



Marco André Nunes Miguel

Licenciatura em Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de interface pessoa-máquina para geração de sensações táteis

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Hugo Ferreira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Co-orientador: José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, DF – FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutora Carla Quintão

Arguente: Prof. Doutor Paulo Ribeiro

Vogais: Prof. Doutor Hugo Ferreira



**FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA**

18 de Janeiro de 2017

Marco André Nunes Miguel

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

Desenvolvimento de interface pessoa-máquina para geração de sensações táteis

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Hugo Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Co-orientador: José Luís Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Constituição do júri

Presidente: Prof. Doutor Carla Maria Quintão Pereira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Arguente: Prof. Doutor Paulo António Martins Ferreira Ribeiro, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

Vogal: Prof. Doutor Hugo Alexandre Teixeira Duarte Ferreira, Professor Auxiliar, Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

18 de Janeiro de 2017

Desenvolvimento de interface pessoa-máquina para a geração de sensações táteis

Copyright © Ano da discussão. Todos os direitos reservados. Marco André Nunes Miguel, Faculdade de Ciências e Tecnologia e Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

A presente dissertação de mestrado insere-se num projeto desenvolvido pelo Fábio Nascimento juntamente com a Faculdade Nova de Lisboa e pelo Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica de um dispositivo capaz de gerar sensações táteis, possibilitando a interação com o mundo virtual.

Este dispositivo através da Electrovibração Inversa consegue proporcionar sensações táteis artificiais com a ajuda de um visor que é colocado sobre um *display*, para isso é injetado um sinal elétrico no utilizador por meio de um elétrodo colocado em contacto com a pele. O utilizador ao deslizar o dedo sobre o visor que por sua vez está ligado à terra do dispositivo, vai criar uma resistência à passagem de corrente proporcionando assim uma sensação tátil. Estas sensações podem ser manipuladas mudando as características do sinal, como frequência, forma de onda e amplitude.

De forma a garantir uma maior segurança na utilização deste dispositivo, é criado um sistema que mede o sinal elétrico que atravessa o nosso corpo entre os pontos de contacto, ou seja, entre os 2 elérodos. Este sistema a partir do controlo da corrente vai regular a intensidade do sinal que deve ser injetada no utilizador.

O dispositivo é composto por 2 microcontroladores, um inclui uma biblioteca de sensações táteis e é responsável por gerar o sinal elétrico que vai ser injetado no utilizador com uma determinada forma de onda, largura de pulso e frequência. Enquanto que o outro microcontrolador vai incluir uma biblioteca de imagens das texturas, como também vai medir as características do sinal elétrico à saída do utilizador e a condutância da sua pele e mostrá-los através de um display que é fixado a ele.

A resistência da nossa pele varia através de estímulos externos, como por exemplo a temperatura ambiente que tem um impacto na condutância da pele, sendo este diretamente proporcional à condutância.

Palavras-chave: Virtual, Tátil, Electrovibração Inversa, Corrente, Condutância.

This dissertation is part of a project developed by Fabio Nascimento together with the Faculty Nova de Lisboa and the Institute of Biophysics and Biomedical Engineering of a device able to generate tactile sensations, allowing interaction with the virtual world.

This device through Inverse Electrovibration can provide artificial tactile sensations with the aid of a display that is placed on a display, via an electrical signal injected into the user through an electrode placed in contact with the skin. The user when slide the finger over the screen which in turn is connected to the device ground, will create a resistance to current flow thus providing a tactile sensation. These sensations can be manipulated by changing the signal characteristics such as frequency, waveform and amplitude.

In order to ensure greater safety in the use of this device, a system is created that measures the electrical signal that runs through our body between the contact points, that is, between the electrode and the contact zone with the display. This system from the current control will regulate the intensity of the signal to be injected into the user.

The device consists of 2 microcontrollers, one responsible for generating the electrical signal that will be injected into the user with a particular waveform, amplitude and frequency. While the other microcontroller will measure the electrical signal from the user output, the skin conductance and display it through a display that is attached to it.

The resistance of our skin varies through external stimuli, such as the ambient temperature that has an impact on skin conductance, which is directly proportional to the conductance.

Keywords: Virtual, Touch, Inverse Electrovibration, Current, Conductance.

Resumo	vii
Abstract	ix
Índice	xi
Lista de figuras	xiv
Lista de tabelas	xvii
Siglas e acrónimos	xix
Lista de símbolos	xxi
1 Introdução	1
2 Sensações táteis	3
2.1 Sentido tato	3
2.2 Interfaces hápticas	3
2.3 Electrovibração directa e inversa.	7
2.4 Resposta Galvânica da pele.	8
2.4.1 Modelo eléctrico da pele	9
2.4.2 Resistência e Condutância	10
2.5 Impedância do corpo humano	10
2.6 Efeitos da corrente eléctrica no corpo humano.....	12
3 Dispositivo de reação tátil	14
3.1 Elevador de tensão	15
3.2 Gerador de sinal.....	16
3.2.1 Microcontrolador ATmega328.	16
3.2.2 Programação	17
3.2.3 Conversor (DAC) R-2R.....	18
3.3 Modelador de tensão	19
3.4 Sinal da resposta galvânica da pele	20
3.4.1 Microcontrolador Atmega2560	21

3.4.2	Programação	22
3.5	<i>Display</i>	23
3.6	Circuito do dispositivo tátil.....	24
3.7	Montagem do dispositivo de reação tátil.....	26
3.7.1	Placas de circuito impresso (PCI)	26
3.7.2	Vidro ITO (indium Tin Oxide).....	29
3.8	Operação do dispositivo de reação tátil	29
3.9	Injeção do sinal	32
4	Tratamento de Resultados	34
4.1	Sinal GSR	34
4.2	Sensações táteis	36
4.2.1	Sinal Quadrado.....	36
4.2.2	Sinal sinusoidal.....	37
4.2.3	Sinal dente de serra	38
4.2.4	Sinal triangular.....	39
4.3	Suporte visual	40
4.4	Biblioteca de sensações táteis.....	41
5	Conclusões e perspectivas.....	43
	Bibliografia.....	45

Lista de figuras

Figura 2.1 - Imagem correspondente ao sentido tato [1].	3
Figura 2.2 - Imagem da luva <i>CyberTouch</i> [2].	4
Figura 2.3 - Imagem do <i>TouchMaster</i> [2].	4
Figura 2.4 - Imagem do sistema <i>Tactools</i> [2].	5
Figura 2.5 - Imagem de um sistema de detecção de temperatura [2].	5
Figura 2.6 - Imagem de um <i>display</i> de temperatura [2].	6
Figura 2.7 - Imagem de um <i>display</i> tátil [2].	6
Figura 2.8 - Imagem de uma matriz tátil programável [2].	7
Figura 2.9 - Imagem das luvas de <i>feedback</i> tátil [2].	7
Figura 2.10 - Electrovibração direta à esquerda e electrovibração inversa à esquerda [3].	8
Figura 2.11 - Imagem da Glândula Sudorípara por debaixo da pele [14].	10
Figura 2.12 - Imagem do percurso da corrente elétrica no corpo humano [16].	11
Figura 3.1 - Imagem do esquema simbólico da relação entre os cinco principais módulos do dispositivo de reação tátil.	14
Figura 3.2 - Imagem do circuito de elevação de tensão baseado no circuito integrado MAX773 [19].	15
Figura 3.3 - Imagem do elevador de tensão desenhado no programa <i>Fritzing V 0.8.0.</i>	16
Figura 3.4 - Placa de desenvolvimento Arduino Uno, com microcontrolador Atmega328 [20].	17
Figura 3.5 - Imagem do ambiente de desenvolvimento IDE do Arduino UNO.	18
Figura 3.6 - Esquema simbólico do conversor de sinal digital para analógico com recurso a uma rede de escala R-2R desenhado em <i>Fritzing V 0.8.0.</i>	19
Figura 3.7 - Imagem do esquema simbólico do modelador de tensão desenhado em <i>Fritzing V0.8.0.</i>	19
Figura 3.8 - Local de colocação dos elétrodos, no dedo indicador, para medida do sinal de resposta galvânica da pele (GSR).	20
Figura 3.9 - Divisor de tensão desenhado em <i>Fritzing V 0.8.0.</i> , que permite reduzir a tensão proveniente do elétrodo 2 para valores de tensão compatíveis com a entrada analógica do microcontrolador ATmega2560.	21
Figura 3.10 - Placa de desenvolvimento Arduino MEGA com o microcontrolador ATmega2560 [23].	22

Figura 3.11 - Imagem do ambiente de desenvolvimento IDE do Arduino Mega.....	23
Figura 3.12 - Imagem de um 3.2 <i>display</i> TFT [25].	24
Figura 3.13 - Imagem do esquema do circuito eletrónico do dispositivo desenhado no programa <i>Fritzing</i> V 0.8.0.	25
Figura 3.14 - Imagem do dispositivo para geração de sensações táteis.	26
Figura 3.15 - Imagem do diagrama da placa PCB desenhado no <i>Fritzing</i> V 0.8.0.	27
Figura 3.16 - Imagem correspondente ao processo de corrosão do cobre numa placa PCB.	28
Figura 3.17 - Imagem da placa PCB com os componentes eletrónicos soldados.	29
Figura 3.18 - Imagem do Vidro ITO.....	29
Figura 3.19 – Imagem do painel de controlo.....	30
Figura 3.20 - Imagem correspondente à textura “ganga”.....	30
Figura 3.21 - Imagem do canal do sinal GSR.	31
Figura 3.22 - Imagem do menu do dispositivo.	31
Figura 3.23 - Imagem dos interruptores de alimentação do dispositivo.....	31
Figura 3.24 - Imagem das portas de ligação ao dispositivo.....	32
Figura 3.25 - Imagem da entrada dos microcontroladores ATmega328 e ATmega2560.	32
Figura 3.26 - Imagem do cabo responsável pela injeção do sinal elétrico.....	33
Figura 4.1 - Imagem de uma textura com um padrão com riscas grossas (esquerda) e com riscas finas (direita).	37
Figura 4.2 - Imagem de uma superfície ondulada à esquerda e textura de um tecido de lã à direita. 38	
Figura 4.3 - Da esquerda para a direita encontrasse a imagem da textura de ganga, da textura de veludo e da textura de flanela.	39
Figura 4.4 - Imagem de texturas rugosas de paredes.	40
Figura 4.5 - Imagem correspondente ao sentido visão.	41
Figura 5.1 - Imagem de texturas no teclado de um <i>tablet</i> , formando códigos em braille [27].....	44

Lista de tabelas

Tabela 2.1 - Quadro sinótico dos efeitos da corrente elétrica no ser humano [17].....	13
Tabela 3.1 - Características do microcontrolador Atmega328 [21].	17
Tabela 3.2 - Características do microcontrolador ATmega2560 [24].....	22
Tabela 3.3 - Características do <i>display</i> [25].	24
Tabela 4.1 - Tabela de análise do sinal GSR.....	35

Lista de siglas e acrónimos mais usados nesta dissertação.

FCT	Faculdade de Ciências e Tecnologia
PC	<i>Personal Computer</i>
AC	<i>Alternated current</i>
DAC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
PCI	Placa de circuito impresso
GSR	<i>Galvanic skin response</i>
IDE	<i>Integrated Developement Environment</i>
ITO	<i>Indium Tin Oxide</i>
RAM	<i>Random-Access Memory</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>

Lista dos símbolos usados com maior frequência nesta dissertação.

V *Tensão*

I *Corrente elétrica*

R *Resistência*

ϵ_0 *Constante de permissividade elétrica do vácuo*

ϵ_s *Constante de permissividade elétrica da pele*

ϵ_p *Constante de permissividade elétrica do isolador*

T_s *Espessura da pele*

T_p *Espessura do isolador*

A *Área de contacto*

G *Ganho*

1 Introdução

A tecnologia háptica é uma tecnologia que teve início no século XX, mais apropriadamente no ano 1973, quando foi registada a primeira patente pelo *Thomas D. Shannon*, que permitiu a interação do ser humano com o mundo virtual. Desde então esta tecnologia tem vindo a evoluir, registando grandes avanços nos últimos anos com o desenvolvimento de novos equipamentos e aplicações. É atualmente uma importante tecnologia na área da saúde derivado do seu potencial no desenvolvimento de novas tecnologias e aplicações.

O objetivo deste projeto é dar seguimento ao trabalho desenvolvido pelo Fábio Nascimento “Interface pessoa-máquina para a estimulação elétrica funcional” no âmbito do mestrado integrado em engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa.

O dispositivo é desenvolvido sobre uma placa de circuito impresso e é adicionado um *display* para uma melhor interação virtual por parte do utilizador. É adicionado também funcionalidades extras como o monitoramento das características do sinal à saída do utilizador (corrente e tensão), o cálculo da condutância da pele, regulação automática da intensidade do sinal elétrico e uma biblioteca de sensações táteis.

A electrovibração inversa permite criar sensações táteis quando o utilizador interage com o *display* do dispositivo. Esta técnica deriva de um sinal que é injetado no corpo mais apropriadamente no dedo indicador, e este ao deslizar o dedo numa superfície ou ecrã devidamente preparado vai criar uma força de atrito proporcionando assim uma sensação tátil ao utilizador. Através da regulação automática da intensidade do sinal é possível ao utilizador ter uma interação agradável com o dispositivo, pois esta impede que a intensidade do sinal ultrapasse determinados valores consoante o estado da pele, que possam ser prejudiciais ao tipo de contacto e assim impedir uma sensação desagradável por parte do utilizador.

