo finalizado

Utilizando os meios e metodologia idênticos aos descritos no item 4.3, porém empregando a matriz de contatos definitiva, foram registradas medições da resistência elétrica do dedo indicador de cada voluntário, conforme a Tabela 3.

Tabela 3 – Medidas da densidade de corrente com o protótipo finalizado

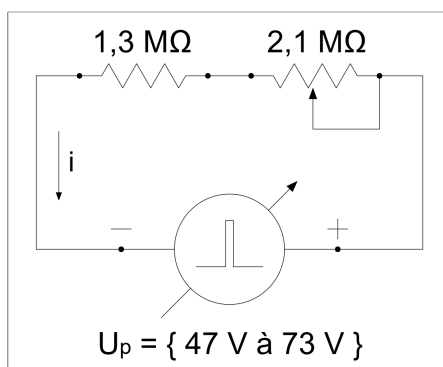
Tensão de Pico U_p [V], Resistência R [$M\Omega$] e Densidade de Corrente Eficaz D_i [nA/mm^2]															
Voluntário	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i	U_p	R	D_i
A	55	1,8	14,5	60	2,9	9,8	70	2,4	13,9	50	1,9	12,5	64	3,1	9,8
	67	2,1	15,2	65	2,2	14,0	62	2,1	14,0	57	2,3	11,8	58	2,3	12,0
B	63	1,3	23,0	55	1,7	15,4	65	1,6	19,3	54	2,4	10,7	52	1,9	13,0
	57	3,4	8,0	50	3,1	7,7	73	2,0	17,4	47	2,2	10,2	63	2,2	13,6

Fonte: Autor (2021)

A área de contato utilizada para o cálculo das densidades de corrente foi de $94mm^2$, ou seja, metade da superfície média de contato dos dedos indicadores dos voluntários.

Logo após, foram realizados os ajustes de tensão para cada uma das seis extremidades digitais dos voluntários leitores, buscando sempre a sensibilização confortável. Assim, a partir desses ajustes e das medições da Tabela 3, foi obtido o modelo elétrico final da carga vista a partir do circuito sensibilizador, conforme a Figura 46.

Figura 46 – Modelo elétrico final



Fonte: Autor

Em relação ao sistema de ensaios inicial, houve uma queda de 38,5 % na tensão média de pico para a sensibilização, enquanto o valor do resistor fixo, ou mínimo, praticamente não se alterou, mas o resistor variável diminuiu 73,4 %. A queda no valor do resistor variável foi

atribuída à diminuição da resistência de contato, devido ao aumento de 8.300 % da superfície de contato com o eletrodo negativo. Mas a diminuição da diferença de potencial para sensibilização foi atribuída ao aumento da área de sensibilização, de 18 mm², cerca de dezesseis vezes maior do que a área do eletrodo negativo da matriz inicial, de 1,13 mm², devido à distância de separação de 1mm entre os eletrodos, concentrando todo o campo nesse *gap*.

5.2.1 Comparativo com trabalhos anteriores

Sobre os valores mensurados de resistência, a Figura 46 apresentou um modelo baseado somente nos parâmetros de operação levantados nos ensaios do presente trabalho, por essa razão em condições diversas haveria, naturalmente, valores diferenciados, como nos casos em que os voluntários apresentassem a pele úmida ou se fosse utilizado um gel condutor. Entretanto, os valores atuais correspondem às condições mais exigentes quanto à tensão requerida, porque as resistências apresentadas resultaram mais elevadas do que o apresentado por Schwartz e Andrasik (2016), em que o maior valor típico é de 2 MΩ.

Sobre as densidades de corrente de sensibilização mensuradas, dentre os diversos trabalhos de pesquisa com estimulação eletrotátil que foram resumidos e tabelados por Nohama (1997) apud Pereira (2006), o experimento realizado por Melen e Meindl (1971) realizou a estimulação direta com um par de eletrodos de aço na extremidade digital dos voluntários, sem o uso de gel condutivo, que resultou em uma corrente de sensação limiar de 0,2 mA para a área de eletrodo de 0,0078 mm², correspondendo à densidade de 25.641 μA/mm², enquanto Solomonow e Preziosi (1982) aplicaram gel condutivo em eletrodos coaxiais, obtendo a corrente de sensação limiar de 6 mA para a área de eletrodo de 8,42 mm², resultando em 712,6 μA/mm². Lembrando que em ambos os experimentos a frequência não ultrapassou 200 Hz e apresentou duração mínima de pulso de 100 μs, portanto atingindo valores de frequência e duração de pulso próximos ao presente trabalho.

Comparando os resultados supra com os apresentados nos ensaios, na Tabela 3 a densidade de corrente mais elevada é de 0,023 μA/mm², resultando 1.000.000 de vezes menor do que a densidade de corrente no limiar de sensação para o primeiro experimento citado (MELEN; MEINDL, 1971), em que não foi utilizado gel condutivo e 30.000 vezes inferior no caso do segundo experimento (SOLOMONOW; PRADOS, 1982), que utilizou gel. Os resultados desses comparativos das densidades de corrente sugerem que o protótipo apresentou redução de consumo para a sensibilização. Porém, esses resultados também evidenciam que a corrente elétrica em si não é a grandeza responsável pela sensibilização dos neurônios, mas sim

a diferença de potencial resultante sobre as células sensoriais, semelhante ao disparo do *gate* de um MOSFET, quando atingida diferença de potencial necessária, como foi demonstrado pela Figura 26, que apresenta o atingimento do potencial de ação de uma célula sensorial, conforme Koeppen e Stanton (2020).

5.2.2 Comparativo entre as matrizes inicial e final

No que tange às densidades de corrente obtidas, as medições realizadas durante o desenvolvimento do protótipo, realizadas com a matriz inicial, conforme a Tabela 2, atingiram o valor mínimo de 520 nA/mm² e máximo de 1.260 nA/mm², enquanto as medições com a matriz final foram de no mínimo 7,7 nA/mm² e no máximo 23 nA/mm², ou seja, em média os valores da densidade de corrente apresentados pela matriz final são 58 vezes menores do que os da matriz inicial. Evidencia-se, assim, a otimização obtida com o protótipo.

5.3 Eficácia

Para avaliar a eficácia da leitura, enquanto um voluntário digitava, aleatoriamente, uma letra em Braille no teclado da Figura 44, o outro voluntário mantinha os dedos posicionados sobre a matriz de leitura, para tentar identificar o caractere, informando em voz alta. Esse experimento foi repetido 50 vezes, então os erros de leitura foram registrados e totalizados. Logo após, foram feitos outros 50 experimentos invertendo os papéis dos voluntários, totalizando 100 experimentos de leitura a cada dia de ensaio. Desse modo, ao todo foram realizados, em cinco dias de ensaio, um total de 500 experimentos para a avaliação da eficácia de leitura, conforme apresentado na Tabela 4. Observa-se que, apesar da diferença entre as médias, coincidentemente o desvio padrão amostral foi idêntico, para ambos os voluntários, resultando em 1,3.

