

Conceção de uma luva sensorial para avaliação da capacidade de aposição do polegar

Marco André Magalhães Abreu

Dissertação do MIEM

Orientadores:

Paulo Augusto Ferreira de Abreu

Maria Teresa Braga Valente de Almeida Restivo



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Opção de Automação

Setembro 2015

“N3o h3a m3quinas vencedoras, mas sim homens vencedores.”

Valentino Rossi

Resumo

A reabilitação motora é um processo dinâmico e orientado com o objetivo de conduzir à recuperação total ou parcial das capacidades motoras que visam a reintegração social de um paciente. Há a necessidade de reabilitar pacientes com mãos lesionadas quer devido a traumas ou a patologias associadas ao sistema nervoso.

A reabilitação dos movimentos da mão derivados de patologias ligadas ao sistema nervoso é possível graças ao fenómeno denominado neuroplasticidade. A neuroplasticidade é a capacidade das áreas saudáveis do cérebro poderem assumir funções desempenhadas pelas áreas afetadas. Desta forma, um paciente pode recuperar total, ou parcialmente as suas capacidades por estímulo sistemático e adequado do membro afetado.

A recuperação e aumento da qualidade de vida dos pacientes é possível através da prática diária e frequente de exercícios de reabilitação, requerendo, no entanto, bastantes recursos e tempo.

Este trabalho envolve a conceção de uma luva sensorizada, sem fios, para avaliação e exercício do movimento de aposição do polegar. Trata-se de um dos movimentos da mão mais importante e útil, pois permite a realização de diversas tarefas do quotidiano que exigem a aposição do polegar para a preensão de objetos. A solução de monitorização da posição relativa do polegar em relação a cada um dos outros dedos da mão utiliza um dispositivo móvel como interface.

A luva desenvolvida recorre a sensores de efeito de Hall para detetar a aproximação do polegar aos restantes dedos da mão, através da fixação de um magneto permanente sobre a unha do polegar e de sensores nos restantes dedos. A posição relativa do polegar a um determinado dedo é identificada utilizando três níveis discretos correspondentes a “contacto”, “proximidade” e “afastamento”. A luva dispõe de um sistema eletrónico baseado em microcontroladores e comunica com um dispositivo móvel por ligação sem fios (*Bluetooth*).

Foi ainda concebida uma aplicação em plataforma *Android*, não só para monitorizar os valores de deteção da aproximação do polegar aos restantes dedos da mão, como também para implementar alguns exercícios dedicados à reabilitação. A aplicação pretende demonstrar as potencialidades da luva concebida para a área da reabilitação, demonstrando ser uma solução funcional e com potencial para auxiliar os pacientes nos programas de reabilitação.

Palavras-chave: Reabilitação da mão, aposição do polegar, luva sensorial.

Design of a Rehabilitation Glove for Thumb Apposition Evaluation

Abstract

There is need to recover and support people with hand disorders caused by injuries and diseases as Parkinson, strokes, cerebral palsy and multiple sclerosis. Neurological diseases rehabilitation is possible due to the neuroplasticity phenomenon, which consists in the capacity of an injured brain to change and relearn the lost ability. The recovery and improvement of life quality is possible through rehabilitation exercises based on daily and frequent stimulation. Such programs require a lot of resources and time with positive, but slow, improvements.

In this project, it was built a wireless sensor glove for evaluation and practise of thumb apposition movement, one of the most important movements of the hand, used in daily life.

The glove uses Hall effect sensors to detect the relative position of the thumb to the other fingers. It is used three discrete levels to classify the thumb position: contact, proximity and apart. To monitor the thumb position, a portable device, smartphone or tablet, is used as an user interface. The glove is powered by a 9V battery and connects to the portable device through a wireless communication (Bluetooth).

An Android application was developed to provide both the monitoring functions and the demonstration of game like rehabilitation exercises. The developed system proved to have potential application in the hand rehabilitation field.

Keywords: Hand rehabilitation, thumb apposition, sensing glove.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus orientadores, Profs. Paulo Augusto Ferreira de Abreu e Maria Teresa Restivo por todo o apoio, dedicação, disponibilidade, ajuda prestada e conhecimento transmitido ao longo de todo o período de desenvolvimento da presente dissertação.

Gostaria de agradecer o apoio prestado, a vontade de ajudar, a disponibilidade e a boa disposição daqueles que foram meus colegas no Laboratório de Instrumentação para a Medição durante este período, em especial ao Bruno Santos, Fernando Carneiro, Fernando Silva, José Rodrigues, Pedro Sousa, Rafael Tavares, Rui Gomes e Tiago Andrade.

Gostaria também de agradecer a todos os meus amigos em especial à Ana Dulce, Ana Castro, Carlos Ribeiro, Fernando Silva, Luís Faria, Mariana Moura, Nuno Gomes, Pedro Gustavo, Ricardo Rocha, Sandra Reis, Sanja Čatipović e Tiago Moreira por tudo.

Por último agradeço à minha família, em especial aos meus pais e irmã por todo o apoio incondicional e por me permitirem chegar mais longe.

Um sincero obrigado a todos!

Índice de Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Objetivos	1
1.2	Organização e Temas Abordados no Presente Relatório	2
2	Estado da Arte	3
2.1	Biomecânica da Mão	5
2.2	Luvas para Reabilitação	6
2.3	Conclusão	15
3	Conceção e Implementação do Sistema de Sensorização	17
3.1	Conceção da Prova de Conceito de Sensorização	17
3.2	Evolução e Aperfeiçoamento da Prova de Conceito	21
3.3	Conclusão	28
4	Conceção e Implementação do Sistema Eletrónico	29
4.1	Requisitos, Arquitetura e Implementação do Sistema Eletrónico	29
4.2	Aquisição e Processamento dos Sinais dos Sensores	30
4.3	Programação das Comunicações e Controlo do Módulo <i>Bluetooth</i>	33
4.4	Conclusão	35
5	Desenvolvimento da Aplicação para Dispositivo Móvel e da Prova de Conceito da Luva	37
5.1	Comunicação <i>Bluetooth</i>	37
5.2	Programação da Aplicação em Plataforma <i>Android</i>	40
5.3	Projeto da Unidade de Acondicionamento da Eletrónica	42
5.4	Conclusão	43
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	45
6.1	Trabalhos Futuros	46
	Referências e Bibliografia	47
	ANEXO A: Simulações das densidades de fluxo e orientação das linhas de campo magnético de diferentes configurações de magnetos.	51
	ANEXO B: Projeto do circuito eletrónico da luva e do sistema de sensorização	63

Lista de Acrónimos

<i>5DT</i>	<i>5th Dimensions Technologies</i>
<i>API</i>	<i>Application Programming Interface</i>
<i>ASCII</i>	<i>American Standard Code for Information Interchange</i>
<i>ATT</i>	<i>Attribute Protocol</i>
<i>AVC</i>	<i>Acidente Vascular Cerebral</i>
<i>BLE</i>	<i>Bluetooth Low Energy</i>
<i>DIP</i>	<i>Distal Interphalangeal</i>
<i>FEM</i>	<i>Finite Element Method</i>
<i>GATT</i>	<i>Generic Attribute Profile</i>
<i>IMU</i>	<i>Inertial Measurement Unit</i>
<i>LE</i>	<i>Low Energy</i>
<i>MCP</i>	<i>Metacarpophalangeal</i>
<i>OLE</i>	<i>Optical Linear Encoder</i>
<i>PCB</i>	<i>Printed Circuit Board</i>
<i>PIP</i>	<i>Proximal Interphalangeal</i>
<i>SIGMA</i>	<i>Sheffield Integrated Glove for Manual Assessment</i>
<i>SPI</i>	<i>Serial Peripheral Interface</i>
<i>UART</i>	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
<i>USB</i>	<i>Universal Serial Bus</i>
<i>UUID</i>	<i>Universally Unique Identifier</i>

1 Introdução

O trabalho descrito visa dar continuidade a desenvolvimentos já iniciados no âmbito da conceção de uma luva passiva para a área da reabilitação motora e fisioterapia assistida por sistemas automáticos, que têm decorrido na Secção de Automação, Instrumentação e Controlo do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto [1, 2].