Com a resposta galvânica da pele (GSR) é possível observar a sua condutância. Quando a queda de tensão do sinal à saída do utilizador for grande significa que a pele está mais resistiva tornando-a assim pouco condutora, e vice-versa quando a queda de tensão for pequena.

As glândulas sudoríparas que se encontram por debaixo da pele, influenciam a condutância da pele através da produção de um líquido (suor), no qual é muito importante para regular a temperatura do nosso corpo.

No capítulo dois é feito um enquadramento à história e desenvolvimento de dispositivos de sensações táteis, englobando os primeiros dispositivos a serem desenvolvidos até aos mais recentes e descrevendo a técnica e a funcionalidade de cada um. É também descrevido a resposta galvânica da pele, a sua constituição e como esta se comporta à passagem de um sinal elétrico. No terceiro capítulo são descrevidas as várias fases de construção do dispositivo, planeamento, montagem e funcionamento. No quarto capítulo é feita uma descrição dos resultados obtidos como também os testes realizados. Por fim no quinto capítulo é discutido as principais conclusões obtidas e perspectivas futuras para o dispositivo desenvolvido.

2 Sensações táteis

2.1 Sentido tato

O tato é o único dos sentidos que não está localizado exclusivamente na cabeça. Este sentido está presente em todo o corpo através de recetores táteis e é responsável por provocar milhares de sensações. Porém, estas sensações táteis têm como objetivo avisar o nosso cérebro sobre as condições gerais do nosso corpo, das suas necessidades e da situação do meio envolvente e é enviada para o cérebro sob a forma de impulsos elétricos através de complexas vias nervosas. Podem ser agradáveis ou desagradáveis, de sensação de calor ou frio, de dor física ou bem-estar total. A nossa sensibilidade tátil não é uniforme em todo o nosso corpo, sendo mais intensa em certos locais, como por exemplo a ponta dos dedos (Figura 2.1).



Figura 2.1 - Imagem correspondente ao sentido tato [1].

2.2 Interfaces hápticas

A técnica háptica consiste na ciência tátil, ou seja, do toque e das sensações criadas entre a pessoa-máquina. Através de aplicativos de computador, as pessoas conseguem receber um *feedback* na forma de sensações sentidas na mão ou em qualquer parte do corpo, quando estão em contacto com as entradas/saídas de determinados dispositivos, tais como *joysticks*, luvas de dados, entre outros. A tecnologia háptica aplicada num *display* visual, consegue treinar indivíduos para tarefas que exigem coordenação mão-olho como uma cirurgia, mas também pode ser usada para jogos para uma melhor interação com as imagens (Figura 2.2)[2].



Figura 2.2 - Imagem da luva *CyberTouch* [2].

O *TouchMaster* representado na Figura 2.3 proporciona um *display* tátil a todos os dedos da mão usando atenuadores de bobina de voz. Estes atenuadores proporcionam um *feedback* tátil que fornece informações sobre o objecto de contacto. As bobinas de voz são colocadas na ponta dos dedos utilizando uma banda de velcro. Estas recebem a informação através de uma caixa de condição de sinal, que por sua vez pode ser conectada a um *Personal Computer* (PC), entre outras. A configuração padrão proporciona uma frequência fixa de 210-240 Hz a uma amplitude constante, mas também encontram-se disponíveis frequências variáveis opcionais e electrónicas de amplitude [2].



Figura 2.3 - Imagem do *TouchMaster* [2].

O sistema *Tactools* como se pode observar na Figura 2.4 é composto por um visor tátil ligado a um conjunto de cabos que servem para ligar às pontas dos dedos e um controlador. O controlador pode até 10 tatos, fornece a interface que permite a aplicação de *software* dar comandos para disparar um contador. A interface principal é EIA232, mas também existem interfaces analógicas, que estão disponíveis para apoiar as funções como sensores de leitura ou múltiplos sistemas de encadeamento *Tactool* [2].



Figura 2.4 - Imagem do sistema *Tactools* [2].

O DTSS *Model X/10* da Figura 2.5 é um sistema de detecção de temperatura e é usado como uma ferramenta de pesquisa. Consiste num controlador, oito sensores e um cabo de conexão. O controlador pode suportar oito canais, em que cada um pode ser programado como um canal de entrada ou de saída. Ele pode ser operado diretamente pela unidade de controle ou por um computador. As entradas analógicas podem ser acomodadas para permitir sinais de monitorização de dispositivos externos [2].

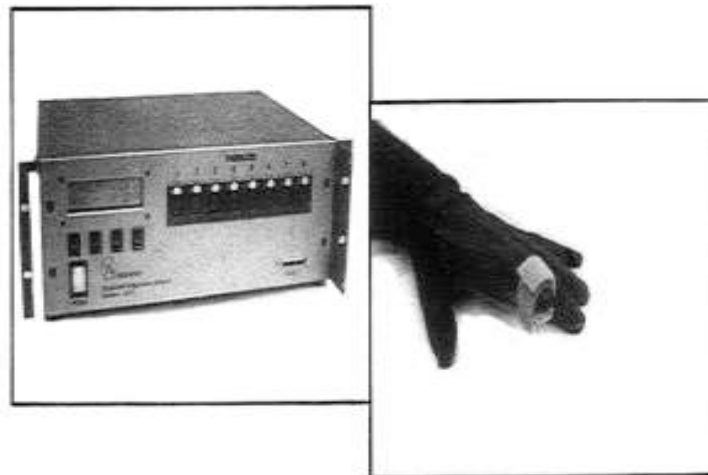


Figura 2.5 - Imagem de um sistema de detecção de temperatura [2].

Através do *feedback* de temperatura, vários investigadores iniciaram várias experiências que tinham como estudo a capacidade humana em reconhecer determinados materiais, tais como alumínio, vidro, borracha, poliacrilato e madeira. Através destes estudos desenvolveram um *display* tátil de temperatura.

A temperatura de superfície da tela é medida através de um termopar. O módulo de *Peltier* permite ao *display* atuar como um aquecedor e arrefecedor. Uma fotografia e mais detalhes para este visor são apresentados na Figura 2.6 [2].

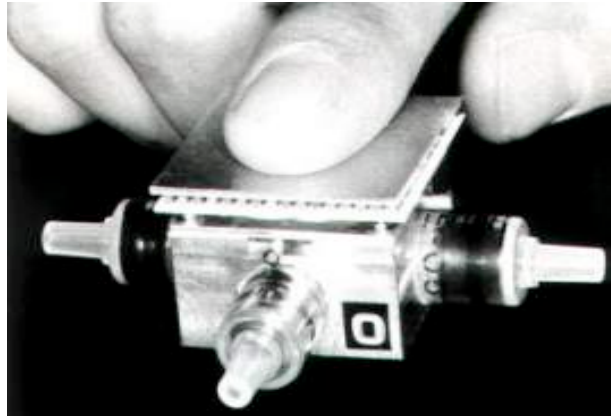


Figura 2.6 - Imagem de um *display* de temperatura [2].

Dr. Dave Andaleon do *Sandia National Laboratories*, desenvolveu uma interface tátil constituído por uma matriz 2x3 de atuadores eletromagnéticos sobre uma estrutura, que por si está ligado aos dedos do utilizador, usando tiras de velcro.

Cada atuador no *display* tátil é controlado individualmente em relação à magnitude, frequência e fase. Uma interface é fornecida através de um computador *host* com placas de saída analógicas. Na Figura 2.7 podemos observar uma imagem do *display* tátil [2].

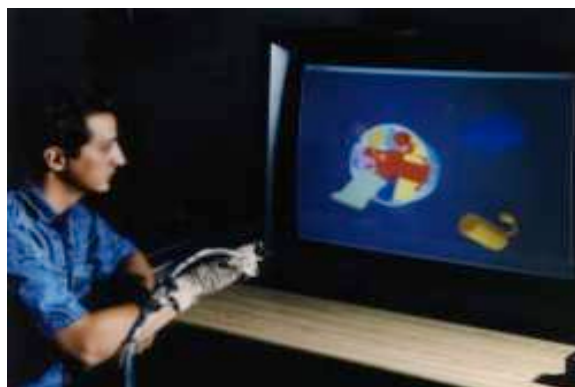


Figura 2.7 - Imagem de um *display* tátil [2].

TiNi Alloy juntamente com o Centro de Sistemas Humanos na base aérea de *Brooks*, desenvolveu um *display* tátil (Figura 2.8) que consiste numa matriz 5x6 de pinos. O ecrã é suportado por um *hardware* e por um *software* de um microcontrolador para constituir um sistema completo tátil.

Um visor tátil foi montado sobre um disco de digitalização, para que o utilizador possa pousar a ponta do seu dedo em cima dele, enquanto que a mão move o disco através de uma superfície plana. Permitindo assim ao indivíduo em estudo correlacionar padrões mostrados num ecrã e aqueles apresentados através de pinos [2].



Figura 2.8 - Imagem de uma matriz tátil programável [2].

A luva de *feedback* tátil, como se pode observar na Figura 2.9, faz parte de um sistema de entrada e *feedback* que inclui braços robóticos com 7 graus de liberdade (DOF). Estes braços são montados juntamente com manipuladores que incluem sensores para deteção da pressão, vibração e temperatura. Desta maneira é possível fornecer dados das características da forma do objeto, perfil e dureza. Os sensores não são limitados a sensações humanas normais e são usados para fornecer informação sobre as características, tais como a condutividade e a radioatividade, codificados como resposta tátil [2].



Figura 2.9 - Imagem das luvas de *feedback* tátil [2].

2.3 Electrovibração directa e inversa.

O efeito de electrovibração foi descoberto em 1954 por *Mallinckrodt*, mas até 1970 esta descoberta nunca tinha sido direccionada para a área das aplicações hápticas, até que *Strong* decidiu interligar a electrovibração com as aplicações hápticas através de um visor tátil, em que se baseava numa matriz de pinos isolados com uma fina camada de dielétrico [3].

No efeito de electrovibração é injetado uma corrente alternada (AC) num objeto condutor com um isolante fino como se pode observar na Figura 2.10. O indivíduo ao deslizar o dedo nesta superfície vai ter uma sensação tátil semelhante à de uma borracha, que é derivada da força

eletrostática intermitente $||\vec{F}_e(t)||$ criada pela corrente alternada. Caso o indivíduo tenha o dedo imóvel, não vai sentir uma sensação tátil, isto porque é necessário deslizar o dedo sobre a superfície para criar atrito como uma sensação tátil [3].

$$F_e(t) = \frac{\epsilon_0 A V^2(t)}{2 \left(\frac{T_s}{\epsilon_s} + \frac{T_p}{\epsilon_p} \right) (T_s + T_p)} \quad (1)$$

onde $\vec{F}_e(t)$ é a força electrostática; V é a tensão entre o dedo e o eléctrodo, $\epsilon_0, \epsilon_s, \epsilon_p$ são constantes da permissividade do vácuo, da pele e do isolador; T_s é a espessura da pele, T_p é a espessura do isolador e o A é a área de contacto [3].

A equação 1 demonstra que a força da sensação tátil é controlada pela diferença entre a tensão e o potencial absoluto entre o indivíduo e o objeto. Porém a polaridade da tensão não é importante, isto porque, o objeto vai encontrar-se ligado à terra quando é injetado um sinal no indivíduo.

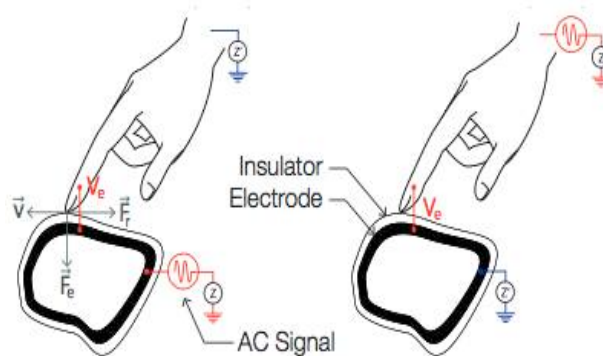


Figura 2.10 - Electrovisão direta à esquerda e electrovisão inversa à esquerda [3].

2.4 Resposta Galvânica da pele.

A condutância da pele que também é conhecida como resposta Galvânica da pele [4], corresponde à variação das propriedades elétricas da pele em resposta a um líquido (suor) que é produzido pelas glândulas sudoríparas [5]. Existem três tipos de glândulas sudoríparas no nosso corpo, as écrinas, as apócrinas e as apoecrinas. As écrinas estão envolvidas em respostas emocionais através dos nervos simpáticos, que por sua vez acompanham a excitação psicológica emocional [6][7]. Estes nervos variam conforme a zona, ou seja, os nervos que controlam as glândulas de suor nas zonas da testa e do pé, são diferentes daqueles que controlam as glândulas de suor nos dedos das mãos [8]. A magnitude da transpiração depende da densidade das glândulas de suor, da sua dimensão relativa e da saída de glândulas individuais, que por sua vez varia conforme o indivíduo [9][10][11].

A resposta da capacidade da pele depende do seu estado. É na pele que se encontra a maior parte da resistência do corpo, nomeadamente nos pontos de entrada e saída da corrente. O suor presente na nossa pele é um dos fatores que pode diminuir a sua resistência e caso o contato seja com a pele no estado calejado vai haver um aumento de resistência [12][13].