Tabela 4 – Experimentos sobre a eficácia do protótipo

Voluntário	Erros a cada 50 leituras					Média	Desvio Padrão
A	7	8	5	6	5	6,2	1,3
B	6	7	4	5	4	5,2	1,3

Fonte: Autor (2021)

A Tabela 4, além de apresentar que o pior resultado quanto a eficácia da leitura corresponde a 84 % de acertos, enquanto o melhor resultado é de 92 %, também apresentou os menores números de erros nos últimos ensaios, sugerindo possível evolução na eficácia da leitura para ambos os voluntários. No entanto, o número reduzido de voluntários e de amostragens foram insuficientes para que essa possível evolução fosse confirmada.

Porém, a avaliação dos voluntários sobre a eficácia, ficou reservada para o final dos ensaios, por meio da penúltima resposta (f) da entrevista, cujos quesitos são apresentados no capítulo 3, item 3.2, em que perguntava se o protótipo foi eficaz para a leitura em Braille, então ambos foram unânimes em responder afirmativamente.

5.4 Consumo energético

A Tabela 5 apresenta uma avaliação comparativa do consumo energético entre o sistema de sensibilização proposto e os sistemas comercial atual e outros dois em desenvolvimento, considerando a pior hipótese de consumo possível para o protótipo. Isso porque se aplicou a maior tensão de pico de 73 V apresentada no modelo elétrico da Figura 46, para a menor resistência típica, informada por Schwartz e Andrasik (2016), de 20 k Ω , calculando-se a potência resultante a partir da equação (3):

$$P = U_{ef}^2 / R \quad (3)$$

Onde:

P representa a potência resultante em mW;

U_{ef} é a tensão eficaz em Volts, calculada pela equação (1) do item 4.3;

R é a menor resistência típica, ou 20 k Ω .

Tabela 5 – Comparativo do consumo energético

Tecnologia	Potência por ponto [mW]
Fluidos ER	70.000,0
SMA's	1.000,0
Piezoelétrica	10,0
Eletrotátil Proposta	0,5

Fonte: Autor (2021)

Dessa forma, a potência calculada para o pior caso possível em relação ao protótipo, resulta em 0,53 mW por par de eletrodo, ou ponto. As potências das demais tecnologias foram

obtidas do Quadro 2, calculadas multiplicando as tensões com as correntes necessárias para a movimentação de um pino por cela, ou ponto. Lembrando que a tecnologia piezoelétrica é comercialmente dominante nos DB atuais, enquanto as outras tecnologias estão em estudos. Resulta que a sensibilização eletrotátil proposta consome 20 vezes menos por ponto, do que a tecnologia piezoelétrica, podendo consumir até 800 vezes menos, se na prática for comparada com os DB piezoelétricos de 40 celas, pois o dispositivo proposto utilizará sempre seis pontos de sensibilização.

5.5 Estimativa de custo

Apesar do projeto não ter sido concluído, foi possível obter uma estimativa do custo dos materiais para a fabricação do produto, realizando cotações dos valores majorados a partir de uma simplificação do projeto ou pré-projeto, tendo como base o conceito final. Dessa forma, foi feita uma lista de todas as partes constituintes do dispositivo, desde a eletrônica até o gabinete, realizando cotações desses componentes para compor o custo estimado dos materiais.

5.5.1 Pré-projeto

A unidade de processamento e as memórias de programação e dados, são fundamentais para este projeto, o que foi satisfeito pelas soluções 5B e 6B da matriz morfológica do Quadro 9, utilizando o mesmo tipo de *chip*, denominado controlador de interface programável ou PIC.

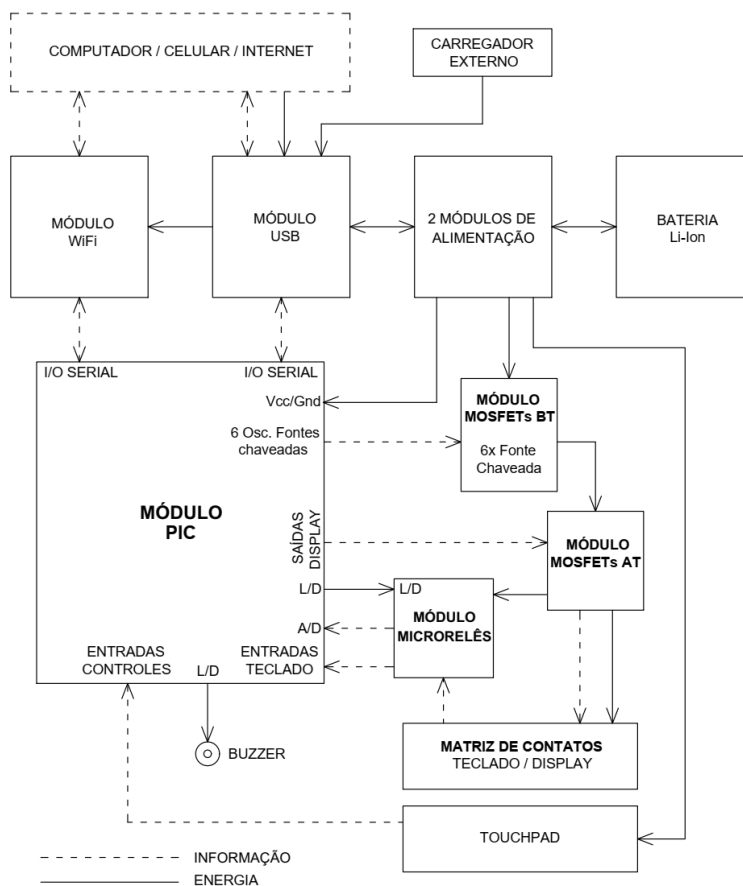
A utilização do PIC neste projeto é justificada, porque esse tipo especial de microcontrolador foi desenvolvido para realizar tarefas que exigiriam o uso de sistemas mais complexos, porém com custo acessível, pois esse componente permite a obtenção de velocidades elevadas de processamento, devido à sua arquitetura RISC, ou computador com um conjunto reduzido de instruções. Esta maior velocidade de processamento da arquitetura RISC ocorre, porque a leitura de instruções pode ser feita ao mesmo tempo em que outras instruções são executadas. Então o sistema fica todo o tempo executando instruções, resultando em ganho de velocidade, o que acontece porque este sistema possui duas memórias diferentes e independentes em termos de barramento e ligação ao processador.

A Figura 48 ilustra o diagrama de blocos para a integração dos circuitos do produto acabado, unindo vários módulos eletrônicos comerciais, tais como: módulo USB, módulo WiFi, módulos de alimentação, bateria Li-Ion, carregador externo e *touchpad*. Esses módulos custam

mais caro ao consumidor final do que para a indústria, logo tem-se a desejada majoração dos valores para uma estimativa segura.

Quanto ao módulo principal, foi cotado um módulo educacional padrão, utilizado atualmente na UPF, denominado Kit PIC16F887, constituído por uma PCI dupla face com o respectivo microcontrolador ou PIC, display, *buzzer*, dentre outros.