A mão humana é muito importante na interação com o mundo exterior, podendo as suas disfunções motoras ser originadas por traumas, em consequência de fraturas ósseas, lesões a nível dos ligamentos ou degradação natural do aparelho músculo–esquelético. Por outro lado, as patologias associadas ao sistema nervoso provocam distúrbios sensoriais que podem ser causados por acidentes tais como AVC, doença de Parkinson, esclerose múltipla, paralisia cerebral, entre outras [2, 3], provocando um impacto significativo ao nível da mobilidade e controlo da mão humana.

A interação com a área da reabilitação da mão da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP) do Instituto Politécnico do Porto (IPP) mostrou ser vantajosa a possibilidade de dispor de uma luva que pudesse ser usada na fase de avaliação e treino da capacidade de aposição do polegar, particularmente durante a recuperação de pacientes que sofreram patologias do sistema nervoso ou situações traumáticas que condicionam a fisiologia e biomecânica inerente à mão. É importante referir que a aposição do polegar encontra-se na base da interação do Homem com o meio em que está inserido e permite manipular objetos importantes do quotidiano tal como peças de vestuário, um copo de água, uma colher, etc.

A engenharia desempenha, por isso, um papel importante na área da reabilitação motora, que carece de projetos e desenvolvimentos para automatizar processos e auxiliar os especialistas no seu trabalho diário. Esta é uma área que exige um contacto direto com os pacientes e, por isso, carece de um elevado número de profissionais inteiramente dedicados. Apesar do desenvolvimento ser contínuo, há ainda muitas necessidades que certamente poderiam ser suprimidas, parcial ou totalmente, com o recurso à engenharia e à tecnologia. Neste contexto, a possibilidade de poder vir a contribuir para algum pequeno avanço, foi a forte motivação para o autor deste trabalho ter abraçado este tema.

1.1 Objetivos

A introdução de luvas passivas na reabilitação da mão é pertinente na medida em que estas representam um complemento às sessões de fisioterapia e podem ser uma ferramenta para tornar os exercícios de reabilitação graduais, motivadores, interessantes e desafiadores contrariamente à sua intrínseca natureza repetitiva e monótona. Deste modo, poder-se-á agilizar todo o processo

de reabilitação, tornando-o menos moroso. Indo ao encontro das necessidades explicitadas, definiram-se os seguintes objetivos:

- Conceber uma luva sensorizada para deteção de níveis de aposição do polegar aos restantes dedos da mão;
- Desenvolver um sistema de monitorização da luva baseado em dispositivos móveis e que comunique com a luva sensorizada por ligação sem fio;
- Conceber e implementar uma aplicação para dispositivos móveis para monitorização e realização de exercícios de reabilitação.

1.2 Organização e Temas Abordados no Presente Relatório

A presente dissertação apresenta um total de seis capítulos, onde se inclui este capítulo introdutório composto por uma breve contextualização do trabalho de dissertação e pela apresentação das principais motivações e objetivos.

Posteriormente, o capítulo 2, designado “Estado da arte”, inicia-se com uma breve contextualização do problema da reabilitação motora da mão e uma apresentação genérica da biomecânica da mão. São assim apresentados os principais movimentos que o membro é capaz de executar para permitir uma melhor compreensão e análise dos dispositivos de monitorização abordados. As soluções citadas são provas de conceito desenvolvidas em contexto académico e soluções existentes no mercado, sendo apresentadas as principais características e o tipo de sensorização associado a cada dispositivo.

No capítulo 3, “Conceção e implementação do sistema de sensorização”, é abordado o sistema de deteção utilizado para avaliar a aposição do polegar. O capítulo retrata a escolha da solução de deteção e o processo evolutivo e de aperfeiçoamento da prova de conceito.

O capítulo 4, denominado “Conceção e implementação do sistema eletrónico”, incide sobre a conceção e implementação do circuito eletrónico com uma arquitetura capaz de adquirir, processar e comunicar os dados provenientes do sistema de sensorização (abordado no capítulo 3). É também aqui abordada a programação da comunicação sem fios implementada no módulo de interface *Bluetooth*.

No capítulo 5, intitulado “Desenvolvimento da aplicação para dispositivo móvel e da prova de conceito da luva”, é apresentado o desenvolvimento de uma aplicação *Android* que permite monitorizar os graus de aposição do polegar aos restantes dedos da mão. A aplicação utiliza uma interface gráfica que ilustra as potencialidades de utilização do sistema desenvolvido. São também apresentados os projetos da placa de circuito impresso e da caixa de alojamento da eletrónica do sistema. O capítulo termina com um balanço dos custos e potencialidades do dispositivo no contexto em que se insere.

Por último, no capítulo 6, “Conclusões e trabalhos futuros”, são apresentadas as conclusões gerais do trabalho e são sugeridos possíveis trabalhos futuros que, eventualmente, possam complementar os resultados do presente projeto.

2 Estado da Arte

A reabilitação é um processo dinâmico e orientado para a recuperação total ou parcial das capacidades motoras que visam a reintegração social de um paciente. Os avanços tecnológicos assim como a intervenção da engenharia na área da medicina têm um papel fulcral no desenvolvimento de ferramentas e terapias de reabilitação disponíveis. O grande desenvolvimento da área da reabilitação deu-se no século XX motivado pela necessidade de reintegrar as vítimas das grandes catástrofes mundiais que marcaram o século [4].

As disfunções motoras têm origem em traumas, como fraturas ósseas, lesões a nível dos ligamentos ou degradação natural do aparelho músculo-esquelético, ou em patologias associadas ao sistema nervoso, como é o caso dos acidentes vasculares cerebrais (AVC), da doença de Parkinson, da esclerose múltipla, da paralisia cerebral, entre outras [2, 3].

Segundo as estatísticas mais recentes, 2,9% de norte americanos maiores de 20 anos já sofreram um AVC [5], sendo esta a principal causa de deficiências motoras nos Estados Unidos da América [6]. O AVC é a segunda principal causa de morte na Europa, correspondendo a 10% - 15% das mortes causadas por doenças [7]. Nos países ocidentais esta doença é a principal causa de morbilidade, e dos 80% dos pacientes que sobrevivem à fase aguda, apesar da maioria recuperar a capacidade de caminhar, cerca de 30 a 60% não conseguem usar o braço afetado [8]. Um AVC pode apresentar sequelas emocionais, neurológicas e motoras, sendo o estado psicológico dos pacientes marcado por sentimentos de depressão, revolta e isolamento. A nível neurológico ocorrem défices uni ou bilateralmente ao longo do corpo, que são função da localização e da dimensão da lesão, culminando em dificuldades motoras de um dos braços ou contraturas e deformidades musculares que paralisam um lado do corpo (hemiplegia) [9]. A título de exemplo, na Suíça em 2008, o custo médio por sobrevivente no primeiro ano após o AVC era de 19570€, dos quais 37% foram destinados à reabilitação do doente [10].

Os seres humanos distinguem-se por um conjunto de habilidades físicas e psicológicas que se devem ao constante desenvolvimento e adaptação do cérebro humano a estímulos do mundo exterior, desde o nascimento. Tal capacidade do cérebro em interpretar e desenvolver a resposta a estímulos é conhecida como neuroplasticidade. É esta característica do ser humano que permite aos pacientes de patologias com impactos cerebrais, após uma fase de terapia de reabilitação, poderem recuperar, total ou parcialmente, as suas capacidades por estímulos sistemáticos e adequados do membro afetado [8, 11]. Assim, de uma forma simplificada pode-se concluir que a neuroplasticidade está na base da capacidade das áreas saudáveis do cérebro poderem assumir funções desempenhadas pelas áreas afetadas [8].