Ao longo dos anos foram feitas várias descobertas relacionados com o sinal GSR tais como [12][13]:

- (1737 – 1798) - *Luigi Galvani* descobre a eletricidade dinâmica e sua ação fisiológica.
- 1840 – Idealização de que os processos elétricos proviam ampla base para a explicação de distúrbios e geração de diagnósticos.
- 1870 – Desenvolvimento de alguns instrumentos e formação das bases metodológicas para a pesquisa em eletrofisiologia.
- 1879 – *Romain Vigoroux* consegue medir a resistência da pele como variável experimental em casos de anestesia histórica, no qual é considerada a primeira observação registada dos fatores psicológicos no fenômeno eletrotérmico.
- 1881 – *Hermann*, um pesquisador alemão, relaciona a resposta galvânica da pele com a atividade das glândulas sudoríparas.
- 1888 – *Charles Fere* efetua um estudo sobre o efeito da estimulação física sobre a resistência da pele.
- 1888 – O médico francês *D'Arsonval* desenvolve elétrodos não polarizáveis de prata clorídeo.
- 1889 – O pesquisador russo *Ivan Tarchanoff*, consegue demonstrar que tanto os estímulos físicos como os psicológicos levam a alterações no potencial da pele.
- 1904 – *E. K. Mueller*, engenheiro suíço, descobre o GSR e divulga sua mutabilidade com eventos psicológicos.
- 1905 – *Veraguth* após finalizar alguns estudos preliminares e para seu embarço descobre os estudos anteriores de *Tarchanoff* e outros.
- 1907 – *Veraguth* apresenta seus trabalhos juntamente com os de *Tarchanoff* a *Carl Gustav Jung* e ambos denominam o fenômeno de "reflexo psicogalvânico".

2.4.1 Modelo eléctrico da pele

A nossa pele é composta por uma considerável complexidade eléctrica. A superfície da pele na palma da nossa mão como também no nosso torso, é constituída por 2000 glândulas sudoríparas por centímetro quadrado (Figura 2.11), que são responsáveis por produzir o suor no nosso corpo. Cada glândula sudorípara pode ser comparada a um circuito eléctrico, que vai desde da superfície da nossa pele, onde apresenta uma maior resistência eléctrica, até camadas mais profundas onde normalmente apresentam uma maior condutividade eléctrica [12][13].

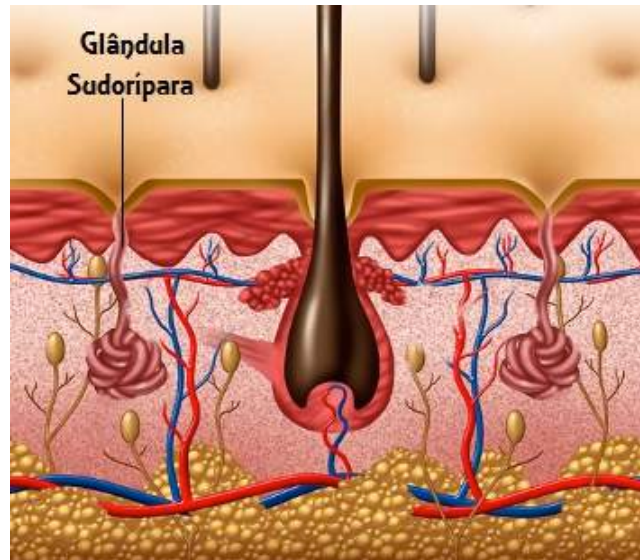


Figura 2.11 - Imagem da Glândula Sudorípara por debaixo da pele [14].

À medida que são adicionadas mais glândulas, ou seja, um maior número de circuitos condutivos ao esquema geral, maior será a fluidez da corrente que circular nestes circuitos. A pele trabalha como um resistor variável, que regula o fluxo da corrente de acordo com a lei de Ohm, V (voltagem) = R (resistência) \times I (intensidade de corrente), logo se a voltagem é constante a intensidade de corrente é inversamente proporcional à resistência [12][13].

2.4.2 Resistência e Condutância

Tanto a resistência como a condutância representam a mesma propriedade elétrica dos materiais, em que ambas são recíprocas, ou seja, a resistência é o inverso da condutância e vice-versa ($R=1/C$ ou $C=1/R$)[12][13].

É importante referir também que a condutância apresenta uma medida indireta, logo através desta não é possível determinar o número de glândulas sudoríparas que estão ativas quando se obtém o valor da condutância da pele [12][13].

2.5 Impedância do corpo humano

O corpo humano, do ponto de vista elétrico, é visto como um conjunto de resistências e condensadores, porém nem os valores nem as repostas dos mesmos é linear. Nem todas as mesmas pessoas obtêm os mesmos resultados, pois estes variam de pessoa para pessoa e também estão muito dependentes das condições psicofisiológicas e ambientais.

Os principais fatores que contribuem para as variações de impedância do corpo humano são [15]:

- **Estado da pele:** É na pele que se encontra a maior parte da resistência do corpo, nomeadamente nos pontos de entrada e saída da corrente. A humidade é um dos fatores que pode diminuir a resistência como o suor. Caso o contacto seja com a pele no estado caledado vai haver um aumento de resistência.
- **Tipo de contacto:** A resistência do corpo humano é diretamente dependente da trajetória da corrente, no qual é determinada pelas partes do corpo onde é aplicada a tensão, por exemplo, mão-mão ou mão direita - pé esquerdo.

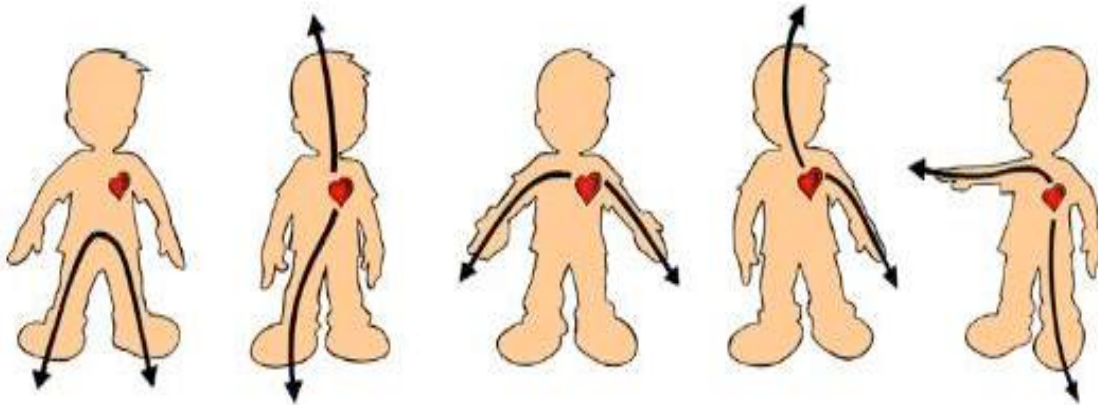


Figura 2.12 - Imagem do percurso da corrente elétrica no corpo humano [16].

- **Superfície de contacto:** Quando maior a área de contacto com a parte sob tensão sob tensão, menor será a resistência oferecida à passagem da corrente.
- **Pressão de contacto:** Com o aumento da pressão na área sob tensão há uma diminuição da resistência. O aumento da pressão aumenta a superfície de contacto com a redução da resistência.
- **Duração do contacto:** Quando mais tempo a corrente circula no corpo humano menor vai ser a resistência do mesmo, devido ao aumento da temperatura dos fluídos internos, aumentando assim a ionização dos sais dos líquidos.
- **Natureza da corrente:** Os valores de resistência do corpo humano são os mesmos quer para corrente contínua, quer para corrente alternada. Porém, com o aumento da frequência há uma diminuição da resistência.
- **Taxa de álcool no sangue:** O álcool é inversamente proporcional à resistência do corpo humano, logo quanto maior for a percentagem de álcool menor vai ser a resistência.

- **Tensão de contato:** A diminuição da tensão de contacto provoca uma diminuição da resistência, ocorrendo maiores variações de resistência nos níveis mais baixos de tensão.

2.6 Efeitos da corrente elétrica no corpo humano

A corrente elétrica é um fenômeno que pode levar um ser humano à morte. Quando se estabelece uma diferença de potencial entre dois pontos do corpo humano, flui uma corrente elétrica entre esses pontos e a intensidade dessa corrente depende da diferença de potencial e da resistência elétrica entre os pontos sobre o qual se aplica a voltagem.

Efeitos fisiológicos da corrente elétrica no corpo humano [17]:

➤ **Efeito fisiológico da tetanização:**

É um acontecimento em que há contração muscular provocada pela circulação da corrente através dos nervos que controlam os músculos. A corrente anula os impulsos elétricos que são enviados pela mente, podendo bloquear um membro ou o corpo inteiro, e é um vão os esforços do indivíduo para interromper o contato.

➤ **Efeito fisiológico da fibrilação ventricular:**

A corrente quando atinge o coração pode perturbar o seu funcionamento, os impulsos periódicos que em condições normais regulam as contrações (sístole) e as expansões (diástole) são alterados e o coração vibra desordenadamente (perde o passo). A fibrilação é um fenômeno irreversível que se mantém mesmo depois do descontado do indivíduo com a corrente, só podendo ser anulada com um desfibrador.

➤ **Efeito fisiológico da paragem cardiorrespiratória:**

Quando os músculos dos pulmões estão envolvidos na tetanização, isto é, bloqueamento dos músculos peitorais e paragem da função vital da respiração. É considerado uma emergência grave.

➤ **Efeito fisiológico das queimaduras:**

A corrente elétrica quando circula pelo corpo humano é acompanhada pelo desenvolvimento de calor produzido pelo efeito *Joule*, podendo produzir queimaduras em todos os graus, dependendo da intensidade de corrente que circular pelo corpo do indivíduo. Nos pontos de contato direto a situação é ainda mais crítica, pois as queimaduras produzidas pela corrente são profundas e de cura mais difícil, podendo causar a morte por insuficiência renal.

Tabela 2.1 - Quadro sinótico dos efeitos da corrente elétrica no ser humano [17].

Intensidade da corrente alternada	Perturbações possíveis do choque	Estado possível, logo depois do choque	Salvamento	Resultado final mais provável
1 mA	Nenhuma	Normal	Desnecessário	Normal
1 a 9 mA	Sensação desagradável. Contrações musculares.	Normal	Desnecessário	Normal
9 a 20 mA	Sensação dolorosa, contrações violentas. Asfixia, Anoxia, Anoxemia. Perturbações circulatórias	Morte aparente	Respiração artificial e massagem cardíaca	Restabelecimento
20 a 100 mA	Sensação insuportável, contrações violentas. Asfixia, Anoxia, Anoxemia. Perturbações circulatórias graves, inclusive, às vezes, fibrilação ventricular.	Morte aparente	Respiração artificial e massagem cardíaca	Restabelecimento ou morte. Muitas vezes não há tempo de salvar em decorrência da gravidade das lesões e a morte ocorre em poucos minutos.
>100 mA	Asfixia imediata. Fibrilação ventricular. Alterações musculares. Queimaduras	Morte aparente ou imediata	Igual à anterior	Igual à anterior

3 Dispositivo de reação tátil

O dispositivo de reação tátil desenvolvido é composto por cinco módulos principais de circuitos eletrónicos: um gerador de sinais; um elevador de tensão; um modelador de tensão; um circuito de medida do sinal GSR; e um ecrã. Na Figura 3.1 é possível observar como se interligam os cinco módulos constituintes do dispositivo de reação tátil.



Figura 3.1 - Imagem do esquema simbólico da relação entre os cinco principais módulos do dispositivo de reação tátil.

3.1 Elevador de tensão

O elevador de tensão tem como objetivo fornecer uma tensão de 200 V a partir de duas pilhas convencionais de 9V em série. É utilizado o circuito do elevador de tensão dimensionado no anterior trabalho (Figura 3.3), que tem por base o circuito integrado MAX773 (Figura 3.2)[18].

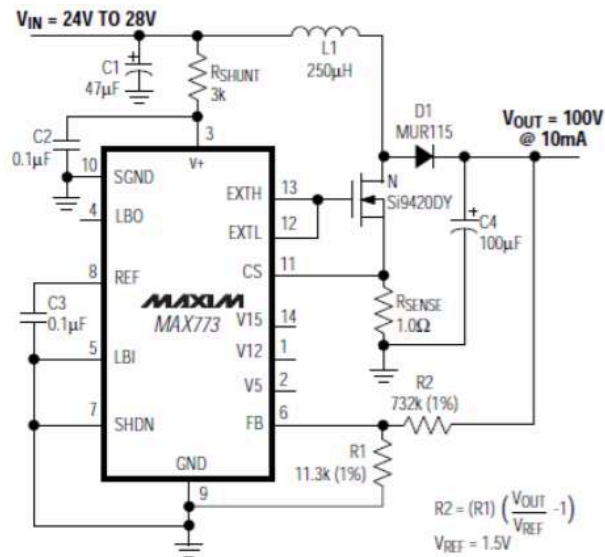


Figura 3.2 - Imagem do circuito de elevação de tensão baseado no circuito integrado MAX773 [19].

Para obter uma tensão de saída de 200 V, é preciso dimensionar as resistências R1 e R2 recorrendo à seguinte expressão indicada pelo fabricante:

$$R2 = (R1) \left(\frac{V_{OUT}}{V_{REF}} - 1 \right), \quad (2)$$

em que $V_{REF} = 1,5V$.