Figura 47 – Diagrama eletrônico do produto



Fonte: Autor

Os módulos restantes foram constituídos por seis fontes chaveadas independentes, formadas por MOSFETs de BT, chaveando a saída de um dos módulos de alimentação, exclusivo para essas fontes, nos primários de seis transformadores toroidais de ferrite, com os secundários retificados e filtragem capacitiva. Lembrando que as seis saídas osciladoras do PIC que controlam os MOSFETs BT atuam como PWMs, controlando os *duty cycles* para a obtenção das diferentes tensões ajustadas pelo usuário, enquanto o módulo de MOSFETs AT energiza a matriz, controlado pela saída para o display do PIC, gerando seis trens de impulsos defasados para o DB, realizando a escrita em Braille que sensibilizará os dedos do usuário.

O módulo microrrelês utiliza seis relês atuando como isolação entre as portas de alta sensibilidade do PIC, utilizadas como entradas para o teclado, protegendo-as das elevadas tensões das fontes chaveadas, conectando as entradas do teclado com a matriz de contatos apenas quando o usuário optar por usá-la como teclado sensível ao toque, o que somente será liberado via *software* após as tensões das fontes terem sido anuladas por descarregamento resistivo, com a desativação da oscilação PWM por determinado período. E para a detecção da anulação das tensões, uma das fontes terá sua saída amostrada por divisor de tensão ligado a uma das entradas conversoras A/D do PIC.

5.5.2 Estimativa dos materiais

A listagem com as cotações de todos os materiais necessários para a fabricação, desde os componentes eletrônicos, somados ao gabinete termoplástico até a cromagem da matriz de contatos, dentre outros, está no Apêndice 4. Lembrando que os componentes eletrônicos foram cotados, na maioria, com encapsulamento SMD e referenciados ao quantitativo para aquisição de até 5.000 peças. Sendo assim, o valor total resultante foi de U\$ 39,14.

5.6 Comparativo do projeto com os resultados

O Quadro 16 apresenta os requisitos do projeto, porém adiciona uma coluna de avaliação do atendimento aos itens.

Quadro 16 – Avaliação de atendimento aos requisitos

Continuação

LINHA MESTRA	E/D	REQUISITO	n	Atendido? S-N-NA
Geometria	D	Dimensões 20,15 cm X 12,24 cm X 0,89 cm (ref.: <i>tablet</i> 8")	1	N
Cinemática	D	Display com o mínimo de partes móveis	2	S
Forças	E	Suportar as cargas mecânicas do seu manuseio	3	NA
	E	Suportar quedas de até 1m de altura	4	NA
Matéria	E	Suportar os ataques químicos do contato com digital do usuário (umidade, acidez, oleosidade, poeira, sujidades, etc)	5	S
	D	Peso total máximo 350 g	6	N
Sinal	E	Processamento mínimo leitura/escrita: 200 caracteres/min	7	S
	E	O dispositivo deverá ser silencioso, exceto quando necessário	8	S
	E	O aparelho possuirá conector de comunicação universal	9	S
	E	Compatível com caracteres ASCII traduzíveis em braille	10	S
	D	Velocidade compatível com <i>laptops</i> , <i>tablets</i> , <i>smartphones</i>	11	S
	E	Comunicação sem fio, compatível com computadores e celulares	12	S
	E	Som ou vibração quando: ligar, desligar, bateria baixa, ajustes	13	S

Conclusão

Energia	E	Tensão de alimentação de 3 Vdc a 5 Vdc	14	S
	D	Bateria comercial	15	S
	E	Bateria com autonomia mínima de 8h diárias	16	NA
	D	Bateria com espessura máxima de 7mm	17	N
	E	Bateria recarregável	18	S
Memória	E	Memória para manter ajustes realizados	19	S
Segurança	E	Proteção contra eventuais choques elétricos	20	NA
	E	Proteção contra eventuais sobreaquecimentos	21	NA
Produção	E	Características de montagem que viabilizem a produção massiva	22	S
Ergonomia	E	Conforto para leitura	23	S
	E	Celas Braille padronizadas para adultos e/ou crianças	24	S
	D	Marcação em alto relevo no Display e acionamentos	25	S
Manutenção	D	Intervalo de manutenção preventiva > 2 anos (troca de bateria, etc)	26	NA
Regulagem	E	Ajuste de posição no texto: troca de linhas, avançar/retroceder, etc	27	S
	D	Ajuste de intensidade da sensibilização	28	S
Custos	D	Custo de produção do produto final: US\$ 50,00	29	NA
Obs.: NA = Não avaliável (são necessários ensaios e outras avaliações antes de finalizar do produto).				

Fonte: Autor (2021)

Os itens 1, 6 e 17, marcados em vermelho, não foram atendidos, porém não são exigências de projeto, mas todos itens desejáveis, ou relacionados ao desejo de que o dispositivo projetado atingisse as mesmas dimensões e peso de um *tablet* de 8". Isso não ocorreu porque o conceito do dispositivo privilegiou a facilidade de operação, por meio da ergonomia proporcionada pelo apoio das palmas das mãos do usuário, o que não é possível dentro das dimensões de um *tablet* de 8". Esse fato gera aumento das dimensões e do peso do produto, lembrando que o gabinete em ABS, cotado para compor o custo dos materiais, pesa sozinho 511 g. Ademais, na sequência do projeto, optou-se por baterias cilíndricas de Li-Ion, mais acessíveis do que baterias exclusivamente projetadas para o dispositivo, mas essas baterias apresentam normalmente 18mm de diâmetro, contrariando os 7mm desejados pelo item 17. Logo, as dimensões e o peso do dispositivo mais se assemelharam a um *laptop*, contrariando o desejo original de projeto, mas atende à exigência de portabilidade.

Os itens 3, 4, 16, 20, 21, 26 e 29, marcados em azul, são todas exigências de projeto, exceto os itens 26 e 29, portanto precisam ser cumpridas, mas dependem não apenas da finalização do projeto, como também de ensaios a serem realizados no protótipo do produto. Por exemplo, para avaliar o item 4, caso fosse aplicada a norma internacional para segurança de eletrodomésticos, IEC 60335-1, três amostras diferentes do produto deveriam ser derrubadas de 1m de altura, cada uma em posição inicial diferente, e se rompido o gabinete, um dedo mecânico de prova padrão seria empregado e, caso penetrasse pela rachadura, não poderia atingir quaisquer partes energizadas. Ora, se isso é possível somente tendo um protótipo do produto, então esse item foi considerado não avaliável no momento, o que inclui os itens desejáveis 26 e 29.

Logo, do total de 29 requisitos, três itens desejáveis não foram atendidos e sete itens não são avaliáveis no momento, restando outros dezenove requisitos que puderam ser não só avaliados como atendidos, em parte pelas próprias especificações do projeto – quando foram selecionadas as concepções alternativas de soluções – por meio da matriz morfológica das soluções e das triagens seguintes, como ocorreu com quinze itens: 2, 5, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 18, 19, 22, 25, 27 e 28. Por exemplo, o item 5 – suportar ataques químicos – foi atendido pela seleção da alternativa de solução – matriz de contatos –, pois essa possui características compatíveis com a proteção por meio de metais resistentes aplicados via eletrólise, como a cromagem, considerada neste trabalho tanto para a matriz inicial dos ensaios, quanto pelo item 43 da lista de materiais do Apêndice 4. Já o item 23 – conforto de leitura – foi atendido por meio do cumprimento das rotinas de ensaios do fluxograma para o desenvolvimento do protótipo, conforme a Figura 35. Enquanto o item 24 – que trata da padronização da cela de leitura em Braille – também foi atendido durante o desenvolvimento do protótipo, pois resultou na matriz com o padrão universal dos teclados em Braille.