Numa situação de patologias no sistema nervoso, as lesões nas mãos são mais comuns do que em qualquer outra parte do corpo, e apresentam, para além de um grande impacto psicológico nos doentes e familiares, um significativo impacto financeiro para as vítimas e para a sociedade [12]. Os tratamentos necessários são geralmente prolongados e exigem a intervenção direta de técnicos especializados e dedicados a cada paciente, tornando a área da reabilitação muito dispendiosa e, por isso, recetiva a novas ferramentas e dispositivos capazes de melhorar as terapias e a respetiva eficácia do processo de recuperação.

A reabilitação motora é baseada na manipulação do membro paralisado, através de estímulos e exercícios conduzidos por um terapeuta especializado. Em função do grau da disfunção motora, poderá haver a necessidade de realizar os exercícios de reabilitação diariamente e ao longo de vários meses [2, 13]. Em situações de mobilidade reduzida ou inexistente a utilização de um sistema ativo apresenta uma solução de apoio à reabilitação do doente [1], mas em situações cujos doentes apresentem alguma mobilidade, o apoio de um dispositivo passivo na reabilitação da mão torna-se pertinente. As luvas passivas para a reabilitação da mão podem assim ser utilizadas como meio complementar às sessões de fisioterapia potenciando aspetos como a motivação, o interesse, em oposição às tradicionais características repetitivas e monótonas dos exercícios de reabilitação.

2.1 Biomecânica da Mão

A mão corresponde à extremidade do membro superior do ser humano, capaz de coordenar vários movimentos ao mesmo tempo, com precisão e delicadeza ou força, mediante a situação. É composta pelo carpo, metacarpo e falanges, integrando um total de 27 ossos representados na Figura 2.1. O carpo, ou vulgarmente designado por pulso, é composto por 8 ossos; o metacarpo, zona da palma, é constituído por 5 ossos e as 14 flanges existentes na mão constituem os ossos dos dedos [14].

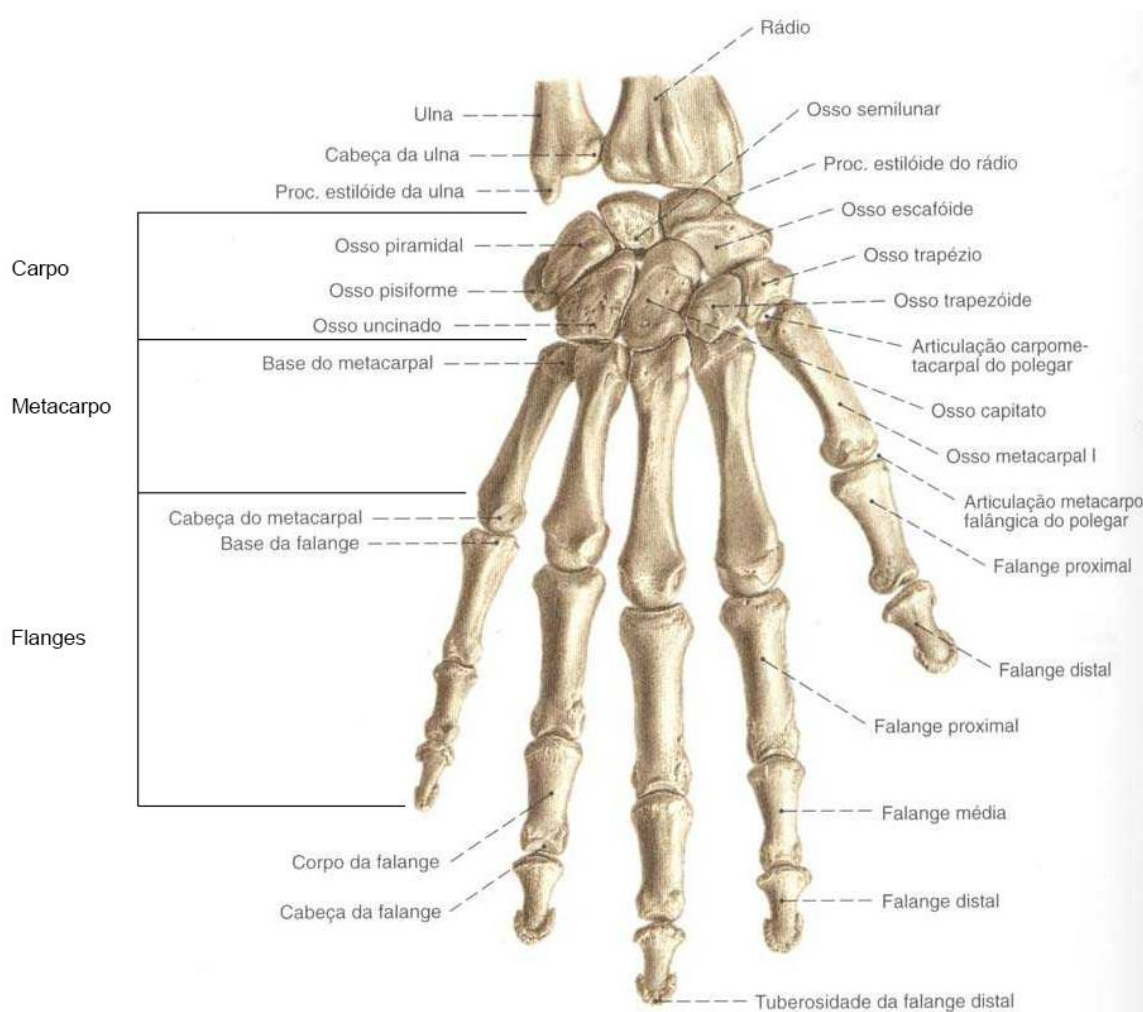


Figura 2.1 - Representação óssea da mão direita humana (adaptado).

O simples movimento de abertura e fecho da mão é essencial para interagir com o meio e manipular utensílios como uma peça de vestuário, um garfo ou um copo de água que são extremamente importantes para o Homem. Tais movimentos permitem agarrar e segurar objetos sendo possíveis graças à aposição do polegar relativamente aos restantes dedos da mão.

À exceção do polegar, que pode realizar diferentes rotações e ainda ocupar uma posição perpendicular à palma da mão, os restantes dedos apresentam movimentos de extensão/flexão e adução/abdução representados na Figura 2.2 [2].

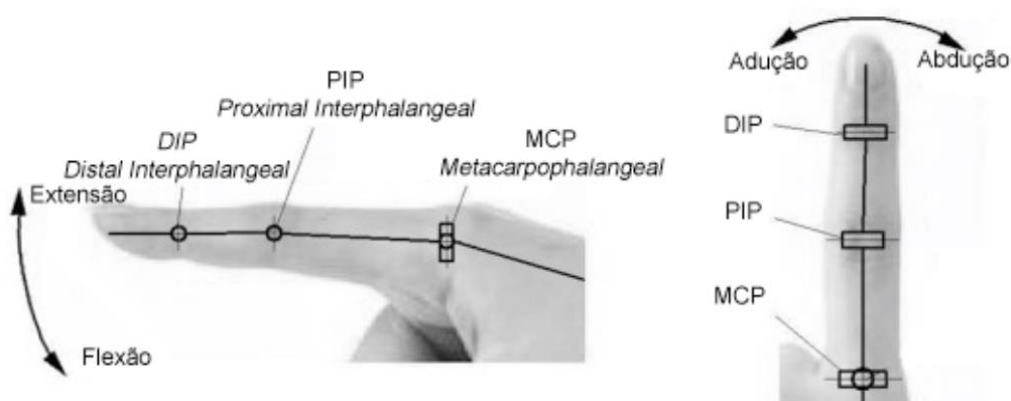


Figura 2.2 – Articulações e graus de movimento do dedo indicador.