Como pretendemos obter uma tensão V_{OUT} de 200 V, arbitrou-se utilizar uma resistência de 10 kΩ para R1, sendo assim possível determinar a resistência R2 através da expressão:

$$R2 = (10k\Omega) \left(\frac{200V}{1.5V} - 1 \right) = 1323,3k\Omega, \quad (3)$$

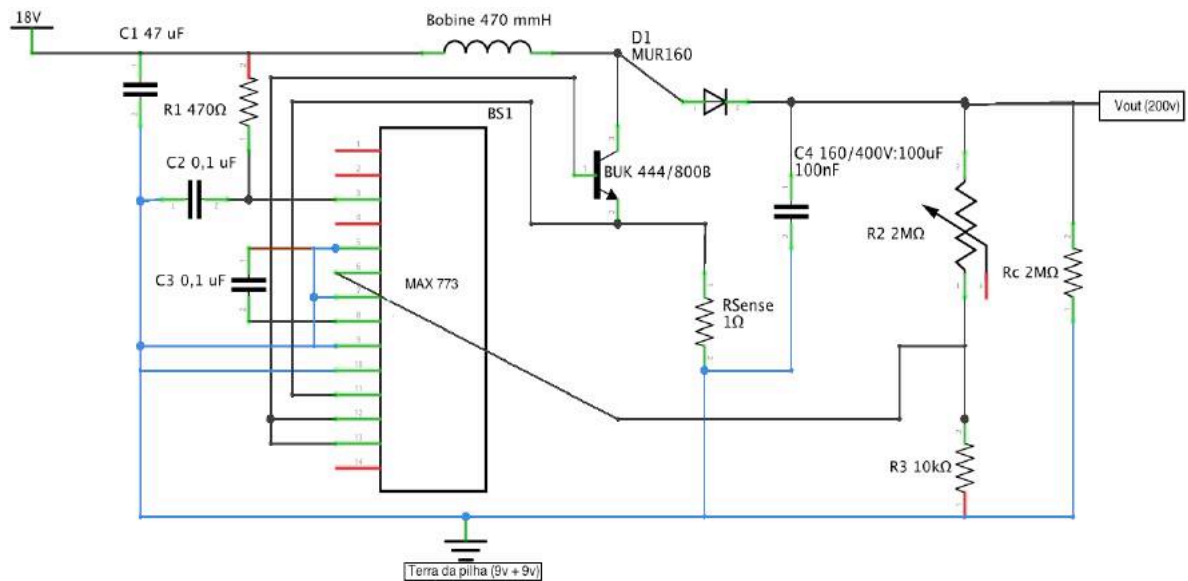


Figura 3.3 - Imagem do elevador de tensão desenhado no programa *Frtzing V 0.8.0*.

As restantes alterações, tais como a substituição do transístor Si9420DY por um transístor BUK 444/800B, e a substituição do díodo MUR115 pelo díodo MUR160, garantem um bom funcionamento do circuito, sem que os valores limite de tensão sejam atingidos. Admitindo que o circuito tenha uma eficiência 100% na elevação de tensão, a corrente máxima que este poderá disponibilizar será de 18 mA [18].

3.2 Gerador de sinal

A escolha do microcontrolador para gerar o sinal do dispositivo recai sobre o Arduino UNO Atmega328. É utilizado à saída do microcontrolador um conversor de sinal digital-analógico (DAC) de 8 bits constituído por uma rede R-2R de resistências, com valores de tensão de saída entre os 0 V e os 5 V.

3.2.1 Microcontrolador ATmega328.

O microcontrolador é um componente muito importante neste projeto, pois é através da sua programação que é gerado o sinal periódico com características pretendidas, nomeadamente quanto à sua forma, largura de pulso, frequência e amplitude.

Foi escolhido o microcontrolador ATmega328, do fabricante ArduinoTM devido à sua facilidade de programação e ao vasto conjunto de bibliotecas de funções disponíveis. Também foi tido em conta o seu baixo custo de aquisição e a sua compatibilidade com vários sistemas operativos. O microcontrolador ATmega328 foi adquirido já instalado numa placa de desenvolvimento Arduino UNO (Figura 3.4).

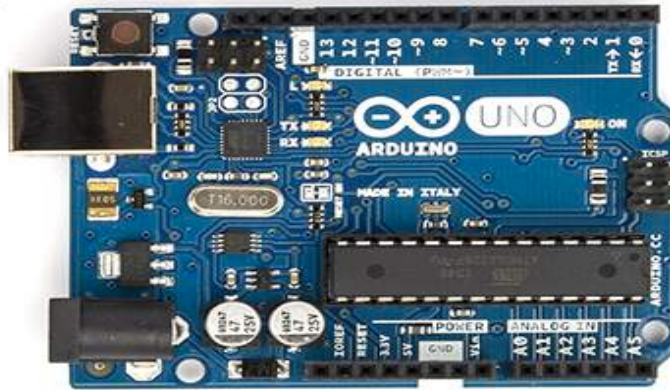


Figura 3.4 - Placa de desenvolvimento Arduino Uno, com microcontrolador Atmega328 [20].

Tabela 3.1 - Características do microcontrolador Atmega328 [21].

Características	Descrição
Microcontrolador	ATmega328
Velocidade Clock	20 MHz
Tipo de memória	Flash
Memória RAM	2 KB
Memória EEPROM	1 KB
Pinos I/O digitais	14
Pinos PWM	6
Pinos analógicos	6
Tensão de operação	5V
Memória de programação	32 KB
ADC	10 Bits

3.2.2 Programação

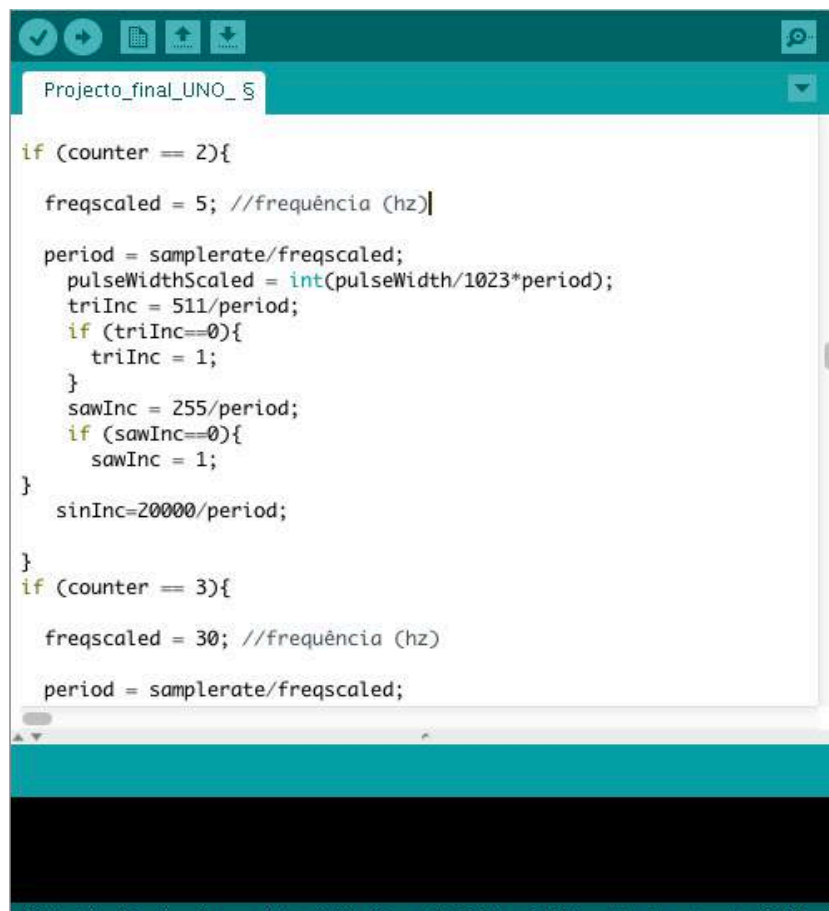
O Atmega328 é um microcontrolador que usa a linguagem de programação C/C++ para o desenvolvimento de projetos. Para poder programar, foi utilizado o *software* de desenvolvimento integrado com o *hardware* (IDE – *Integrated Development Environment*), para geração de programas (*sketches*) disponível grátis no próprio site do Arduino. O IDE foi programado em linguagem C/C++ e os *sketches* utilizados podem ser executados em todas as plataformas que suportam o Arduino, como por exemplo o OSX, Windows, Linux.

Para desenvolver um gerador de sinal, foi utilizado como base o projeto disponibilizado no site *Instructables* [22]. O projeto disponibilizado encontra-se em linguagem C++/C (Figura 3.5) e gera um sinal em que as variáveis frequência, forma de onda e largura de pulso são ajustáveis de forma manual, através de potenciômetros e botões de pressão. Foram feitas algumas alterações ao código de forma a que fosse gerado um sinal periódico em que as suas variáveis fossem

ajustadas de forma automática através de um contador e foi também adicionado uma biblioteca de sensações táteis.

A biblioteca de sensações táteis, é composta por uma lista de frequências, formas de onda e larguras de pulso, em que cada sensação tátil tem um determinado valor de frequência, largura de pulso e determinada forma de onda.

Através de um contador o utilizador tem a possibilidade de percorrer a lista de sensações táteis de trás para a frente e vice-versa e selecionar o tipo de sensação tátil que pretende sentir.



```
Projecto_final_UNO_5

if (counter == 2){
  freqscaled = 5; //frequência (hz)

  period = samplerate/freqscaled;
  pulseWidthScaled = int(pulseWidth/1023*period);
  triInc = 511/period;
  if (triInc==0){
    triInc = 1;
  }
  sawInc = 255/period;
  if (sawInc==0){
    sawInc = 1;
  }
  sinInc=20000/period;
}
}
if (counter == 3){
  freqscaled = 30; //frequência (hz)
  period = samplerate/freqscaled;
```

Figura 3.5 - Imagem do ambiente de desenvolvimento IDE do Arduino UNO.

3.2.3 Conversor (DAC) R-2R

Como o ATmega328 não tem saídas analógicas, é necessário recorrer às saídas digitais para gerar um sinal analógico. Para isso foi utilizado um conversor (DAC) composto por uma rede R-2R de resistências de 10 kΩ e de 20 kΩ, como se pode observar na Figura 3.6, que possibilita a conversão de valores no intervalo de 0 (zero) a 255 numa tensão de saída (V_{out}) entre os 0 V e 5 V.

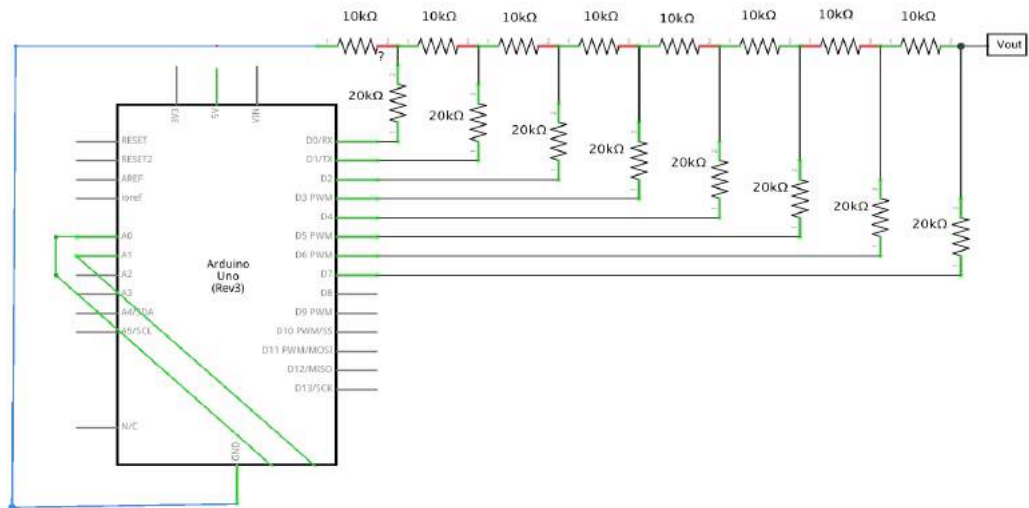


Figura 3.6 - Esquema simbólico do conversor de sinal digital para analógico com recurso a uma rede de escala R-2R desenhado em *Fritzing* V 0.8.0.

3.3 Modelador de tensão

O circuito do modelador de tensão usado é o circuito dimensionado no trabalho prévio, é constituído por um amplificador seguidor de tensão e por um amplificador operacional que controla a amplificação de tensão feito por uma cascata de transístores, em que o andar final é constituído por um transístor em montagem de emissor comum, como se pode observar na Figura 3.7 [18]. Uma das alterações feitas no circuito foi a mudança da regulação da intensidade do sinal a ser injetado, que em vez de ser regulado manualmente no pino 3 do amplificador operacional OP07 através de um potenciómetro ajustável, passa a ser regulado automaticamente através de um sinal entre 0 V a 5 V proveniente do microcontrolador ATmega2560.

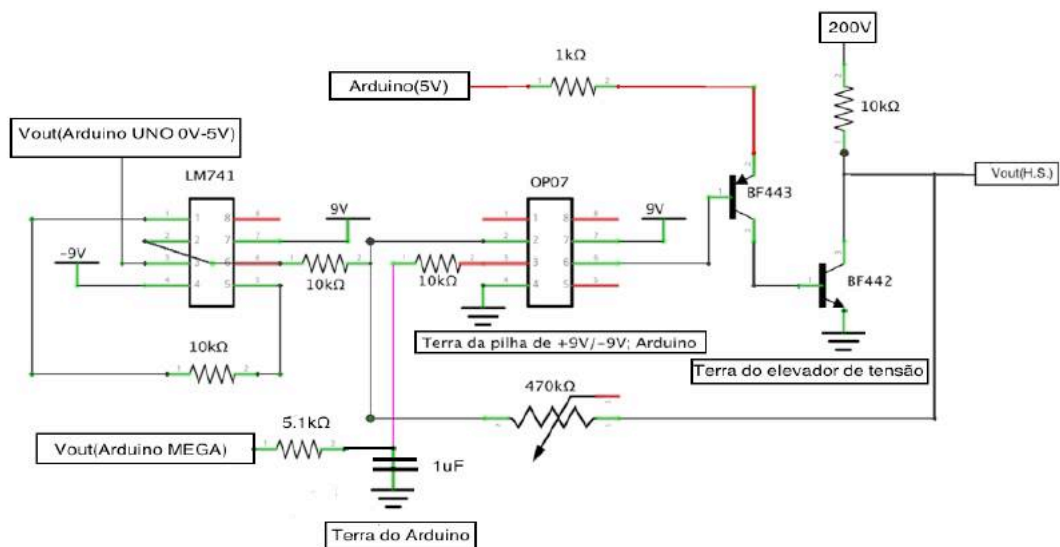


Figura 3.7 - Imagem do esquema simbólico do modelador de tensão desenhado em *Fritzing* V0.8.0.