Dessa forma, catorze exigências de projeto e cinco desejos de projeto foram satisfeitos, lembrando que as qualidades inicialmente propostas para o dispositivo – eficácia, portabilidade e facilidades para a produção massiva – foram obtidas da seguinte forma:

- A eficácia foi demonstrada no item 5.3;
- Quanto à portabilidade, as dimensões foram solucionadas pelo conceito final, conforme o item 5.1, apresentando medidas similares a um *laptop* atual. Relativo ao peso, a maior massa que compõe o dispositivo é o gabinete, que conforme a listagem de materiais do Apêndice 4 pesa cerca de meio quilograma. Enquanto a minimização do consumo energético para a sensibilização, que satisfaz a função global, apresentada na Figura 31, resultou em um consumo no mínimo vinte vezes menor do que o consumo da tecnologia atual, conforme o item 5.4. Além disso, o usuário pode carregar as baterias tanto em tomadas como também por meio de outros dispositivos, usando cabo e conector universais USB em qualquer local;
- A facilidade para produção massiva fica evidenciada porque todos os componentes necessários são existentes comercialmente, e as tecnologias de montagem podem ser automatizadas com maquinário existente. As PCI projetadas podem ser totalmente montadas por sistemas robóticos especializados e soldadas em fornos automatizados, devido ao uso de componentes tipo SMD, viabilizando inclusive a terceirização da montagem. O dispositivo, composto por quatro PCI – uma principal, uma com os módulos auxiliares contendo seis transformadores toroidais de ferrite, e duas

compondo a matriz de contatos, um conjunto de baterias e um gabinete termoplástico – pode ter a união de suas partes totalmente automatizada, incluindo a colocação na embalagem, desde que os transformadores sejam adquiridos prontos, por meio de empresas terceirizadas, que atualmente prestam esse serviço tanto em âmbito internacional quanto nacional.

5.7 Possibilidades de inovação

Apesar de já existirem propostas de teclados Braille dotados de sensibilização para leitura tátil nas teclas, por meio de seis ou oito pinos, semelhante ao sistema piezoelétrico atual, a inovação deste trabalho é a simplificação da leitura tátil, transmitindo apenas um bit de informação para cada extremidade digital do usuário, o que já ocorre em sentido inverso com a escrita nos teclados Braille, facilitando o aprendizado dessa nova forma de ler.

A primeira utilidade desse novo conceito é promover a aceleração do aprendizado da escrita de máquina em Braille. Por exemplo, a sequência do alfabeto pode ser lida no teclado ao mesmo tempo que ouvida do professor ou de um sistema de sintetização de voz, e logo após repetida teclando da mesma forma em que foi lida no próprio teclado, promovendo um reforço cognitivo. Outro exemplo de uso educacional são jogos de perguntas e respostas entre dois ou mais participantes por meio dos DB conectados em rede.

A miniaturização dos displays Braille é outra inovação, porque o sistema proposto dispensa a necessidade de linhas Braille, diminuindo o consumo energético, baixando o custo e aumentando o acesso a essa TA, podendo ser aplicado por exemplo em uma capa de celular inteligente, contendo WiFi e/ou Bluetooth, capaz de transformar o celular em um instrumento de gravação, reprodução e leitura de textos informatizados, tanto para uso educacional, quanto para comunicação de uso social, recreativo e profissional.

Ouvir música concomitantemente com a leitura de textos no celular ou computador, ou ainda ler mensagens em redes sociais discretamente, sem a participação indesejada de terceiros, atos comuns para a maioria, seria viável para os DV se a leitura de textos informatizada fosse tátil, sem precisar ocorrer por áudio, como atualmente. Os livros eletrônicos audíveis, cujas utilidades são a portabilidade e a independência do uso do papel, poderiam ser táteis, dispensando o uso de fones com fios, aumentando a mobilidade, ou dispensando o uso de carregadores dos fones sem fios, permitindo ao DV ler mesmo em ambientes ruidosos, ouvir música ou conversar.

Para facilitar a mobilidade urbana, terminais de leitura Braille como o proposto, poderiam situar-se nos postes de sinalização nas esquinas e/ou serem transmitidos por WiFi ao DB junto ao celular do usuário, que possui localização GPS, viabilizando ao mesmo tempo saber se a travessia da rua foi liberada, ou em quanto tempo será liberada, quanto obter outras informações, como data, hora, temperatura, localização, fluxo do trânsito, previsão do tempo, localização de pontos importantes: metrô, rodoviária, hospital etc. Em elevadores, a facilidade de saber em que andar está e de escolher o andar é evidente. Igualmente se aplica em terminais rodoviários, aeroportos, bibliotecas, escolas, museus, universidades, repartições públicas etc.

Para a digitação de senhas interativas através do DB proposto, em que o usuário recebe uma informação imperceptível a terceiros, respondendo com os caracteres relativos à pergunta, oferece segurança e discrição no acesso aos serviços bancários, pagamento digital e outros serviços informatizados, sem quaisquer necessidades do auxílio de terceiros, permitindo inclusive que o usuário leia o valor que está sendo pago com total discrição, antes de utilizar um cartão de aproximação ou celular para pagamento digital.

Para tradução simultânea, a voz ouvida, traduzida digitalmente e lida por via tátil, evita o cruzamento de áudio entre os interlocutores e, assim, diminui o tempo necessário para a tradução, pois não há necessidade de pausas.

Para o atendimento aos DV que perderam a visão devido ao diabetes, como também ocorre a perda da sensibilidade tátil, isso inviabiliza a leitura de texturas e relevos. Logo, para atendê-los, basta aumentar a intensidade de sensibilização do dispositivo proposto.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os objetivos deste trabalho foram alcançados, resultando em um display Braille alternativo, viabilizando a ampliação do acesso dos deficientes visuais, especialmente os de baixa renda, à informática por meio do código Braille, ademais revelou-se um projeto inovador, criando uma nova forma de leitura tátil através do próprio teclado Braille, o que elimina a necessidade da linha Braille e sua celas, simplificando circuitos e minimizando custos.

Também é possível concluir, que as três qualidades, consideradas neste trabalho como fundamentais para o conceito um DB alternativo de baixo custo – eficácia, portabilidade e viabilidade para produção massiva – foram plenamente satisfeitas, como anteriormente discutido no item 5.6.