2.2 Luvas para Reabilitação

Na reabilitação da mão, os dispositivos dedicados do tipo ativos e passivos desempenham um papel importante. Os primeiros possuem a capacidade de impor movimentos à mão/dedos, estando vocacionados para exercícios de reabilitação em que a mobilidade da mão é muito reduzida. Os dispositivos passivos são utilizados em doentes que apresentam capacidade de movimentação da mão e dedos, mas requerem a realização de múltiplas sessões de exercícios de reabilitação motora. Estes equipamentos passivos apresentam, normalmente, capacidade sensorial que permite monitorizar quer a posição relativa da mão/dedos quer nalguns casos, a força exercida por cada dedo, constituindo assim um dispositivo que permite avaliar o progresso dos programas de reabilitação. Se estas capacidades forem conjugadas com aplicações informáticas cuidadosamente desenvolvidas, o dispositivo pode ser utilizado e, na ausência de um terapeuta, permitir conduzir e monitorizar o paciente nos exercícios de reabilitação motora. Assim, a natureza repetitiva dos exercícios de reabilitação da mão pode ser configurada para ser motivadora, interessante, podendo até constituir um desafio [2, 12].

Existem no mercado diversas luvas dotadas de vários tipos de sensores e eletrónica para aquisição e processamento de dados, bem como em alguns casos aplicações de *software* vocacionadas para a área da reabilitação [15, 16]. A Tabela 1 apresenta uma lista de diversas luvas, algumas das quais foram desenvolvidas tendo a área da reabilitação como referência. São depois apresentadas com maior detalhe algumas luvas e outros dispositivos que, devido às suas características, apresentam potencialidades para utilização na área da reabilitação.

Tabela 1 – Lista de diversas luvas dotadas de sensores.

Nome do dispositivo	Tipo de sensores	Número de sensores	Preço aproximado
Accele Glove (George Washington University) [17]	Acelerómetro	6	-
Acceleration Sensing Glove (Berkeley University) [18]	Acelerómetro	6	-
Didjiglove (Didjiglove Pty. Ltd) [15]	Capacitivo	10	-
StretchSense (StretchSense Ltd) [19]	Capacitivo	5	800€
Humanglove (Humanware Srl) [20]	Efeito de Hall	20 ou 22	-
HandTutor Glove (MediTouch) [21]	Eletro-ótico	6	-
TUB Sensor Glove (Technical University of Berlin) [22]	Encoder indutivo e capacitivo de pressão	12 e 22	-
Data Glove (MIT, VPL Inc.) [16]	Fibra ótica	5 a 15	-
Space Glove (W Industries) [23]	Fibra ótica	6	-
Data Glove 5 and 14 Ultra (5DT) [24]	Fibra ótica	5 ou 14	950 – 5100€
Luva Passiva para Reabilitação (FEUP) [2]	Fibra ótica	19	-
IGS-Glove 7, 12 e 15 (Synertial) [25]	IMU	7, 12 ou 15	-
SmartGlove (Nanyang Tec. Uni., Singapore) [26]	OLE	14	-
Sayre Glove (University of Illinois) [16]	Ótico	7	-
Power Glove (Mattel Intellivision) [15]	Piezoresistivo	4	-
P5 Glove (Essential Reality Inc.) [15]	Piezoresistivo	5	-
CyberGlove (Stanford Uni., Virtual Technology) [27]	Piezoresistivo	18 ou 22	15000€
Super Glove (Nissho Electronics) [28]	Piezoresistivo	10 a 16	-
TCAS Glove (T.C.A.S Effects Ltd) [29]	Piezoresistivo	8, 11 ou 16	-
SIGMA glove (Sheffield University) [30]	Resistivo	28	-

2.2.1 Data Glove

Em 1987, Thomas Zimmerman e a sua equipa desenvolveram uma luva que monitoriza dez das catorze articulações dos dedos [31, 32]. A luva é de algodão e possui nas costas dos dedos sensores óticos flexíveis responsáveis por medir a posição relativa dos dedos, assim como, sistemas de orientação e *feedback* tátil por vibração.

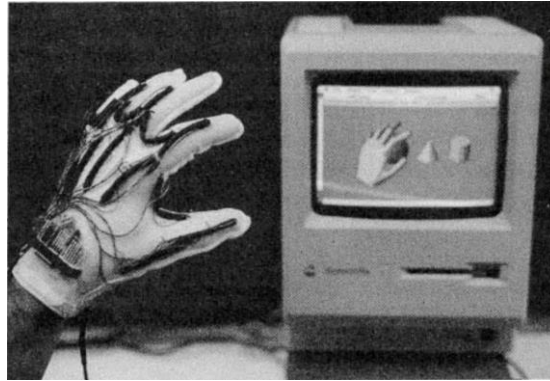


Figura 2.3 - Data Glove.

Os sensores óticos flexíveis [31], representado esquematicamente na Figura 2.4, foram patenteados em 1985 nos Estados Unidos da América e são usados como transdutores de deslocamento angular. Estes são compostos por um tubo flexível (12) e refletor (18), semelhante a uma fibra ótica, que conduz a luz entre as duas extremidades do tubo (14 e 16). Contêm, um emissor luminoso numa das extremidades (20) e na outra um detetor fotossensível (22) que deteta a intensidade do feixe luminoso, alterada quando o tubo encurva.

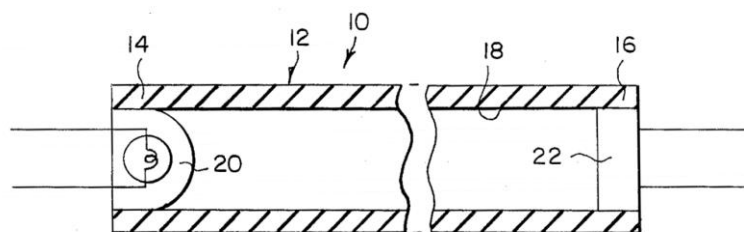


Figura 2.4 - Sensor ótico flexível.

O sensor pode ter duas ou mais diferentes áreas longitudinais para a determinação da direção e sentido do encurvamento. Com o encurvamento do sensor a luz reflete nas paredes coloridas do tubo e o comprimento de onda da luz varia. A cor da luz detetada na extremidade permite saber em que sentido o tubo foi encurvado. Na solução da Figura 2.5 a) e b) o sensor é composto por duas áreas longitudinais coloridas, vermelha (34) e verde (36). Já na solução apresentada na Figura 2.5 c) o sensor apresenta três áreas longitudinais coloridas, vermelha (48), verde (50) e amarela (52).

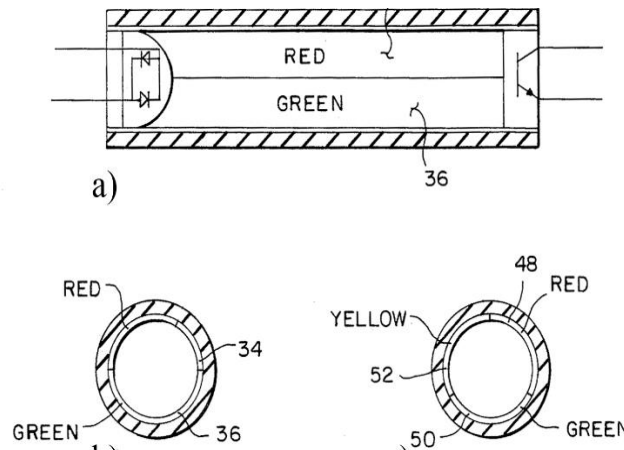


Figura 2.5 - Sensor óptico flexível: a) vista em corte longitudinal do sensor; b) secção em corte do tubo flexível refletor de duas cores; c) secção em corte do tubo flexível refletor de 3 cores.

Os sensores óticos flexíveis são leves, simples e de pequenas dimensões, e podem ser selados, por forma a resistirem aos efeitos da água ou de ambientes contaminados. Os materiais utilizados são de baixo custo e podem ser aplicados em luvas ou outras ferramentas.

2.2.2 SIGMA Glove

A SIGMA (*Sheffield Integrated Glove for Manual Assessment*) [30] é uma luva de Lycra desenvolvida na Universidade de Sheffield para a área da reabilitação (Figura 2.6). A luva possui 28 sensores resistivos, para a medição da posição angular dos dedos, que são ligados por cabo revestido desde o pulso até uma interface que comunica com um computador.