O amplificador seguidor de tensão, de ganho unitário, tem como único objetivo isolar o sinal analógico proveniente do conversor digital-analógico do resto do circuito, colocando à saída uma tensão igual à de entrada. Foi escolhido o amplificador LM741 pois este permite correntes elétricas com valores até 25 mA. Como o LM741 é um amplificador em montagem não-inversora temos $R2 = 0$ e $R1 = \infty$, que aplicando na fórmula do ganho permite obter o seguinte valor [18]:

$$G = 1 + \frac{R2}{R1} = 1 + \frac{0}{\infty} = 1 \quad (4)$$

É usada uma resistência ligada ao coletor do transistor (BF442) para limitar a corrente elétrica vinda do elevador de tensão, que por sua vez vai provocar uma queda de tensão aos terminais da resistência, fazendo com que a tensão de saída seja sempre menor que a tensão fornecida pelo elevador de tensão [15].

O potenciômetro de 470k Ω permite ajustar o ganho total em tensão, de forma a se obter um valor máximo de tensão pico-a-pico sem que haja saturação do sinal de saída. A corrente máxima que o circuito de modelação de tensão pode atingir é equivalente à corrente máxima que o elevador de tensão pode fornecer [18].

À saída do microcontrolador ATmega2560, mais especificamente no pino 2 (saída PWM), é adicionado um conversor digital-analógico (DAC) composto por uma resistência de 5.1 K Ω e um condensador de 1 μ F. Este conversor vai converter o sinal digital proveniente do microcontrolador em um sinal analógico com tensões entre 0 V a 5 V, para regular a intensidade do sinal elétrico a ser injetado no utilizador.

3.4 Sinal da resposta galvânica da pele

O sinal da resposta galvânica da pele (GSR) corresponde à condutância elétrica da medida na pele. Procedeu-se à medição deste sinal entre duas zonas, a falange proximal do dedo indicador, onde será colocado o elétrodo emissor (elétrodo 1) e a falange distal, onde estará o elétrodo recetor (elétrodo 2) (Figura 3.8).

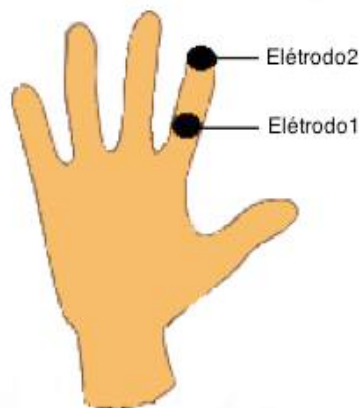


Figura 3.8 - Local de colocação dos elétrodos, no dedo indicador, para medida do sinal de resposta galvânica da pele (GSR).

As medidas do sinal GSR baseiam-se no facto do nosso corpo comportar-se como um resistor à passagem da corrente elétrica. Através dos dados adquiridos é possível observar o quando é fácil (condutância) e o quando é difícil (resistência) para uma corrente atravessar o nosso corpo.

Para determinar o sinal GSR e, a partir deste, controlar a intensidade do sinal do dispositivo tátil a injetar no sujeito, houve a necessidade de recorrer a um divisor de tensão (Figura 3.9) de maneira a reduzir a tensão proveniente do utilizador, para possibilitar a leitura por parte do microcontrolador, que tem um limite de 5 V à entrada.

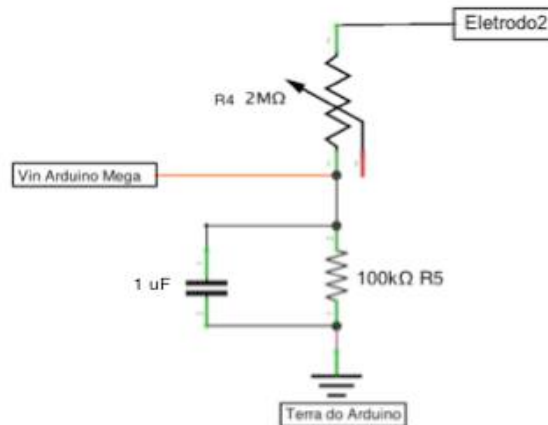


Figura 3.9 - Divisor de tensão desenhado em Fritzing V 0.8.0., que permite reduzir a tensão proveniente do eléctrodo 2 para valores de tensão compatíveis com a entrada analógica do microcontrolador ATmega2560.

O sinal elétrico que provém do eléctrodo apresenta uma tensão inicial de cerca de 90 V e o microcontrolador só consegue adquirir sinais até 5 V, por isso através do divisor de tensão (equação 5) é possível reduzir a tensão.

$$V_{out} = \left(\frac{R_5}{R_5 + R_4} \right) \times V_{in} \quad (5)$$

tendo em conta que $V_{in} = 90 \text{ V}$, $V_{out} = 5 \text{ V}$ e escolhendo $R_5 = 100 \text{ k}\Omega$, é possível calcular o R_4 da seguinte forma:

$$5 = \left(\frac{100k}{100k + R_4} \right) \times 90 \Leftrightarrow R_4 = 1.7M\Omega \quad (6)$$

Foi usado um potenciómetro de 2 MΩ no lugar da resistência R_4 e ajustado de forma a obter o sinal de saída pretendido. É colocado um condensador de 1 μF em paralelo com a resistência R_5 de forma a filtrar o sinal, para uma melhor leitura por parte do microcontrolador.

3.4.1 Microcontrolador Atmega2560

É usado um segundo microcontrolador para a aquisição do sinal GSR do sujeito, e foi escolhido o ATmega2560 devido à sua facilidade de programação, ao vasto conjunto de bibliotecas de funções disponíveis e é compatível com o *display* usado neste projeto. O microcontrolador adquirido vem já instalado numa placa de desenvolvimento Arduino MEGA (Figura 3.10).

O ATmega2560 desempenha um papel importante na recolha dos dados do sinal GSR do indivíduo para ser observado num *display* em tempo real. Outra função deste microcontrolador é a amostragem das várias imagens dos objetos ou texturas correspondentes a cada sensação tátil no *display*.

As variáveis do gerador de sinal, frequência, forma de onda e largura de pulso são controladas pelo ATmega328, através de uma comunicação serial entre os dois microcontroladores, em que o Arduino MEGA funciona como um *master* e o Arduino UNO como um *slaver*. Esta comunicação é feita através das portas TX e RX, em que o TX do *master* está ligado ao RX do *slave* e vice-versa. Por isso dependendo da imagem seleccionada no Arduino MEGA, o Arduino UNO vai reproduzir um sinal periódico com uma forma de onda, frequência e largura de pulso correspondente à imagem seleccionada.

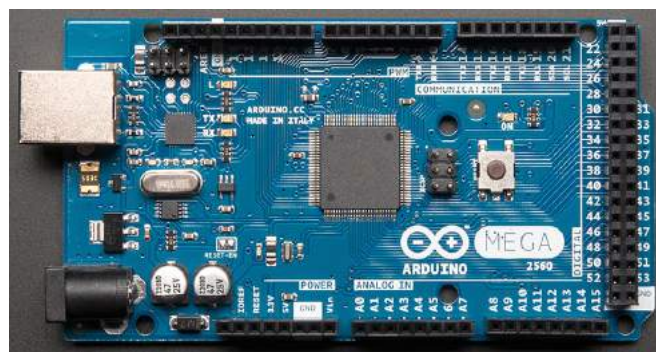


Figura 3.10 - Placa de desenvolvimento Arduino MEGA com o microcontrolador ATmega2560 [23].

Tabela 3.2 - Características do microcontrolador ATmega2560 [24].

Características	Descrição
Microcontrolador	ATmega2560
Velocidade Clock	16 MHz
Tipo de memória	Flash
Memória RAM	8 KB
Memória EEPROM	4 KB
Pinos I/O digitais	54
Pinos PWM	15
Pinos analógicos	16
Tensão de operação	5V
Memória de programação	256 KB

3.4.2 Programação

O Arduino disponibiliza um ambiente de desenvolvimento integrado com o *hardware* (IDE – *Integrated Development Environment*) para geração de programas (*sketches*). O IDE foi desenvolvido em linguagem C++/C (Figura 3.11) e os *sketches* utilizados podem ser executados em todas as plataformas que suportam o Arduino, como por exemplo o OSX, o Windows e o Linux.



```
TESE_MEGA.S  GANGA.c  branco.c  laranja.c  riscas.c  riscas.as
void loop(){
  Cayenne.run();
  pinSensor = analogRead(A0);
  delay(500);

  //tensao com valores entre 0V-5V
  tensao = (5*(float)pinSensor/1024)*20;

  val = analogRead(A0);
  val = map(val, 0, 1030, 0, 100);

  condutancia = val;

  corrente = tensao/100; //corrente em microamperes uA

  String sensorVal = String(condutancia);
  sensorVal.toCharArray(condutanciaPrintout, 30);

  String correnteVal = String(corrente);
  correnteVal.toCharArray(correntePrintout, 30);
}
```

Figura 3.11 - Imagem do ambiente de desenvolvimento IDE do Arduino Mega.

Através do sinal GSR é possível determinar a condutância da pele do indivíduo e assim aplicar a intensidade de sinal adequada a este, através do modelador de tensão. Para que seja possível determinar essa variável é necessário injetar um sinal com uma tensão elevada no indivíduo. Depois do sinal atravessar o utilizador, é ligado a um canal de entrada analógica no Arduino MEGA, onde vai ser convertido para digital para posterior calculo da corrente do sinal e da condutância da pele.

Para a programação do microcontrolador foram utilizados os exemplos de *sketches* fornecidos pelo fabricante do *display*. Depois analisar o código, foram realizadas algumas alterações, tais como a representação visual do valor da condutância em percentagem, do valor da corrente e da tensão à entrada do microcontrolador.

É adicionado uma biblioteca de imagens das texturas dos objetos à memória do microcontrolador ATmega2560. Em que cada imagem corresponde a uma determinada sensação tátil provocada pelo gerador de sinal.

3.5 Display

O *display* escolhido para a visualização dos objetos referentes às sensações táteis e das características do sinal foi o 3.2 inch TFT (Figura 3.12). Este *display* tem uma resolução de

480x320 com 262k cores. É constituído por controlador HX8357B, suporta uma interface de 16-*wires DataBus* e inclui um circuito de conversão de tensão entre 3.3 V e 5 V. Uma das vantagens, para além do seu baixo custo, é que este módulo pode ser encaixado diretamente no Arduino Mega sem a necessidade de um adaptador.



Figura 3.12 - Imagem de um 3.2 *display* TFT [25].

Tabela 3.3 - Características do *display* [25].

Características	Descrição
Tipo de <i>display</i>	3.2 inch TFT LCD
Tipo de vidro	TFT IPS(Full-Angle)
Resolução	480XRGBX20 pixels
Luz de fundo	6 chip HighLight white LED'S
Controlo IC	HX8357B
Interface	Interface paralela de 16Bits
Cartão de memória	Sim
SPI FLASH	Sim

3.6 Circuito do dispositivo tátil

Juntando todos os circuitos elétricos referidos, como o elevador de tensão, o modelador de tensão, o conversor (DAC), o divisor de tensão e os microcontroladores obtemos o circuito geral do dispositivo como se pode observar na Figura 3.13.

É de referir que é adicionado a este circuito geral, o circuito dos controladores do microcontrolador Mega2560, no qual é composto por três interruptores, três resistências de 10 k Ω e um *switch*.