O valor de U\$ 39,14 para o total dos materiais necessários por unidade produzida, conforme calculado no Apêndice 5 e apresentado pelo item 5.5.2, evidencia o baixo custo de produção obtido. Lembrando que todos os sistemas estudados, utilizam linhas Braille convencionais ou mesmo em anel, sempre apresentando os tradicionais altos relevos com até 8 bits de informação, para serem lidos por uma única extremidade digital, exigindo maior complexidade técnica e material do que o conceito final deste trabalho. Conclui-se que a simplificação proposta tende, naturalmente, a uma diminuição de custo, porque não depende de um grande número de pontos da linha Braille, limitando-se a uma única cela.

A metodologia proposta por Pahl et al. (2005), utilizada para o desenvolvimento do conceito, não apenas sistematizou a busca dessa nova tecnologia assistiva, como promoveu a necessária generalização e análise dos diversos pontos de vista, auxiliando na criação e escolha da melhor dentre dezenas de alternativas selecionadas, culminando em um conceito próximo da solução final. Entretanto, apesar de o protótipo obtido ser uma surpreendente adequação simplificada do conceito projetado, a linha mestra do método se manteve fiel no conjunto das concepções alternativas selecionadas, confirmando a efetividade da metodologia.

Sobre a portabilidade, especialmente quanto ao consumo de energia, é importante enfatizar que a etapa de abstração da metodologia de projetos surpreendeu, pela determinação de uma função global não focada diretamente na mitigação de custos, porém indiretamente, por meio da redução do consumo energético, o que resultou no atingimento de valores significativos ao comparar-se não apenas com os trabalhos referenciais, mas principalmente por conquistar resultado evidentemente superior à tecnologia comercial dominante, concluindo que esta proposta é uma alternativa energética com relação ao estado da arte.

Este trabalho resultou no pedido de patente nº BR 20 2021 022957 3, junto ao INPI.

6.1 Sugestões para trabalhos futuros

O projeto apresentado não foi finalizado, tendo chegado até o conceito. Logo, como o método de Pahl et al. (2005) para o desenvolvimento de projetos é cíclico, o resultado prático obtido pelos experimentos com o protótipo pode ser utilizado para dar sequência ao projeto, e assim realizar as outras duas fases restantes. Dessa forma, haveria um projeto completo, contendo testes, avaliações e experimentos com um protótipo do produto finalizado, realizado com um número maior de deficientes visuais voluntários, sugerindo-se a inclusão dos deficientes visuais diabéticos, bem como levantamentos dos custos finais de produção, para viabilização de um produto em escala comercial.

Como o assunto display Braille é multidisciplinar – envolvendo as áreas educação especial, informática, medicina e engenharia – também foram sugeridas pesquisas nas seguintes áreas do conhecimento, como segue:

- a) Educação especial: estudo da evolução do aprendizado do código Braille via teclado;
- b) Educação especial: projeto educacional para código Braille via teclado baseado em jogos interativos em rede na sala de aula;
- c) Informática: otimização de comandos via *touchpad* para o acesso à leitura de textos informatizados com o DB proposto;
- d) Informática: estudo de aplicativos para a comunicação com o DB proposto por meio de redes sociais, como *Whatsapp, Instagram, Signal, Telegram* etc.;
- e) Medicina: estudo do limiar da sensibilidade eletrotátil das extremidades digitais dos DV;
- f) Medicina: estudo dos prováveis efeitos favoráveis e/ou deletérios da sensibilização eletrotátil nos mecanorreceptores;
- g) Engenharia: Projeto de um DB com leitura/escrita via teclado para o aprendizado da escrita de máquina em Braille;
- h) Engenharia: Projeto de um DB miniaturizado com leitura/escrita via teclado em forma de capa de celular com comunicação via Bluetooth.

REFERÊNCIAS

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR IEC 60335-1. 2. ed. 2010. 187p.
- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR IEC 60335-2-76. 2007. 36p.
- BEAR, Mark. F. *Neurociências*, 4. ed. Porto Alegre: Artmed, Grupo A, 2017. ISBN 9788582714331. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788582714331/>. Acesso em: 03 nov. 21.
- CHAKRABORTI, P. et al. A compact dielectric elastomer tubular actuator for refreshable Braille displays. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 179, June, 2012, p. 151-157. Rio de Janeiro - RJ: Elsevier, 2012.
- DIXON, J. *Eight-dot Braille: a position statement of the Braille authority of North America*. Bana position, 2007.
- ESCOLA DA ILHA. Disponível em: escoladailha.com.br. Acesso em: 06 nov. 21.
- FELICETTI, S. A.; SANTOS E. M.; DOS SANTOS, S. A. A utilização das tecnologias assistivas com pessoas cegas ou com baixa visão: uma revisão da literatura. *Brajets*, v. 10, n. 4, out./dez., p. 275-287. 2017.
- FENG, G.-H.; HOU, S.-Y. Investigation of tactile bump array actuated with ionic polymer-metal composite cantilever beams for refreshable braille display application. *Sensors and Actuators. A* 275, p. 137-147. Janeiro - RJ: Elsevier, 2018.
- FREDIANI, G.; BUSFIELD, J.; CAPRI, F. Enabling portable multiple-line refreshable Braille displays with electroactive elastomers. *Medical Engineering and Physics*, A 60, p. 86-93. Janeiro - RJ: Elsevier, 2018.
- HAGA, Y. et al. Dynamic Braille display using SMA coil actuator and magnetic latch. *Sensors and Actuators, A* 119, p. 316-322. Janeiro - RJ: Elsevier, 2005.
- HOLANDA, G. B. et al. Development of OCR system on android platforms to aid reading with a refreshable braille display in real time. *Measurement*, p. 150-168. Janeiro - RJ: Elsevier, 2018.
- JIMÉNEZ, J. et al. Biography of Louis Braille and invention of the Braille Alphabet, *Surv. Ophthalmol.* v. 54, n. 1, 2009.
- KAJIMOTO, H. et al. *Smart touch* – augmentation of skin sensation with electrocutaneous display. IEEE – 11th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. Springer, 2003.
- KANDEL, Eric et. al. *Princípios de Neurociências*. 5. ed. 2014. Porto Alegre: Artmed. Grupo A, 2014. 9788580554069. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580554069/>. Acesso em: 27 out. 21.

KOEPPEN, Bruce M.; STANTON, Bruce A. (Coord.). *Berne & Levy fisiologia*. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2020. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788595151406/>. Acesso em: 06 out. 2021.

LIU, Z. et al. Finger-eye: a wearable text reading assistive system for the blind and visually impaired. In: 2016 IEEE International Conference on Real-Time Computing and Robotics, *RCAR*, p. 123-128, 2016.

MELEN, R. D.; MEINDL, L. D. Eletrocuteaneous stimulation in a reading aid for the blind. *IEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-18, n. 14, p. 1, 1971.

MOSQUERA, C. F. F. *Deficiência visual na escola inclusiva*. Curitiba: Ibipex, 2010.

ONU NEWS. *Perspectiva Global Reportagens Humanas*. ONU celebra pela primeira vez o Dia Mundial do Braille. Disponível em: <https://news.un.org/pt/story/2019/01/1654082>. Acesso em: 06 nov. 21.

PAHL, Gerhard et al. *Projeto na engenharia*. 6. ed. São Paulo: Editora Blucher, 2005.