Figura 2.6 - SIGMA Glove e interface de comunicação.

Os sensores resistivos de posição angular relativa foram patenteados em 1992 e utilizam uma tinta condutora de carbono. Ao fletir o sensor, o comprimento da tinta condutora varia e a resistência elétrica do material varia consequentemente devido à alteração da distância entre as partículas de carbono responsáveis pela condução da corrente elétrica [33] (Figura 2.7).

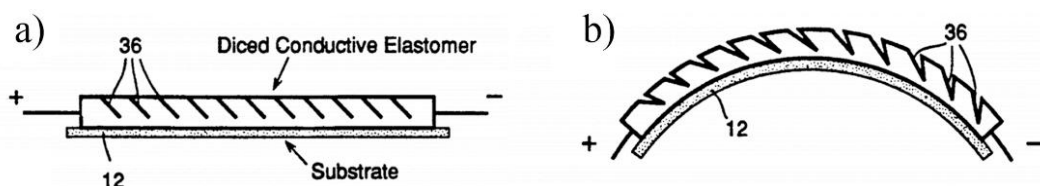


Figura 2.7 – Sensor de posição angular: a) sensor não fletido; b) sensor fletido.

2.2.3 TUB-Sensor Glove

A *TUB-Sensor Glove* [22] foi desenvolvida em 1993 na Universidade Técnica de Berlim. A luva mede o deslocamento angular das articulações dos dedos da mão e a distribuição de pressão na palma da mão e dedos ao agarrar um objeto. Para isso dispõe de doze sensores capacitivos de pressão, Figura 2.8 a), e doze codificadores incrementais absolutos, Figura 2.8 b) [15, 22]. A luva tem aplicações na área da reabilitação, realidade virtual, realidade aumentada e tele-robótica, é feita em *Lycra* e pesa aproximadamente 150g. Na área da reabilitação a luva permite uma comunicação série cablada com o computador (por porta RS-232) e o diagnóstico e tratamento de disfunções motoras através da monitorização e posterior estudo de imagens 3D [22].

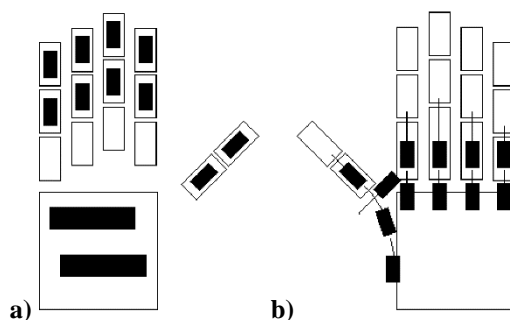


Figura 2.8 - Disposição dos sensores na *TUB-Glove*: a) posicionamento dos sensores de pressão na palma da luva; b) posicionamento dos sensores de posição nas costas da luva.

2.2.4 Human Glove

A luva *Human Glove* [20], Figura 2.9, foi patenteada em 1997 e é comercializada pela empresa *Humanware Srl* sediada em Pisa, Itália. A luva é composta por vinte e dois sensores baseados em sensores de efeito Hall e permite a medição angular de cada articulação.



Figura 2.9 – *Human Glove*.

A luva pesa 290g, é alimentada por quatro baterias AAA e comunica por *Bluetooth* com um computador que executa uma aplicação especificamente desenvolvida. O *software* permite a execução e monitorização de diversos exercícios para a recuperação do paciente, disponibilizando funções de supervisão remota e de avaliação do progresso por parte de um fisioterapeuta.

A luva utiliza, em cada dedo, três sensores para medição do deslocamento angular provocado pelos movimentos de flexão e extensão das diferentes articulações e um sensor para o deslocamento angular provocado pelos movimentos de adução e abdução. Para medição do deslocamento angular no movimento de flexão e extensão tal como no movimento de adução e abdução do pulso são usados dois sensores [15, 20].

2.2.5 HandTutor

A *MediTouch* surgiu em 2004 e desenvolveu uma tecnologia de baixo custo para determinar o deslocamento angular em articulações humanas. Em 2008, introduziu no mercado a luva *HandTutor* [21], Figura 2.10 – utilizada para a reabilitação motora da mão quer em sessões de fisioterapia e terapia ocupacional assistida por terapeuta, quer pelo próprio paciente em casa. A luva é composta por seis sensores de deslocamento electro-ótico e comunica com um computador através de cabo *USB* [34]. A luva pesa 350g e está disponível em cinco tamanhos diferentes para ambas as mãos.

A empresa desenvolveu também um *software*, *MediTutor*, que permite ao paciente exercitar a mão lesionada através de jogos interativos e, simultaneamente, monitorizar progressos e trocar informação com o fisioterapeuta responsável [35].



Figura 2.10 - Luva *HandTutor* conectada ao *software* *MediTutor*.

2.2.6 Stretch Sense

A *Stretch Sense* [19] é uma empresa neozelandesa que surgiu em 2012. A empresa desenvolveu sensores que usam tiras elásticas de material capacitivo, constituído a partir de uma estrutura polimérica laminar. Estes sensores permitem a sensorização de deformações de estruturas flexíveis, como é o caso do corpo humano. Podem ser fixos à roupa ou ao corpo e comunicar posteriormente com um dispositivo através de aplicações dedicadas.

Numa demonstração das potencialidades do produto, a empresa disponibiliza na sua página web um vídeo de uma aplicação dos sensores para medição da flexão dos dedos de uma mão, sendo utilizado um dispositivo móvel com uma aplicação dedicada para monitorização do deslocamento dos dedos em tempo real (Figura 2.11).



Figura 2.11 - Aplicação dos sensores *Stretch Sense* para monitorização dos movimentos dos dedos.

A medição do deslocamento angular é realizada através dos sensores do tipo capacitivo. Ao ser solicitado, a distância entre dois materiais condutores que estão separados por material di-

elétrico diminui e, a capacidade do material aumenta, dado que esta é inversamente proporcional à distância entre os dois condutores. Os sensores capacitivos correspondem a uma solução alternativa aos sensores piezoresistivos pois são mais estáveis e apresentam melhor repetibilidade, apesar dos elétrodos terem uma resistência imprevisível e sofrerem variações de capacidades excessivamente pequenas para efeitos de medição [2, 19]. O custo destes sensores é elevado, sendo que um *kit* constituído por uma bateria, carregador, módulo de comunicação *Bluetooth* e dois sensores capacitivos *Stretch Sense* pode ser adquirido por um preço aproximado de 800€.

2.2.7 IGS Glove

A *IGS Glove* [25] foi desenvolvida pela empresa Synertial. A luva recorre a sensores inerciais (*IMU*) para aquisição dos movimentos da mão e dedos, tendo como mercado alvo projetos de investigação, animação, ergonomia e simulação. Os sensores utilizados são compostos por um giroscópio, um acelerómetro e um magnetómetro. O fabricante comercializa três modelos da luva, com sete, doze e quinze sensores inerciais, respetivamente, Figura 2.12. A comunicação com a luva pode ser feita por uma ligação cablada (interface *USB*) ou por uma ligação *Wireless* com autonomia de 4h [36].

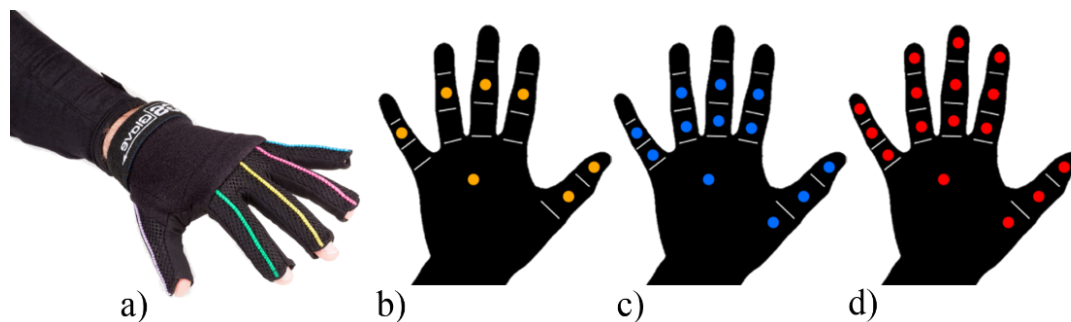


Figura 2.12 – a) *IGS Glove*; Disposição dos sensores nas luvas de: b) sete sensores, c) doze sensores e d) quinze sensores (adaptado) [37].