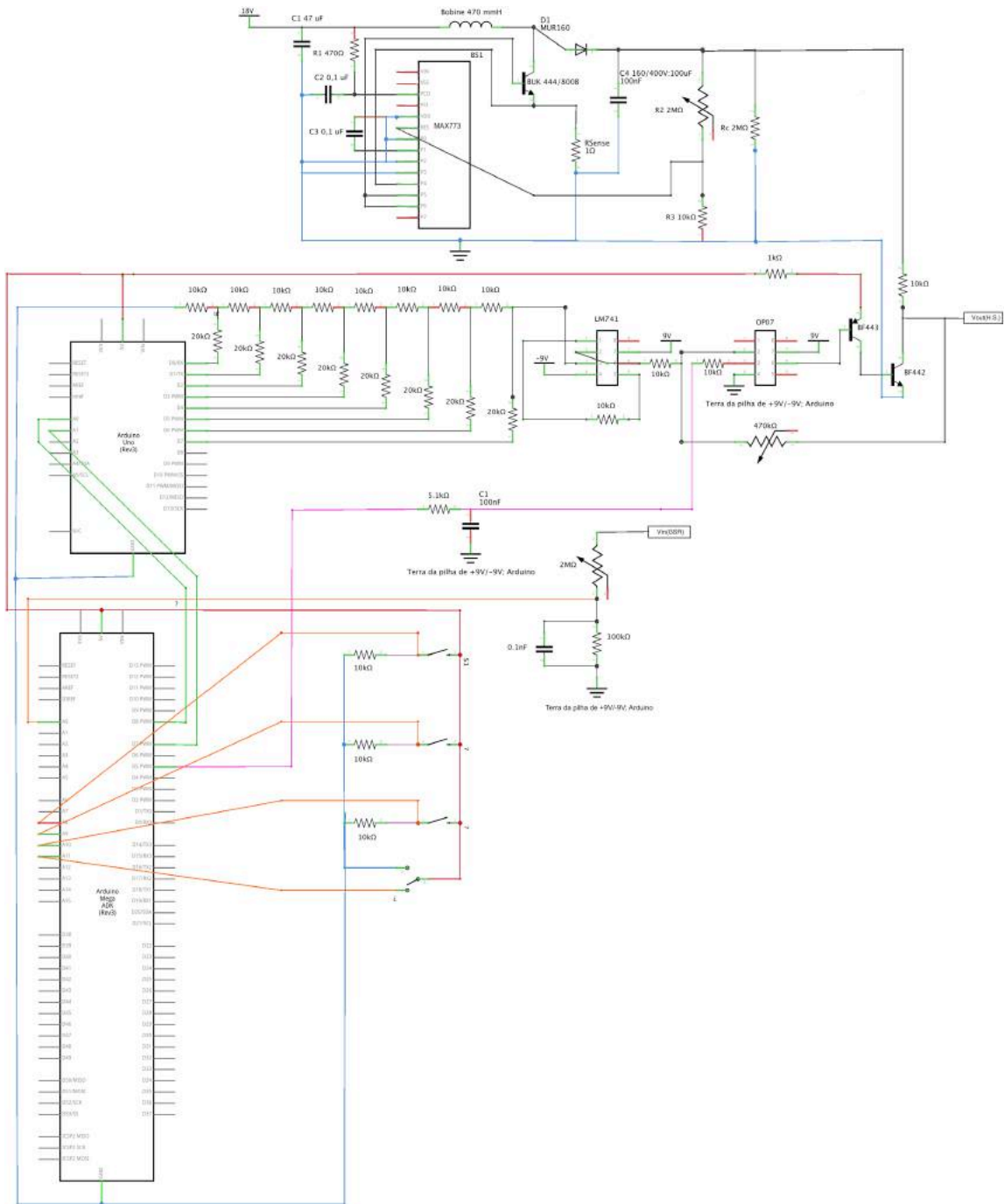


Figura 3.13 - Imagem do esquema do circuito eletrônico do dispositivo desenhado no programa *Fritzing* V 0.8.0.

3.7 Montagem do dispositivo de reação tátil

A montagem do dispositivo teve em conta alguns aspetos como a minimização do tamanho do dispositivo, a sua organização e *design*. A montagem do circuito foi feita sobre uma placa de circuito impresso (PCI), no qual é montado o elevador de tensão, o modelador de tensão, o microcontrolador do gerador de sinal, o *display* e o microcontrolador responsável pela medida do sinal GSR.

Após a montagem estar concluída, a placa é colocada dentro de uma caixa de madeira que é construída de acordo com as suas dimensões (Figura 3.14).



Figura 3.14 - Imagem do dispositivo para geração de sensações táteis.

3.7.1 Placas de circuito impresso (PCI)

Para a realização da PCI usou-se o método de gravação térmica, que através da transferência de calor permite a gravação do circuito na placa, de modo a criar pistas de cobre para que haja uma ligação isolante de cobre entre os componentes elétricos. A gravação do circuito na placa inicia-se com a impressão do negativo do mesmo em papel fotográfico para criar zonas protegidas. As restantes zonas da placa que não são protegidas pela gravação do diagrama são corroídas através de uma solução ácida, que quando entra em contato com o cobre vai corroê-lo deixando só o cobre que se encontra nas zonas protegidas pelo processo de gravação.

Para a produção da placa PCI, utilizou-se os seguintes de materiais:

- *Fritzing*
- Diagrama do circuito
- Papel *glossy* 150 g
- Impressora a Laser
- Placa de circuito impresso virgem de uma só face
- Ferro de passar roupa
- Solução de percloroeto de ferro ($\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$)
- Perfurador de placa
- Esfregão de aço fino
- Acetona sem aditivos

3.7.1.1 Produção de PCI

Passos:

1. Através do *Fritzing*, procedeu-se ao desenho do diagrama do circuito invertido (Figura 3.15) devido ao processo de gravação que é explicado mais à frente no passo 4. Este *software* possibilita o desenho em tamanho real das dimensões dos componentes eletrónicos, senão era impossível proceder à montagem dos mesmos na placa.

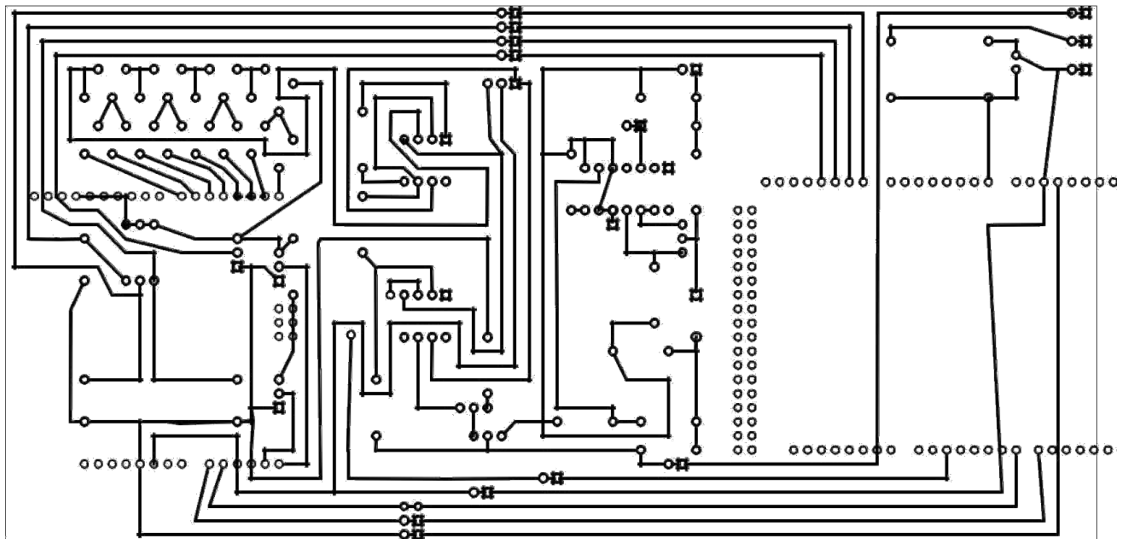


Figura 3.15 - Imagem do diagrama da placa PCB desenhado no *Fritzing* V 0.8.0.

2. Após ter o diagrama pronto, procedeu-se à impressão do mesmo em papel *glossy* através de uma impressora laser. Recorreu-se a este tipo de impressora, porque se fosse com uma impressora a jato de tinta era complicado ou mesmo quase impossível gravar o diagrama do circuito através da gravação térmica, pois a tinta não ia fixar-se no papel com tanta facilidade.

3. Para preparar a placa de circuito impresso virgem para a gravação do diagrama, recorreu-se a um esfregão de aço fino para lixar a superfície de cobre, de modo a remover o excesso de impurezas. Após lixar o cobre, a placa é passada por água para limpar as restantes impurezas que tenham ficado na placa. Este processo permite uma melhor fixação do diagrama do circuito.
4. Após ter a placa de circuito impresso e o diagrama do circuito prontos, procedeu-se à fixação do diagrama na placa. Para isso recorreu-se a um ferro de passar a roupa, que permite a gravação do diagrama através da gravação térmica. O diagrama do circuito invertido é colocado com a face imprimida virada para baixo, ou seja, em contato com o cobre e depois é literalmente passada a ferro para que a tinta seja transferida para o cobre. Este processo demora cerca de 10 minutos e é preciso aplicar uma certa pressão sobre a placa. Estas duas variantes (tempo e pressão) depende do tipo de ferro e do tipo de papel que são utilizados neste processo, para isso é necessário repetir várias vezes até ter uma boa noção destas duas variantes.
5. Após ter terminado o processo de gravação, a placa é colocada de imediato num recipiente com água fria para a remoção do papel. Este procedimento tem que ser feito com cuidado de maneira a não descolar as tiras que ficaram gravadas na superfície do cobre. Este processo ocorre melhor com a água fria, pois o choque térmico que a placa é sujeita permite uma melhor remoção do papel.
6. Em seguida procedeu-se à corrosão da placa (Figura 3.16), através de uma solução de perclorato de sódio. Como o perclorato de sódio adquirido encontrava-se em forma de cristais foi necessário diluí-lo em água, juntando 250 g de perclorato de sódio em 500 ml de água. Após diluído a placa é imersa na solução durante 45 minutos. Este tempo é variável dependendo do estado da solução, ou seja, após várias utilizações a solução desgasta-se necessitando de mais tempo para concluir o processo de corrosão. Em média cada solução pode ser utilizada 20 vezes até deixar de fazer o efeito desejado.

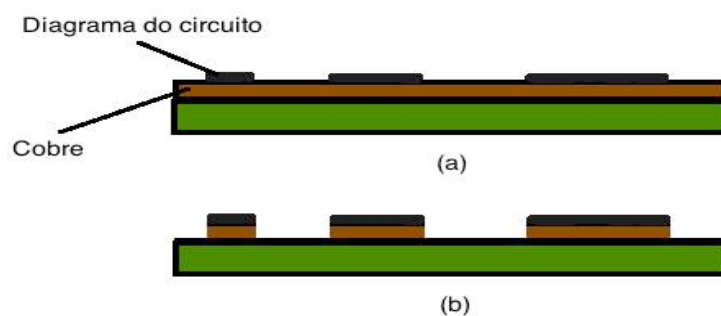


Figura 3.16 - Imagem correspondente ao processo de corrosão do cobre numa placa PCB.

7. Por fim, após a placa PCB estar completa é soldado os componentes elétricos na mesma, em que o resultado final é observado na Figura 3.17.

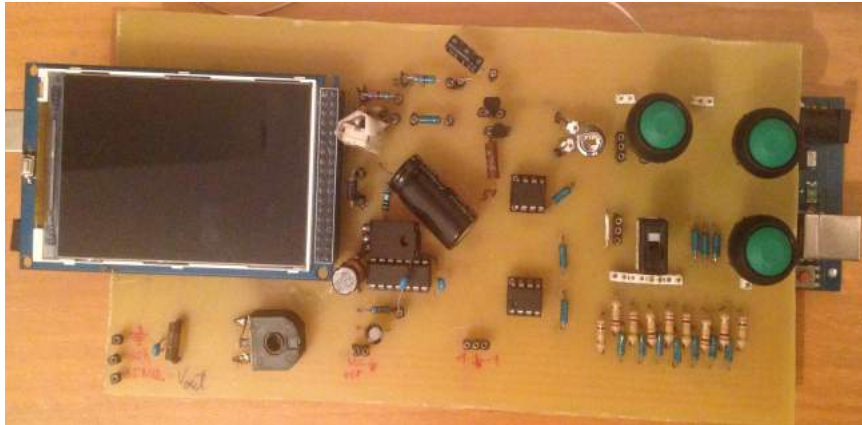


Figura 3.17 - Imagem da placa PCB com os componentes eletrônicos soldados.

3.7.2 Vidro ITO (indium Tin Oxide)

O vidro ITO (Figura 3.18) é composto 90% por óxido de índio e os restantes 10% por óxido de estanho. Este vidro apresenta uma boa condutividade elétrica e tem as características desejadas para este projeto. O vidro é colocado sobre o *display*, ou seja, fixado à tampa do dispositivo tátil, de maneira a que o sujeito ao interagir com ele esteja a ter uma interação virtual e uma visualização das imagens das texturas através do *display* ao mesmo tempo. Não é colocado em contacto direto com o *display*, pois podia criar um mau funcionamento do mesmo ou até mesmo avariá-lo, devido à corrente elétrica que passa no vidro quando o utilizador entra em contato com este.



Figura 3.18 - Imagem do Vidro ITO.

3.8 Operação do dispositivo de reação tátil

Os componentes elétricos responsáveis pelo controlo do dispositivo tátil desenvolvido são três botões de pressão e um interruptor como se pode observar na Figura 3.19. E estão ligados ao microcontrolador ATmega2560.



Figura 3.19 – Imagem do painel de controlo.

O interruptor permite ao utilizador escolher entre dois canais, o canal das imagens (*Images*) e o canal da resposta galvânica da pele (GSR).

No canal das imagens encontra-se as imagens das texturas correspondes a cada sensação tátil como se pode observar na Figura 3.20. Aqui o utilizador vai ter uma interpretação visual da textura do objeto, permitindo assim uma melhor interação com o mundo virtual. Os botões de pressão *FORWARD* e *BACK* permitem ao utilizador percorrer a lista de imagens guardadas na memória do microcontrolador em ambos os sentidos.



Figura 3.20 - Imagem correspondente à textura “ganga”.

Selecionando o canal GRS, o utilizador vai poder observar as características do sinal à saída do seu corpo, podendo ter uma visualização da corrente elétrica em mA, da tensão do sinal em V, da condutância da sua pele em percentagem e do valor de intensidade usado para regular o sinal do dispositivo tátil em V. (Figura 3.21).



Figura 3.21 - Imagem do canal do sinal GSR.

Em ambos os canais é possível voltar ao menu em qualquer altura através do botão de pressão MENU, sem interromper o processo de análise ao sinal em tempo real por parte do microcontrolador ATmega2560 (Figura 3.22).



Figura 3.22 - Imagem do menu do dispositivo.