PENN STATE. Disponível em: <https://personal.psu.edu/>. Acesso em: 06 nov. 21.

PEREIRA, Mauro Conti. *Sistema de substituição sensorial para auxílio a deficientes visuais via técnicas de processamento de imagens e estimulação cutânea*. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3139/tde-19092006-164118/publico/Maurotese94comFichalowres.pdf>. Acesso em: 04 nov. 21.

QCONCURSO. Disponível em: qconcursos.com. Acesso em: 06 nov. 21.

SÁ, E. D. de; CAMPOS, I. M. de; SILVA, M. B. C. *Deficiência visual*. São Paulo: MEC/SEESP, 2007.

SANTOS, V. et al. Meios de acesso à literatura para pessoas com cegueira: Braille ou Áudio-livro? *Revista Educação Especial*, v. 29, n. 55, p. 337-350, Santa Maria, Brasil; maio/ago, 2016.

SARKAR, R.; DAS, S.; RUDRAPAL, D. A low cost Microelectromechanical Braille for blind people to communicate with blind or deaf blind people through SMS subsystem. 3rd IEE Advance Computing Conference (IACC), Ghaziabad, India, February, p. 22-23, 2013.

SCHWARTZ, M. S.; ANDRASIK, F. *BiofeedBack: a practitioner's guide*. 4. ed., The Guilford Press, New York, 2016.

SOLOMONOW, M. PRADOS, D. *Furter evidence on learning in the tactile sense*. AIEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care, p. 39-42, 1982 apud NOHAMA, P. *Investigação em Propriocepção Artificial*. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, 1997.

VDI – RICHTILINIE2225. *Technisch-wirtschaftliches Konstruieren*. Dusseldorf: VDI, 1977, Folha 3: 1990, Folha 4: 1994.

VELÁZQUEZ, R.; PISSALOUX, E. E.; The *Tactobook*: a portable electronic tactile reading device for the blind. Rio de Janeiro - RJ: Elsevier, 2007.

YEH, F.-H.; TSAY, H.-S.; LIANG, S.-H. *Human computer interface and optimized electrical-mechanical design for chinese Braille display*. Rio de Janeiro - RJ: Elsevier, 2008.

ZAGLER, W. L. et al. *Braille Ring*: the shortest long braille-display in the world – a review of the state-of-the-art and a new approach. computer helping people with special needs. Springer, 2018.

APÊNDICE 1



PPGPPF

Programa de Pós-Graduação em Projeto e Processos de Fabricação
Faculdade de Engenharia e Arquitetura - FEAR

COLETA DE DADOS

Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UM DISPLAY BRAILLE DE BAIXO CUSTO

Responsável: Juliano Varella D'Avila

Nome do Voluntário: _____ Idade: _____

Data: ___/___/_____ Ensaio nº: _____ Voluntário nº: _____

QUESITOS PRÉVIOS (ANTES DA MONTAGEM DO PROTÓTIPO)

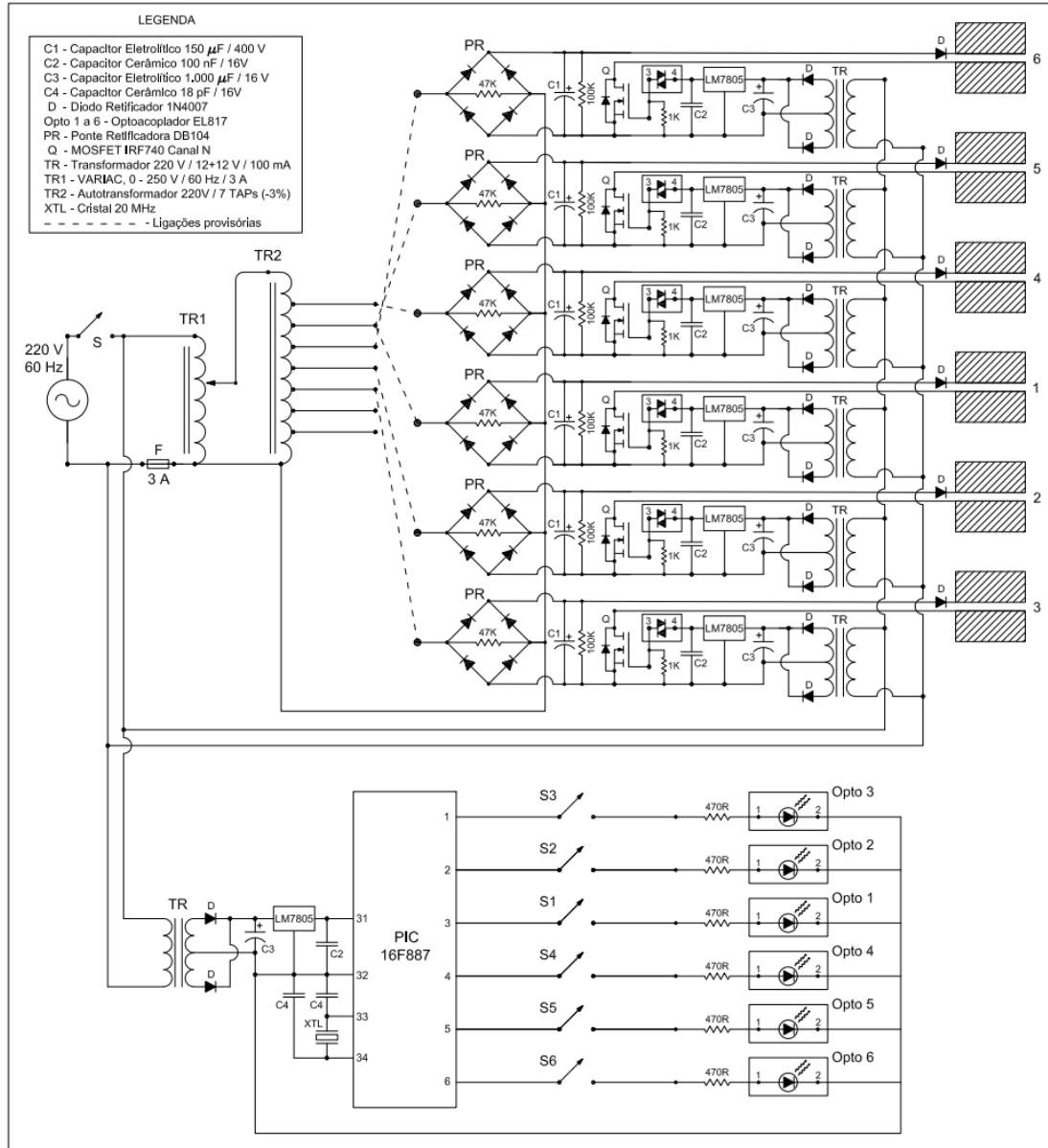
- 1) Você lê em Braille a quanto tempo?
- 2) Por que você participa (ou não) de redes sociais na internet?
- 3) Você utiliza recursos de áudio para leitura de textos eletrônicos?
 - 3.1) Se afirmativa a resposta supra, existem desvantagens na utilização de recursos de áudio? Quais?
- 4) O acesso à tecnologia assistiva que lhe foi descrita como display ou linha Braille, auxiliaria na sua vida diária? Por que?
- 5) Na sua opinião, quais são as qualidades mais importantes de um display Braille, em ordem crescente de importância:
 - 5.1) () Discrição: nenhuma emissão de ruídos além dos sinais (bips) autorizados pelo usuário.
 - 5.2) () Conforto na leitura: nenhuma sensação irritante ou desconfortável para a leitura.
 - 5.3) () Valor do aparelho: preço acessível em relação aos aparelhos atuais.
 - 5.4) () Portabilidade: Leveza, tamanho reduzido e autonomia da bateria.