2.2.8 Data Glove 5 e 14 Ultra

A *5th Dimensions Technologies (5DT)* é uma empresa especializada em realidade virtual que desenvolve, produz e distribui *hardware*, *software* e sistemas de realidade virtual. Desenvolve sistemas de treino assistido por computador nas áreas aeroespacial, defesa, automóvel, entretenimento, mineira, marinha e médica. A empresa desenvolveu e comercializa as luvas *Data Glove 5 Ultra* e *Data Glove 14 Ultra* [24].

Por defeito são vendidas com interface *USB*. No entanto é possível dispor da opção *Bluetooth Wireless Kit* com um alcance de vinte metros, autonomia de oito horas e peso de 300g com bateria (Figura 2.13) ou da opção de comunicar por interface série através da porta *RS-232*. As duas luvas distinguem-se pelo número de sensores que possuem e são feitas em *Lycra*.



Figura 2.13 - Bluetooth Wireless Kit.

Na Tabela 2 são apresentados os preços das luvas e módulos vendidos pela 5DT.

Tabela 2 – Preços aproximados das luvas e módulos vendidos pela empresa 5DT.

Item	Preço aproximado
5DT Data Glove 5 Ultra (esquerda ou direita)	950€
5DT Data Glove 14 Ultra (esquerda ou direita)	5100€
5DT Data Glove Wireless Kit (para até 2 luvas)	1400€
5DT Data Glove Serial Interface Kit (para 1 luva)	200€

As luvas *Data Glove* utilizam sensores baseados em fibra ótica para determinação da posição relativa e individual de cada dedo. O modelo da luva *Data Glove 5* incorpora um sensor de fibra ótica por dedo, apresentado a vermelho na Figura 2.14 a), que mede a flexão das articulações *MCP* e *PIP*.



Figura 2.14 – a) *Data Glove 5 Ultra*; b) *Data Glove 14 Ultra* (adaptado).

O modelo *Data Glove 14* incorpora um total de catorze sensores. Por dedo existem três sensores, um para medir o deslocamento angular da articulação *MCP*, um para medir o deslocamento angular da articulação *PIP* e outro para medir o deslocamento angular associado aos movimentos de adução e abdução entre dois dedos, representados, respetivamente, a vermelho, verde e amarelo na Figura 2.14 b).

2.2.9 *CyberGlove III*

A *CyberGlove III* [27], (Figura 2.15), é uma luva comercial produzida pela *Cyber Glove Systems*, sediada em São José, Califórnia.

A luva recorre a sensores piezoresistivos para medir os deslocamentos angulares das articulações. A comunicação dos dados é feita por uma ligação cablada ou, em alternativa, por *wireless*. É também possível guardar, num cartão de memória *micro SD*, para posterior processamento [27, 38].

A primeira *CyberGlove* foi lançada em 1990, sendo a versão atual considerada uma das luvas mais sofisticadas e dispendiosas do mercado dispondo de dezoito ou vinte e dois sensores. Na versão de dezoito sensores a luva possui dois para medição do movimento de flexão/extensão de cada dedo, quatro sensores para medição do movimento de adução/abdução, um para medir a curvatura da palma da mão e mais dois para medir o movimento de flexão e abdução do polegar. A versão da luva com vinte e dois sensores possui mais quatro sensores para medir o movimento de flexão/extensão das articulações *DIP* [2, 15].

A *CyberGlove* é umas das luvas que tem vindo a ser utilizada na área da reabilitação, apesar do seu preço elevado - aproximadamente 15000€ [39].



Figura 2.15 – *CyberGlove III*.

2.2.10 Luva Passiva para Reabilitação, *Tavares,R.*

A prova de conceito da luva foi concebida e desenvolvida na Secção de Automação, Instrumentação e Controlo do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, FEUP, Figura 2.16 [2].

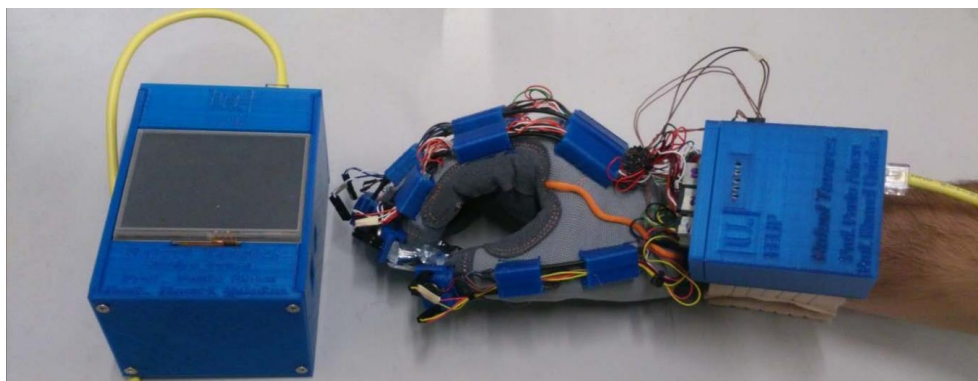


Figura 2.16 – Prova de conceito do dispositivo de reabilitação concebido.

A luva dispõe de soluções de sensorização que utilizam sensores óticos, quer para a medição de força quer para a medição da posição de cada dedo. É possível monitorizar o movimento de cada uma das 3 articulações de cada dedo, exceto o polegar (só possui duas articulações). Os movimentos de adução/abdução não são medidos. O transdutor de força, inovador face às soluções do mercado, permite monitorizar a força exercida na ponta de cada dedo, apresentando boa repetibilidade, dimensões reduzidas e bom comportamento mecânico e elétrico. A luva possui ainda cinco atuadores de vibração, um por dedo, para ações de sinalização.

A eletrónica de monitorização e comando dos elementos de sensorização e excitação da luva foi desenvolvida recorrendo a uma arquitetura modular, baseada em microcontroladores, utilizando uma solução de *hardware* dedicado com consola gráfica tátil.

A luva apresenta uma solução inovadora pela sensorização implementada, o que permite um reduzido custo e atravancamento. A solução também apresenta uma aplicação informática desenvolvida para a monitorização e controlo da luva com aplicação na área da reabilitação da mão. São disponibilizadas diversas funcionalidades com rotinas/exercícios que permitem diferentes modos de utilização da luva para a reabilitação motora da mão [2].

2.3 Conclusão

Neste capítulo foram abordados diferentes tipos de luvas integrando variados sensores/transdutores de tipos distintos. As luvas de monitorização dos movimentos da mão e dos dedos têm sido alvo de um desenvolvimento contínuo.

Atualmente existem luvas capazes de monitorizar com bastante detalhe o posicionamento de cada articulação, como é o caso da *Data Glove 14*, *Cyber Glove III* e *IGS Glove*. Em termos de sensores uma das luvas com melhor desempenho é a *CyberGlove III* que utiliza sensores piezoresistivos. No entanto outras luvas com características semelhantes recorrem a sensores baseados em fibra ótica como é o caso da *Data Glove 14*. Há ainda luvas mais vocacionadas para a área da monitorização do movimento, como é o caso da *IGS*, que utiliza sensores inerciais que são compostos por acelerómetros, giroscópios e magnetómetros.