Na parte de trás do dispositivo encontra-se os 2 interruptores responsáveis pela alimentação do dispositivo. Estes 2 interruptores estão ligados cada um a 2 pilhas de 9 V, de forma a fornecer a energia necessária para o funcionamento do dispositivo (Figura 3.23).



Figura 3.23 - Imagem dos interruptores de alimentação do dispositivo.

Na parte lateral da caixa do dispositivo encontra-se as portas de ligação ao dispositivo (Figura 3.24). A porta H.S. é responsável pela saída do sinal gerado pelo dispositivo (sinal háptico) para ser injetado no utilizador, enquanto que a porta GSR vai receber o sinal proveniente do utilizador para ser lido pelo microcontrolador ATmega2560. A porta da terra do dispositivo, permite ao utilizador adicionar qualquer superfície condutora ao dispositivo para interagir com o utilizador, como por exemplo uma chapa de cobre, ou mesmo um vidro ITO com dimensões maiores.



Figura 3.24 - Imagem das portas de ligação ao dispositivo.

Nas partes laterais do dispositivo encontram-se as entradas de ligação dos microcontroladores, que possibilita ao utilizador através de um cabo USB do Arduino e um PC programar os mesmos de forma a adicionar novas sensações táteis ao dispositivo (Figura 3.25).

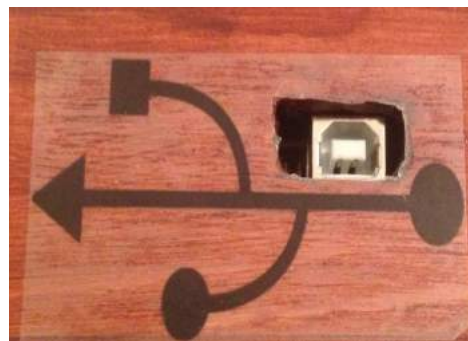


Figura 3.25 - Imagem da entrada dos microcontroladores ATmega328 e ATmega2560.

3.9 Injeção do sinal

Para que seja possível uma interação do utilizador com o mundo virtual, é necessário injetar um sinal periódico no mesmo. Para isso foi criado um cabo de ligação composto por 2 elétrodos, em que um é responsável por injetar o sinal no utilizador e o outro recebe o sinal proveniente do utilizador como se pode observar na Figura 3.26. A injeção deste sinal pode ser feita de várias maneiras, basta ter um material condutor, como por exemplo o cobre e tem que estar em contato com a pele independente da zona do corpo do utilizador.



Figura 3.26 - Imagem do cabo responsável pela injeção do sinal elétrico.

4 Tratamento de Resultados

Para testar o funcionamento do dispositivo tátil foram realizados vários testes para garantir um bom funcionamento do mesmo, de forma a prevenir que o utilizador tenha uma sensação de choque forte quando utiliza o dispositivo tátil. Estes testes têm como finalidade estudar o sinal à saída do utilizador, por forma a controlar a intensidade do sinal elétrico que é injetado em cada utilizador.

Ao longo dos anos a nossa sociedade tem cada vez mais interagido com o mundo virtual, o que implica uma maior preocupação para a saúde da nossa pele quando esta entra em contacto com os vários dispositivos elétricos. É importante ter uma perceção de como a nossa pele reage com estes dispositivos durante e após o contacto.

4.1 Sinal GSR

Foram realizados testes em três indivíduos, todos eles com o consentimento dos mesmos. Nestes testes é aplicado um sinal elétrico igual em cada indivíduo, de modo a perceber como é que a pele de ambos se comporta perante ambientes diferentes ou situações diferentes. Na Tabela 4.1 podemos observar testes realizados de igual forma em 3 indivíduos adultos do sexo masculino com idades entre os 23 e 28 anos.

Antes de cada teste é verificado se o utilizador tem as mãos secas para não influenciar os resultados e para o mesmo não ter uma sensação desconfortável ao interagir com o dispositivo. É também verificado se o utilizador não tem nenhuma luva colocada ou outro acessório que impeça ou prejudique o contacto direto do visor do dispositivo com a pele, pois pode dificultar ou mesmo impedir a leitura do sinal elétrico por parte do dispositivo.

O sinal elétrico que é injetado inicialmente no dedo indicador da mão esquerda do utilizador com uma forma de onda quadrada, uma frequência de 50 Hz e uma tensão de 90 V é analisado para determinação da condutância da sua pele.

Tabela 4.1 - Tabela de análise do sinal GSR.

Utilizador	1º Utilizador		2º Utilizador		3º Utilizador	
Análise	Tensão de saída(V)	Condutância(%)	Tensão de saída(V)	Condutância(%)	Tensão de saída(V)	Condutância(%)
Sem contacto	0	0	0	0	0	0
Com contacto	75	83	71	79	78	87
Respiração forte	79	89	77	86	82	91
Respiração fraca	73	81	69	77	75	83
Ambiente quente	78	87	76	84	81	90
Ambiente frio	72	80	68	76	74	82

Os resultados obtidos são os esperados e verificou-se então que existe uma queda de tensão no sinal à saída de cada utilizador, variando conforme o estado da pele de cada um. É possível verificar que quanto maior a condutância da pele, menor vai ser a queda de tensão provocada por esta e vice-versa, ou seja, se a pele do indivíduo apresentar uma condutância baixa quer dizer que esta apresenta um valor alto de resistência à passagem de um sinal elétrico, e um valor baixo de resistência quando a condutância é alta. Também é possível observar, que estímulos externos, como por exemplo a temperatura da sala aonde se encontra o utilizador, tem uma influência direta na condutância da sua pele.

Verificou-se que também o tipo de contacto pode influenciar os valores de condutância lidas pelo microcontrolador. Quando o utilizador ao entrar em contacto com o visor do dispositivo, se pressionar mais o dedo indicador a queda de tensão vai ser menor, ou seja, o valor da condutância aumenta. A área de contacto também influencia os valores da condutância, visto que quanto maior for a área de contacto maior será o valor da condutância da pele.

A razão de a diferença da queda de tensão ser pequena entre os vários tipos de testes realizados, é devido ao facto da nossa pele apresentar uma resistência linear até 0.7 V, ou seja, com valores de tensão mais altos, é mais difícil de observar a variação do sinal GSR da mesma [26].

4.2 Sensações táteis

Através da injeção de um sinal elétrico no utilizador é possível criar sensações táteis quando este entra em contacto com o visor. Variando a frequência do sinal, a forma de onda e a largura de pulso é possível gerar variáveis sensações táteis.

Existem vários fatores que influenciam a sensibilidade tátil por parte do utilizador, por exemplo se o utilizador pressionar cada vez mais o dedo sobre o visor a sensibilidade vai baixar tonando-se em certo ponto nula. Frequências altas influenciam a sensibilidade tátil em que se esta atingir valores muito altos o utilizador deixa de sentir, por isso durante toda a experiência é gerado sinais elétricos com frequências baixas. Outro fator que influencia é a má colocação dos eléttodos, pois estes têm que estar em contacto direto com a pele. Também se verificou que sinais elétricos com valores de tensão muito baixos não permitem ao utilizador ter a sensação tátil desejada.

4.2.1 Sinal Quadrado

Ao injetar um sinal elétrico com uma onda quadrada é possível ter uma sensação tátil semelhante a uma textura com um padrão às riscas de forma evidente por parte do utilizador, em que alternando a largura de pulso e a frequência do sinal elétrico é possível variar a largura das riscas.

Ao injetar um sinal elétrico com uma onda quadrada de frequência 5 Hz, o utilizador ao interagir com o vidro (ITO) do dispositivo vai ter uma sensação tátil de riscas com um intervalo de tempo curto entre cada repetição. Aumentado a frequência do sinal elétrico para valores mais altos como 40 Hz o utilizador vai ter uma sensibilidade tátil de riscas com um espaçamento maior entre cada risca (Figura 4.1).

Variando a largura de pulso do sinal elétrico, *Pulse Width* (PWM), é possível alterar a sensibilidade tátil por parte do utilizador, em que ao injetar um sinal elétrico com um PWM baixo o utilizador vai ter uma percepção mais pequena da superfície mais elevada. Por outro lado, aumento o PWM o utilizador vai ter uma percepção maior da superfície mais elevada.

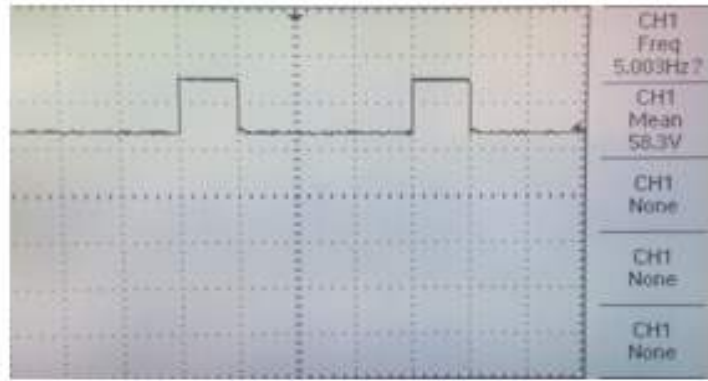


Figura 4.1 - Imagem de uma textura com um padrão com riscas grossas (esquerda) e com riscas finas (direita).

4.2.2 Sinal sinusoidal

Injetando um sinal elétrico com uma onda sinusoidal no utilizador, permite ter uma sensação tátil muito semelhante a uma superfície ondulada, como se pode observar na Figura 4.2. Ao mesmo tempo enquanto o utilizador desliza o dedo sobre o vidro (ITO) vai ter também uma sensação de uma textura suave (Figura 4.2).

Aumentado o PWM do sinal elétrico da onda sinusoidal o utilizador vai ter uma sensação tátil de uma textura cada vez mais suave, semelhante à textura da lã. Baixando o PWM o utilizador vai perder cada vez mais a sensação de textura suave, e ganhando uma sensação de superfície ondulada.

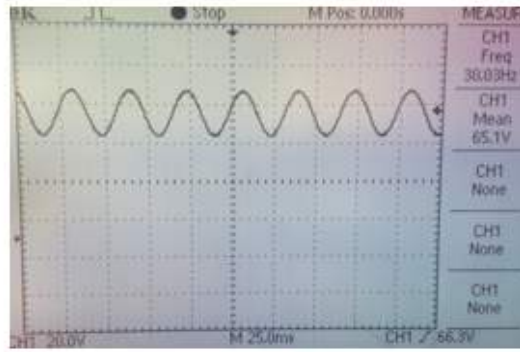


Figura 4.2 - Imagem de uma superfície ondulada à esquerda e textura de um tecido de lã à direita.

4.2.3 Sinal dente de serra

Ao injetar um sinal elétrico com uma onda dente de serra, o utilizador vai ter uma sensibilidade tátil semelhante a uma textura fina e aguçada, em que se aumentar a frequência do sinal a sua percepção torna-se cada vez menos óbvia até desaparecer.

Através do sinal dente de serra o utilizador consegue ter uma sensação tátil semelhante a várias texturas, como por exemplo a textura da ganga, a textura de um tecido de veludo e a textura de um tecido de flanela (Figura 4.3).

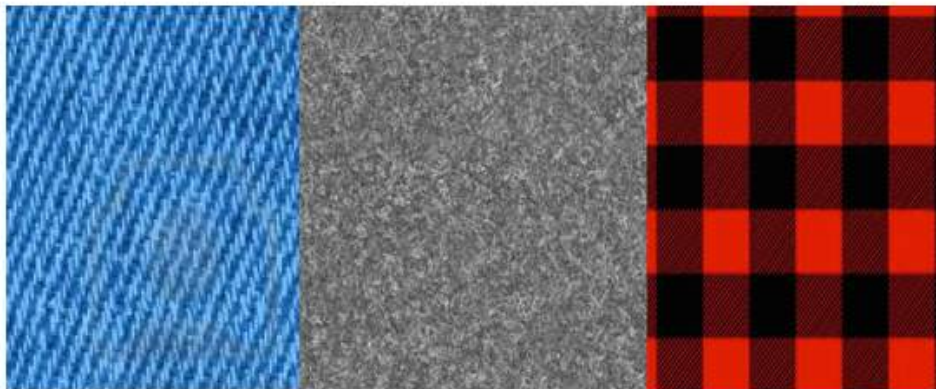
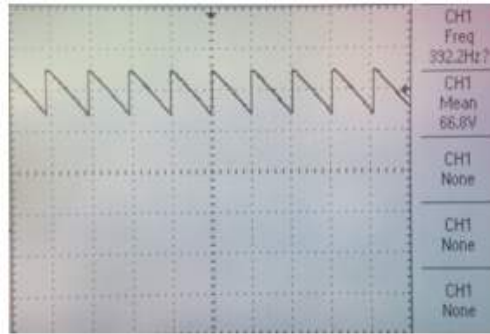


Figura 4.3 - Da esquerda para a direita encontra-se a imagem da textura de ganga, da textura de veludo e da textura de flanela.

4.2.4 Sinal triangular

Gerando um sinal elétrico com uma forma de onda triangular permitir ao utilizador ter uma sensação tátil semelhante a uma superfície aguçada ou rugosa. Uma superfície semelhante à sensação tátil produzida pela a onda dente de serra é a superfície de uma parede, como se pode observar na Figura 4.4.