QUESITOS POSTERIORES AOS ENSAIOS

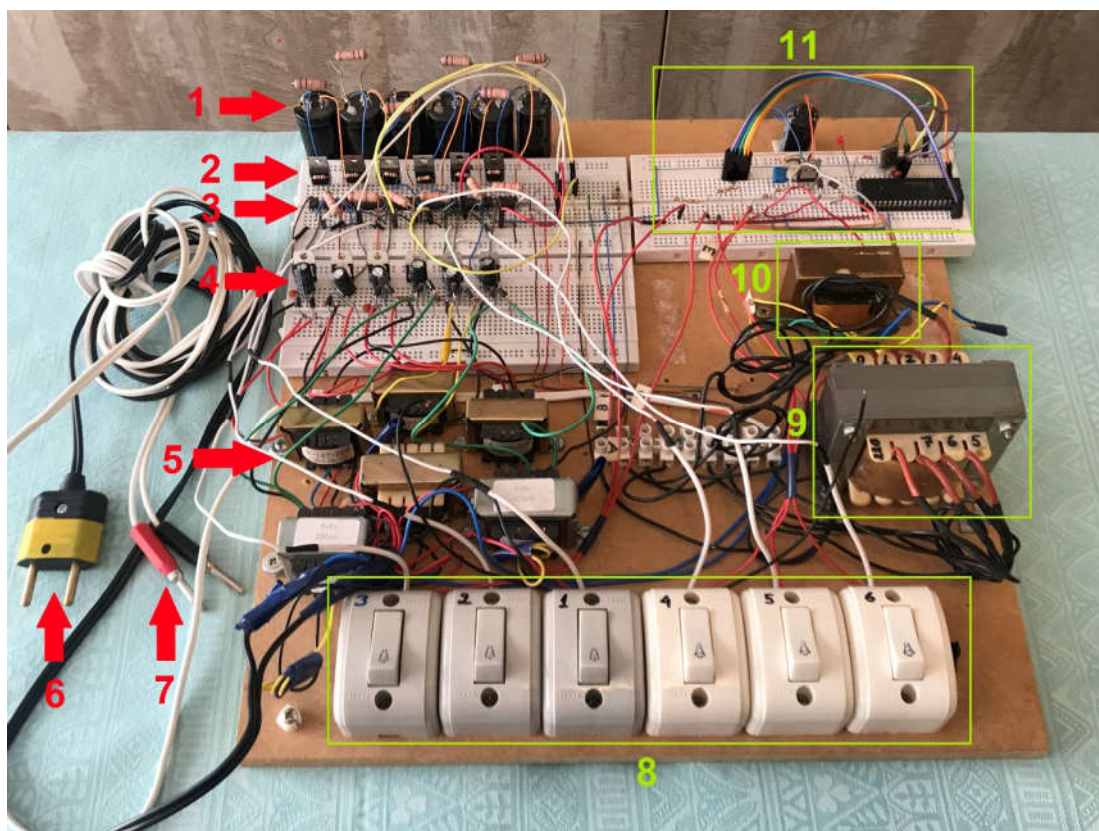
- 6) Na sua opinião, o protótipo é eficaz quanto à leitura em Braille, ou seja, você conseguiu realizar a leitura com sucesso? (Sim/Não)
- 7) Você tem sugestões para a melhoria do protótipo? (Por favor, enumere e justifique)

APÊNDICE 2

Topologia completa do circuito da Figura 44



APÊNDICE 3



- 1 – Capacitores eletrolít. C1, 150 μF / 400 V, das fontes HV1 à HV6 com os resistores de descarga de 100K;
- 2 – MOSFETs IRF740, Q (Q1 à Q6), *drivers* das fontes HV1 à HV6, com os resistores *gate-source* de 1K;
- 3 – Opto1 à Opto6; Pontes retificadoras PR das fontes HV1 à HV6 com resistores de estabilização de 470 Ω ;
- 4 – Reguladores LM7805 das fontes: U1 à U6; Diodos retificadores para onda completa com tap central;
Capacitores eletrolíticos C3, 1.000 μF / 16 V das fontes U1 à U6; Capacitores cerâmicos C2, 100 nF / 16 V para filtragem de ruídos após à regulação;
- 5 – Transformadores TR, 220 V / 12+12 V / 100 mA, das fontes de BT: U1 à U6;
- 6 – Plugue para energização geral das fontes de BT: U1 à U6 e do TR do PIC (fontes E1 à E6);
- 7 – Plugues banana para recepção da alimentação do conjunto AT: VARIAC + Autotrafo;
- 8 – Teclado Braille S1 à S6, montado com interruptores de campainha;
- 9 – Autotransformador para ajuste fino das fontes HV1 à HV6 com 7 taps;
- 10 – Transformador TR, 220 V / 12+12 V / 100 mA, para alimentação do PIC;
- 11 – PIC 16F887; Retificação, regulador e filtragens de alimentação do PIC; Cristal e capacitores para desacoplamento; Resistores R de 470 Ω para limitação das fontes E1 à E6.