Na área da reabilitação existem algumas luvas com aplicações informáticas dedicadas, podendo constituir um apoio muito importante à recuperação e ao aumento da qualidade de vida dos pacientes. As luvas *Human Glove*, *Cyber Glove III* e *HandTutor* são exemplo de luvas disponíveis no mercado e que são aplicadas na área da reabilitação. Contudo, para a área da reabilitação as luvas apresentam ainda preços elevados e são, por vezes, de difícil utilização

De todas as luvas estudadas neste capítulo, nenhuma foi desenvolvida especificamente para avaliar o movimento de aposição do polegar, embora algumas sejam capazes de o fazer de forma indireta. As luvas abordadas detetam o deslocamento angular relativo dos dedos nas articulações e, desse modo, é necessário monitorizar o deslocamento angular relativo de todas as articulações para se prever o deslocamento relativo da ponta do dedo. Como o polegar é o dedo da mão com mais graus de movimento, para determinar a posição relativa da ponta do polegar em relação ao pulso, é necessário implementar um elevado número de sensores nas diferentes articulações que o compõe.

Os preços praticados nas luvas disponíveis no mercado são proporcionais às capacidades e funções do equipamento, aumentando essencialmente com o número de sensorização dos graus

de movimento da mão. O preço das luvas é, de igual forma, função do nível de sensorização e capacidade de monitorização do polegar. Pelas discussões tidas com os profissionais da área, soluções específicas e de custo acessível para permitirem um potencial de utilização mais alargado seriam de grande interesse.

3 Conceção e Implementação do Sistema de Sensorização

A mão é o órgão mais utilizado pelo homem para interagir com meio envolvente e é uma das zonas do corpo mais sensível ao tato. As disfunções motoras da mão são comuns e podem ter origens em traumas ou em patologias associadas ao sistema nervoso. Em certo momento da recuperação, tais patologias carecem de exercícios de reabilitação que são orientados e supervisionados por especialistas da área dedicados a cada paciente. A introdução de dispositivos sensoriais tem como objetivo apoiar a recuperação quer em casa, quer junto do terapeuta possibilitando até sessões com grupos de pacientes.

Através do contacto com profissionais da área da saúde foi identificado que, na área da reabilitação da mão, a monitorização da proximidade do polegar aos dedos tem interesse prático para a avaliação do estado do paciente e execução de exercícios de reabilitação motora que podem ser mais incentivadores no processo de recuperação e na fase inicial deste tipo de reabilitação. Neste contexto foi concebida uma luva dotada de sensores adequados que permite monitorizar níveis de proximidade do polegar com qualquer outro dedo da mão.

A solução passou por desenvolver uma luva que utiliza um magneto permanente no polegar e elementos sensores de efeito de Hall nos restantes dedos. Ao aproximar o polegar a cada um dos dedos é possível, através de um dispositivo de baixo custo, comparativamente a outras soluções do mercado, detetar níveis definidos para a posição relativa do polegar a cada um dos dedos da mão. A posição relativa do polegar a um determinado dedo é identificada utilizando três níveis discretos correspondentes a “contacto”, “proximidade” e “afastamento” que são função da densidade de fluxo magnético detetado pelo sensor de efeito de Hall

A disposição do magneto permanente foi estudada por forma a adequar a densidade de fluxo e orientação do campo magnético, ao longo da superfície do polegar, aos vários modos de aproximação de aproximação das pontas de cada par polegar/dedo. O posicionamento e fixação dos sensores de efeito de Hall foram também alvo de estudo.

3.1 Conceção da Prova de Conceito de Sensorização

Os sensores de campo magnético têm várias aplicações, sendo utilizados para detetar proximidade, posição, velocidade e corrente elétrica. A forma mais elementar para detetar um campo magnético é através de uma bobina, contudo, é também possível detetar campo magnético através de materiais semicondutores, sendo esta a solução utilizada nos sensores de efeito de Hall.

O efeito de Hall, representado na Figura 3.1, traduz-se pelo desvio da corrente que flui num material semicondutor pela ação da componente de um campo magnético (B) normal à corrente

elétrica (I). Esse efeito origina acumulação da carga perpendicularmente ao plano definido por I e B , aparecendo uma tensão elétrica V_{EH} , tensão de Edwin Hall, que irá contribuir para restabelecer o normal percurso de I . Assim é gerada uma diferença de potencial V_{EH} que é mensurável e proporcional ao campo magnético aplicado [40, 41].

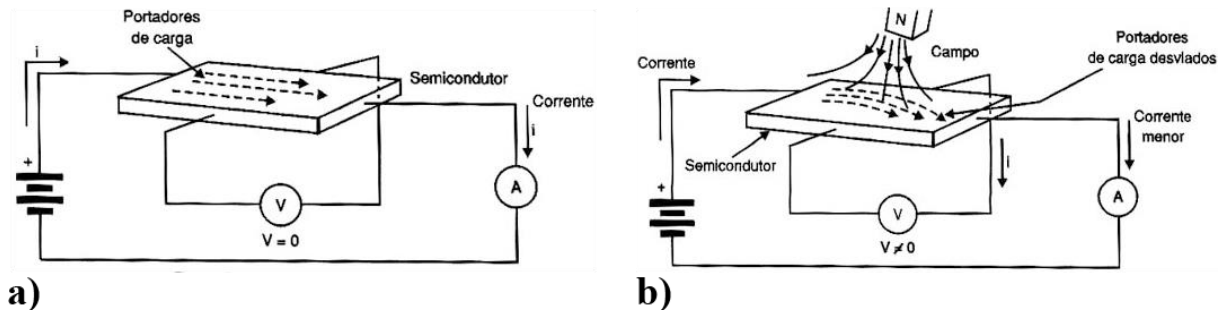


Figura 3.1 – Efeito de Hall: a) corrente sem ação de um campo magnético; b) corrente sobre o efeito de um campo magnético (adaptado).

Para o presente projeto utilizou-se o sensor de efeito de Hall SS496A da *Honeywell*, representado na Figura 3.2. Este sensor permite medir uma gama de densidade de fluxo magnético de ± 840 Gauss e gera uma diferença de potencial proporcional compreendida entre 0.5 e 4.5V. O Tesla (T) é a unidade usada para medir a densidade de fluxo magnético e $1T=10^4G$. Contudo, no relatório, para facilitar a utilização dos dados técnicos, irá ser usada a unidade de fluxo magnético Gauss (G). Estes sensores têm a vantagem de apresentarem uma característica linear numa gama de medição considerável, representada na Figura 3.2 a), sendo, igualmente fiáveis e robustos a contaminações do meio envolvente [40].

Curva característica à tensão de 5VDC

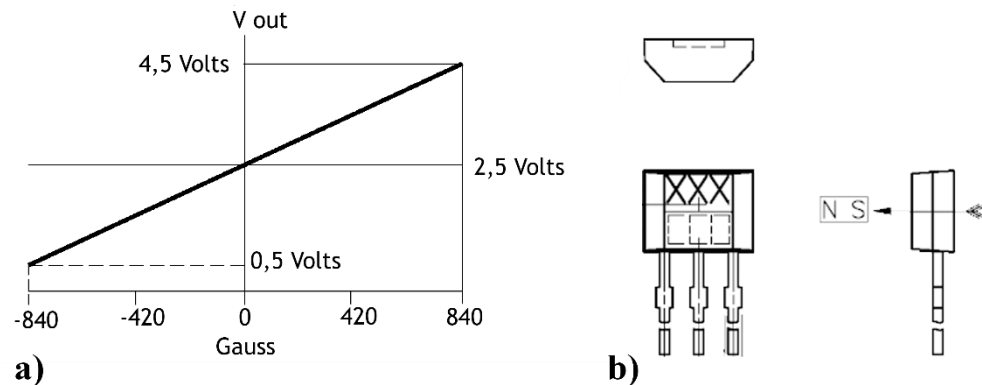


Figura 3.2 – Sensor de efeito de Hall série SS496A da *Honeywell*: a) curva característica à tensão de 5VDC; b) orientação da medição da densidade de fluxo magnético do sensor (adaptado).