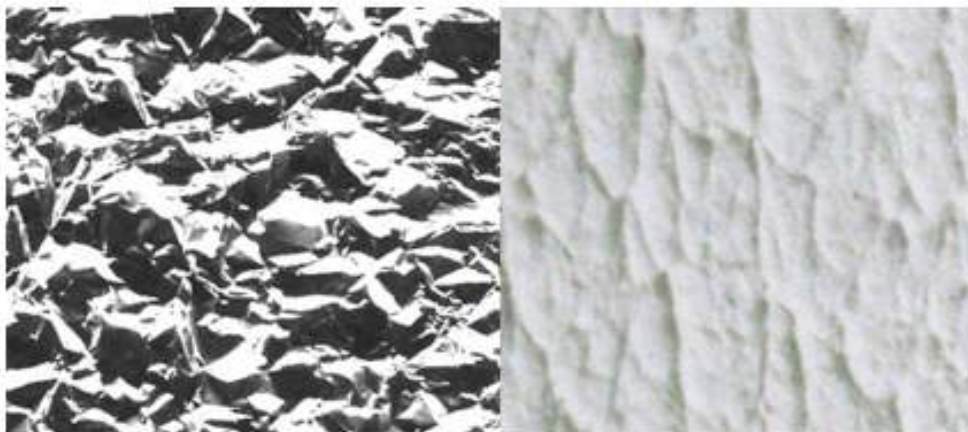
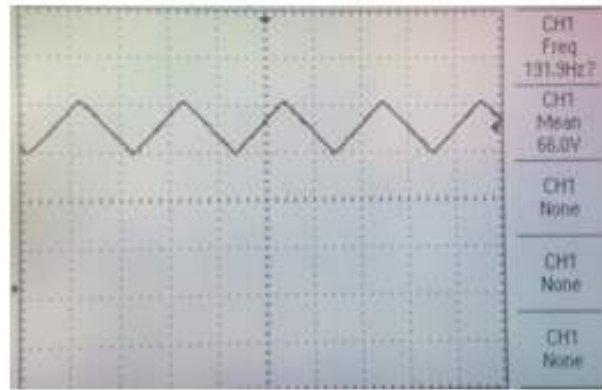


Figura 4.4 - Imagem de texturas rugosas de paredes.

4.3 Suporte visual

Durante os vários tipos de teste, foi possível observar que para além do tato na ajuda na identificação da sensação tátil, a visão tem também um papel importante na sua identificação (Figura 4.5).

Para uma melhor identificação da sensação tátil por parte do utilizador, este utiliza 2 sentidos, o tato quando interage com o visor do dispositivo e a visão quando o utilizador olha para a imagem da textura presente no visor. Os utilizadores têm assim uma melhor perceção da sensação tátil.

Através da biblioteca de imagens incorporada no dispositivo composta por uma lista de imagens, o utilizador tem um suporte visual para a identificação da sensação tátil, em que cada imagem presente na lista corresponde a uma determinada sensação tátil.

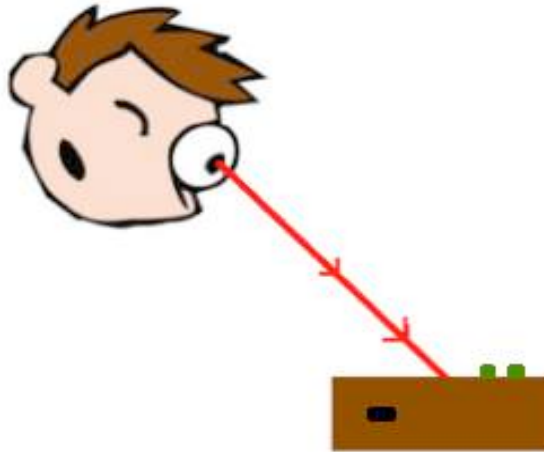


Figura 4.5 - Imagem correspondente ao sentido visão.

4.4 Biblioteca de sensações táteis

Com o objetivo de quantificar a eficiência do dispositivo na geração de sensações táteis, foi feita uma experiência, em que o utilizador tem que reconhecer 8 texturas com o suporte visual, visualizando a imagem das texturas ao mesmo tempo que é injetado o sinal.

Verificou-se que os utilizadores conseguiram identificar as texturas no qual foram sujeitos. Os resultados dos testes podem ser observados na Tabela 4.2, em que os utilizadores foram sujeitos a 8 texturas diferentes com a seguinte ordem: riscas longas, riscas curtas, superfície ondulada, lã, ganga, veludo, flanela e por fim uma superfície rugosa.

Tabela 4.2 – Resultados dos testes de percepção tátil a 10 indivíduos.

Imagem da textura	Definição	Número de indivíduos que reconheceram em 10.
	Riscas longas	10
	Riscas curtas	10
	Superfície ondular	10
	Lã	7
	Ganga	10
	Veludo	8
	Flanela	6
	Superfície rugosa	10

Após os testes observou-se que houve 5 sensações táteis de fácil reconhecimento, riscas longas, riscas curtas, superfície ondular, ganga e superfície rugosa. Estas sensações táteis foram fáceis de reconhecer mesmo sem o auxílio à visão. Porém as restantes sensações táteis como a lã, o veludo e a flanela, não foram de fáceis de reconhecer, recorrendo na maior parte dos casos à visão para identificação da textura como por exemplo a flanela ou mesmo a lã.

5 Conclusões e perspectivas

O dispositivo desenvolvido neste trabalho, funciona à base da injeção de uma corrente elétrica no utilizador através de um elétrodo. Este ao deslizar o dedo sobre o vidro (ITO) que estará ligado à mesma terra que o dispositivo, criará o efeito de eletrovibração, permitindo assim ao utilizador ter uma sensação tátil.

O orçamento usado para a construção deste dispositivo de reação tátil foi tido em conta, em que este foi dimensionado de maneira a que fosse o mais económico possível. O componente mais caro é o vidro ITO usado para a criação de sensações virtuais.

Verificou-se que existe muitas condicionantes que podem alterar os valores do sinal GSR, ou até mesmo a maneira como o utilizador sente as sensações táteis. Estímulos externos como por exemplo o frio, o calor e barulho podem influenciar a condutância da pele fazendo com que esta se torne mais condutora ou menos condutora. O estado de espírito do próprio indivíduo também influencia a condutância da pele, uma vez que as glândulas sudoríparas estão ligadas ao sistema nervoso. Por isso sentimentos como felicidade ou tristeza vão alterar a condutância da pele.

Foi observado também que a maneira como o utilizador interage com o visor, influencia os resultados do sinal GSR. Quanto mais pressão o utilizador aplicar no dedo quando este entra em contacto com o visor maior vai ser a condutância, ou seja, menor vai ser a queda de tensão registada pelo microcontrolador à saída. Também foi possível observar que quando maior for a área de contacto maior vai ser a condutância, ou seja, a queda de tensão provocada pela resistência da pele será menor.

Os resultados obtidos nos testes efetuados ao sinal GSR, indicam que o projeto desenvolvido poderá ser utilizado em equipamentos de biofeedback. Essa afirmação se justifica não somente pelos resultados observados, mas também em função da simplicidade de utilização e o baixo custo do projeto. Outra característica importante é que, em um equipamento de biofeedback, o GSR poderá ser

utilizado isoladamente ou combinado com outras modalidades (miofeedback, neurofeedback, termofeedback, cardiofeedback, e feedback respiratório), agregando assim, uma maior abrangência de informações sobre o paciente no tratamento da patologia.

É possível dimensionar o circuito de forma a que este fique mais pequeno, mas para isso é necessário mandar fazer uma placa PCI por encomenda, mas em contrapartida fica mais caro do que fazer uma placa PCI caseira. Outra forma de diminuir o circuito em si é substituir os 2 microcontroladores (Arduino MEGA e Arduino UNO), por um microcontrolador mais potente e com mais portas de entrada e saída como por exemplo o Arduino DUO. Este Arduino para além de ter um maior número de portas, não precisa de ter à saída um conversor digital-analógico (ADC), visto que já se encontra incorporado no próprio. Outro extra que se pode acrescentar a este dispositivo é uma transmissão do sinal elétrico por via Bluetooth, descartando desta maneira os cabos de ligação entre o indivíduo e o dispositivo tátil.

A técnica de electrovibração para a criação de sensações táteis tem um enorme potencial na área da tecnologia como também na área da saúde. Num futuro próximo era interessante adicionar esta técnica para a criação de um dispositivo como um *tablet* para pessoas cegas, isolando a corrente que passa no visor de maneira a que este se comporte como um braile, ou sistema de leitura com taco para cegos (Figura 5.1).

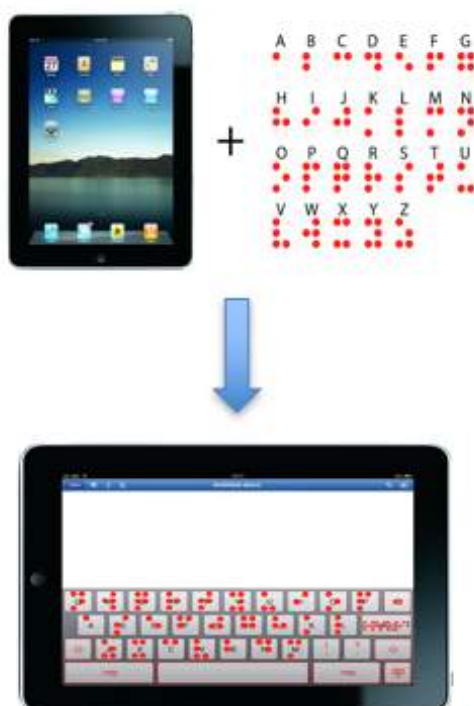


Figura 5.1 - Imagem de texturas no teclado de um *tablet*, formando códigos em braille [27].

- [1] "Tacto" [Online]. Available: <http://www.abasto-shopping.com.ar/mundoabasto/2013/05/03/sensores-que-permitirian-emular-el-sentido-del-tacto/>
- [2] Benali-Khoudja, M., Hafez, M., Axexandre, J., Kheddar, A. (2004) "Tactile interfaces: a state-of-the-art survey" in ISR, Paris France.
- [3] Bau, O., Poupyrev, I. (2012) "Revel." ACM Transactions on Graphics 31(4): 1-11.
- [4] W. Boucsein "Eletrodermal activity". Plenum Press, New York and London (1992).
- [5] M. Benedek, C. Kaernbach "A continuous measure of phasic electrodermal activity". J Neurosci Methods, 190(2010),pp.80-91.
- [6] Dawson, Schell, Filion" The electrodermal system". J.T. Cacioppo, L.G. Tassinary, G.G. Bernston (Eds.), Handbook of psychophysiology, Cambridge University Press (2000), pp. 200–224.
- [7] B. Figner, R.O. Murphy "Using skin conductance in judgment and decision making research". M. Schulte-Mecklenbeck, A. Kuehberger, R. Ranyard (Eds.), A handbook of process tracing methods for decision research, Psychology Press, New York, NY (2011).
- [8] "Biology of eccrine, apocrine, and apoecrine sweat glands". K. Wolff, L.A. Goldsmith, S.I. Katz, B.A. Gilchrest, A.S. Paller, D.J. Leffell (Eds.), Fitzpatrick's dermatology in general medicine, McGraw-Hill (2007).
- [9] W.C. Randall "Quantitation and regional distribution of sweat glands in man". J Clin Invest, 25 (1946), pp. 761-767.
- [10] K. Sato, R.L. Dobson "Regional and individual variations in the function of the human eccrine sweat gland". Journal of Investigative Dermatology, 54 (1970), pp. 443–449.
- [11] Van Dooren, Mariekede Vries, J. J G Gert JanJanssen, Joris H. "Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations". Physiology and Behavior, 106 (2012), pp. 298-304.
- [12] "Treinamento em Biofeedback" [Online]. Available: <http://www.educacaocerebral.com/biofeedback/>.
- [13] Schwartz, M.S. & Associates "Biofeedback a Practitioner's Guide, 2nd Edition", The Guilford Press, New York, New York, 1995.
- [14] "Células sudoríparas" [Online]. Available: <http://mundoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/glandulas-sudoriparas.html>

- [15] "Segurança em instalações elétricas" [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAgjbkAH/seguranca-instalacoes-eletricas-nr10-apostila-atualizada?part=6>.
- [16] "Choque Eléctrico" [Online]. Available: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAAfNUAF/choque-eletrico?part=2>.
- [17] "Choque Eléctrico" [Online]. Available: <http://www.mundociencia.com.br/fisica/electricidade/choque.htm>.
- [18] NASCIMENTO, Fábio – Desenvolvimento de uma interface pessoa-máquina para geração de sensações táteis. Lisboa 2014. Tese de mestrado.
- [19] Maxim Integrated Products. Datasheet: MAX770- MAX773 "5V/12V/15V or Adjustable, High-Efficiency, Low IQ, Step-Up DC-DC Controllers", 1996.
- [20] "Arduino atmega328" [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Windows>.
- [21] "Arduino atmega328" [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>.
- [22] "Arduino Waveform Generator" [Online]. Available: <http://www.instructables.com/id/Arduino-Waveform-Generator/>.
- [23] "Arduino Mega2560" [Online]. Available: <https://www.pi-supply.com/product/arduino-mega-2560-r3-atmega2560-assembled/?v=35357b9c8fe4>.
- [24] "Arduino Mega2560" [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>.
- [25] "Mega2560 R3 board with USB cable+ 3.2 inch TFT LCD Display Modue" [Online]. Available: http://www.banggood.com/Mega2560-R3-Board-With-USB-Cable-3_2-Inch-TFT-LCD-Display-Module-p-965164.html.
- [26] MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert. "Bioelectromagnetism – Principles and Applications Of Bioelectric and Biomagnetic Fields". New York: Oxford University Press, 1995.
- [27] "Design e Expansão dos Sentidos" [Online]. Available: <http://designexpansaodossentidos.blogspot.pt/>