APÊNDICE 4

COTAÇÃO DOS MATERIAIS : DISPLAY BRAILLE DE BAIXO CUSTO								
COTAÇÃO DOS MATERIAIS : MÓDULO KIT PIC16F887								
n	Descritivo	Part Number	Fabricante	Fornecedor	Quant.	Un.	P. Un. [US]	S. Total [US]
1	Resistor SMD 1 KΩ ; 0,25 W, 5%	RCC12061K00FKEA	Vishay	Mouser	2	pç	0,037	0,074
2	Resistor SMD 330 Ω ; 0,25 W, 5%	CMP0805AFX-3300ELF	Bourns	Mouser	9	pç	0,034	0,306
3	Resistor SMD 10 KΩ ; 0,25 W, 5%	RCC120610K0FKEA	Vishay	Mouser	2	pç	0,037	0,074
4	Capacitor cerâmico SMD 100 KpF , 10 V	UMJ107BB7104KA8T	Taiyo Yuden	Mouser	2	pç	0,057	0,114
5	Capacitor eletrolítico alum. 1 MpF , 10 V	A759MS108M1AAAE012	KEMET	Mouser	1	pç	0,379	0,379
6	Capacitor cerâmico SMD 1 KpF , 10 V	C0402C102F8HACTU	KEMET	Mouser	1	pç	0,050	0,050
7	Capacitor cerâmico SMD 15 pF , 10 V	C0402C150J8HACTU	KEMET	Mouser	2	pç	0,014	0,028
8	Circuito Integrado SMD PIC16F887	PIC16F887-I/PT	Microchip	Alibaba	1	pç	0,150	0,150
9	Circuito Integrado SMD LM7805	LM7805SX/NOPB	Ti	Alibaba	1	pç	0,100	0,100
10	Circuito Integrado SMD SN74LS47	SN74LS47NSR	Ti	Alibaba	1	pç	0,480	0,480
11	Transistor BC548	BC548BTA	Onsemi	Mouser	1	pç	0,053	0,053
12	Diodo 1N4007	1N4007-T	Diodes lcorp	Mouser	1	pç	0,034	0,034
13	LED 5mm	VLS5130	Vishay	Mouser	2	pç	0,193	0,386
14	Buzzer 14 mm	CPT-14146-80T	CUI Devices	Mouser	1	pç	0,564	0,564
15	Interruptor tátil grande	TL6150AF160QG	E-Switch	Mouser	3	pç	0,329	0,987
16	Display 7 segmentos	HS-5261A/BX	HS	Alibaba	1	pç	0,010	0,010
17	Trimpot multivolts 10K	3266	BOCHEN	Alibaba	1	pç	0,085	0,085
18	Cristal 20 MHz	YSK321SL	YXC	Alibaba	1	pç	0,060	0,060
19	PCI dupla face, furos metaliz. do KIT PIC15F887	Conforme projeto	TEC-CI	TEC-CI SP	1	pç	2,964	2,964
20	Cabo USB 24 AWG, 3m	RCD-AL62923	N	Alibaba	1	pç	0,200	0,200
21	Interruptor slide switch 30 V , 3 A	SS23L03	LT, Litu	Alibaba	1	pç	0,020	0,020
COTAÇÃO DOS MATERIAIS : MÓDULOS COMPLEMENTARES								
n	Descritivo	Part Number	Fabricante	Fornecedor	Quant.		P. Un. [US]	S. Total [US]
22	Mód. Alimentação	BMS PCM18650	N	Alibaba	2	pç	0,010	0,020
23	Mód. Microrelês : Microrelês	G6K-2F-Y	OMRON	Alibaba	6	pç	0,500	3,000
24	Mód. Microrelês : Optos SMD	HCPL-7840-500E	N	Alibaba	6	pç	0,010	0,060
25	Resistor SMD 5 MΩ ; 0,25 W, 5%	HVC0805T5004JET	N	Alibaba	7	pç	0,165	1,155
26	Resistor SMD 220 kΩ ; 0,25 W, 5%	603	Yageo	Alibaba	1	pç	0,002	0,002
27	Mód. MOSFETs BT : MOSFETs BT 30 V	AO3415	N	Alibaba	6	pç	0,160	0,960
28	Mód. MOSFETs BT : Optos SMD	HCPL-7840-500E	N	Alibaba	6	pç	0,010	0,060
29	Mód. MOSFETs AT : MOSFETs AT 300 V	TN2130K1-G	N	Alibaba	6	pç	0,049	0,294
30	Mód. MOSFETs AT : Optos SMD	HCPL-7840-500E	N	Alibaba	6	pç	0,010	0,060
31	Mód. MOSFETs AT : Diodos Schottky SMD	STTH2R02AY	ST	Mouser	6	pç	0,111	0,666
32	Mód. MOSFETs AT : Cap. AL 1 MpF, 10 V	A759MS108M1AAAE012	N	Alibaba	6	pç	0,095	0,570
33	Mód. MOSFETs AT : Toróide Ferrite	NT-12.5/7,5/10 2400 P12R	Thornton	Proesi	6	pç	0,155	0,930
34	Mód. MOSFETs AT : Fios cobre esm. #28/40 AWG	PEW	SZ CABLE	Alibaba	0,12	kg	4,500	0,540
35	Mód. WIFI	ESP-12E esp8266	N	Alibaba	1	pç	0,900	0,900
36	Mód. USB	TP4056	N	Alibaba	1	pç	0,250	0,250
37	PCI face única para os Módulos	Conforme projeto	TEC-CI	TEC-CI SP	1	pç	1,036	1,036
38	PCI face única para a Matriz de contatos	Conforme projeto	TEC-CI	TEC-CI SP	2	pç	0,780	1,560
39	Touchpad	IDEAPAD 330-15IKB	Lenovo	ML	1	pç	7,073	7,073
40	Carregador ext. USB 5 V / 2 A	MF-050002000SM1	Moveforest	Alibaba	1	pç	1,780	1,780
41	Bateria Li-Ion 3,7 V / 2.600 mAh	PKCELL ICR18650	PKCELL	Alibaba	4	pç	0,690	2,760
COTAÇÃO DOS MATERIAIS : GABINETE E OUTROS								
n	Descritivo	Part Number	Fabricante	Fornecedor	Quant.		P. Un. [US]	S. Total [US]
42	Gabinete de 511 g, ABS-V0, paredes 3 mm	NA	N	Plastipasso PF	1	pç	3,767	3,767
43	Cromagem da matriz de contatos	NA	NA	Gefran SP	2	pç	0,509	1,018
							Materiais [US] =	35,579
44	Transporte e impressões: +10%	NA	NA	NA	1,1	NA	Total [US] =	39,14

Obs: 1- NA = Não Aplicável; 2- NI = Não Informado; 3- Câmbio: R\$ 5,50 por US 1,00; 4- Quantidade de aquisição referencial de até 5.000 peças.

APÊNDICE 5

Cotações de displays Braille realizada em 11/10/2021 através do site:
<https://mundodalupa.com.br/produto/orbit-20/>

The screenshot shows the website interface for Mundolupa. At the top, there is a navigation bar with the logo 'mundodalupa' on the left, and links for 'Todos os produtos', 'Carrinho', 'Finalizar compra', and 'Fale Conosco' in the center. On the right, there is a contact information section with a phone icon, the number '(41) 3387-1076', and the email 'contato@mundodalupa.com.br'. Below the navigation bar, there are five product cards, each featuring a different Braille display model. Each card includes a product image, the product name, the full price, a 'Parcelar' button, and financing options. A WhatsApp chat icon is visible in the bottom right corner of the product grid.

Produto	Preço	Parcelar	Parcelas	Parcela	À Vista
Smart Beetle	R\$12.995,00	Parcelar	até 10x	R\$1.299,50	R\$12.065,35
BrailleOne by Tecnovisão	R\$14.990,00	Parcelar	até 10x	R\$1.499,00	R\$13.940,70
BRILLE NOTE TOUCH + 18	R\$31.500,00	Parcelar	até 10x	R\$3.150,00	R\$29.295,00
Sense Polaris	R\$31.995,00	Parcelar	até 10x	R\$3.199,50	R\$29.755,35
Star 80	R\$79.995,50	Parcelar	até 10x	R\$7.999,55	R\$74.395,82



UPF

UNIVERSIDADE
DE PASSO FUNDO

UPF Campus I - BR 285, São José
Passo Fundo - RS - CEP: 99052-900
(54) 3316 7000 - www.upf.br