A orientação do magneto, do sensor e a forma como são aproximados determinam o sinal de saída do sistema de medição. Considerando um sensor de efeito de Hall com orientação semelhante à da Figura 3.2 b), os sinais representados na Figura 3.3 obtêm-se variando a posição do magneto. Ao usar um grupo de sensores é possível determinar a posição relativa do magneto [40].

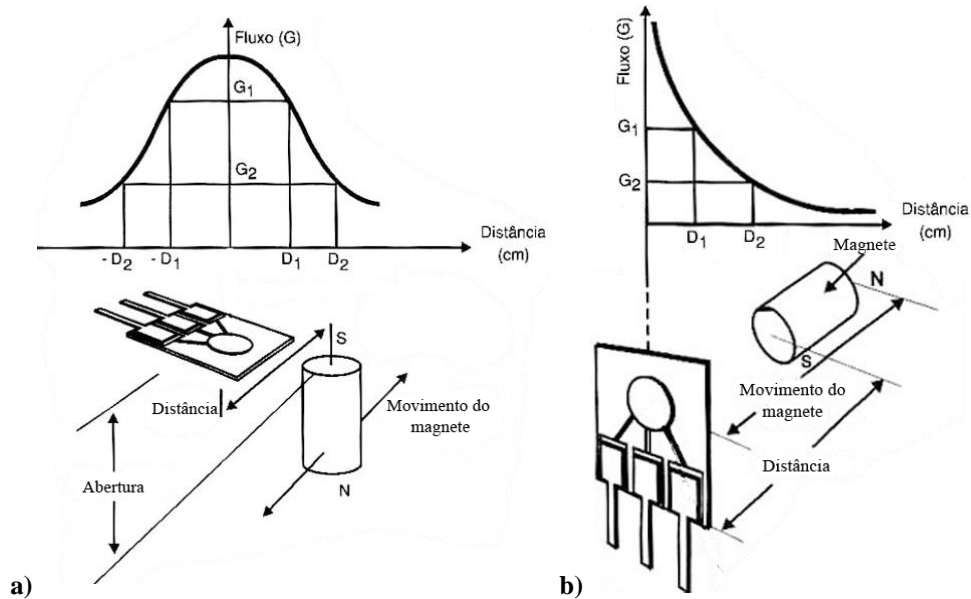


Figura 3.3 – Diferentes tipos de aproximação do magneto ao sensor: a) aproximação lateral e b) aproximação perpendicular (adaptado).

Inicialmente foram testadas diversas fitas de magneto permanente para atacar o sensor de efeito de Hall, no entanto eram dificilmente detetadas por terem uma reduzida densidade de fluxo magnético. Posteriormente, utilizou-se, sobre a unha do polegar, um magneto de Neodímio, Figura 3.4, cujo material, combinado com Ferro e Boro, originam os magnetos permanentes, atualmente, mais eficazes [42]. O magneto é de pequenas dimensões e foi colocado sobre a unha do polegar para não incomodar os movimentos dos utilizadores e a sensibilidade do toque com os restantes dedos.

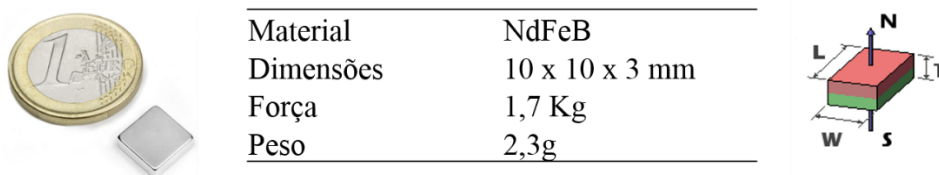


Figura 3.4 - Magneto em bloco 10 x 10 x 3mm e orientação magnética.

Uma vez que as luvas são destinadas a pacientes com dificuldades motoras, devem ser maleáveis e fáceis de calçar. Por essa razão, selecionou-se uma luva de *Lycra* sem costuras¹, Figura 3.5 a), concebida para a prática de desportos de raquete, sendo pouco intrusiva para os pacientes e bastante confortável. Nessa luva foram integrados os quatro sensores de efeito de Hall na ponta de cada dedo. No polegar, sobre a unha, colocou-se o magneto de Neodímio de 10 x 10 x 3mm. Os fios elétricos utilizados nos sensores são multifilares e têm um diâmetro reduzido de 1.12mm.

¹ http://www.decathlon.pt/luvas-artengo-seamless-id_8277813.html



Figura 3.5 - Primeira prova de conceito da luva: a) luva utilizada; b) integração de todos os sensores e magneto na luva.

Após montagem e experimentação desta prova de conceito, concluiu-se que, embora funcional, apresentava algumas limitações na capacidade de deteção da proximidade entre o polegar e o dedo. Observou-se que a forma como diferentes utilizadores aproximam o polegar dos restantes dedos, Figura 3.6, pode variar significativamente, comprometendo o desempenho e universalização da luva. Nas posições cujos sensores e o magneto estão alinhados, representado na Figura 3.6 a), a prova de conceito correspondeu às expectativas e detetou corretamente a aproximação dos dois dedos. Por outro lado, nas posições cujos sensores e o magneto tem orientações perpendiculares, ou próximas de 90° , não foi possível detetar a proximidade dos dedos devido ao desalinhamento das linhas de campo magnético do magneto com o sensor, Figura 3.6 b).

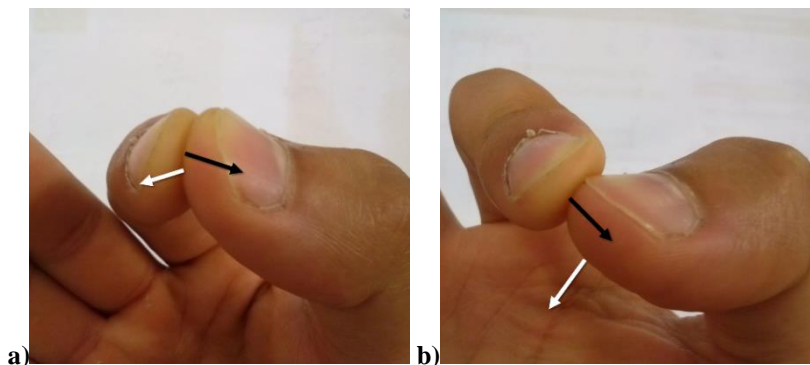
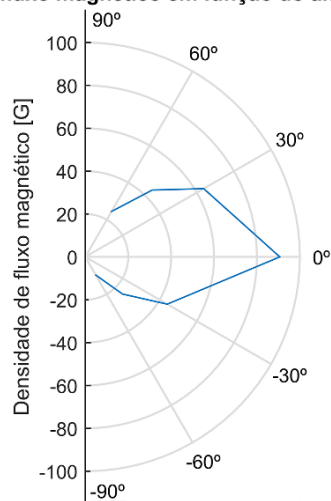


Figura 3.6 – Formas distintas de aproximação do polegar ao indicador: a) aproximação com o magneto e sensor alinhados; b) aproximação com o magneto e o sensor desalinhados.

Foi também medida a densidade do fluxo magnético, detetada no sensor de efeito de Hall durante o toque dos dedos, para diferentes ângulos de fixação do magneto. Os dados obtidos, representados na Figura 3.7, permitem verificar qualitativamente que os valores de densidade de fluxo magnético detetados variam significativamente com a orientação relativa do polegar e restantes dedos. Quando os dedos estão corretamente alinhados, com uma orientação relativa próxima de 0° , Figura 3.6 a), a densidade de fluxo magnético é máxima e apresenta um valor próximo de 90 Gauss. É, no entanto, notável uma diminuição drástica do valor da densidade do fluxo magnético com a variação da orientação relativa dos dedos, atingindo valores próximos de 20 Gauss a um ângulo relativo de 60° . Os resultados obtidos permitem apenas uma análise qualitativa do comportamento do sistema em função do ângulo de aposição do polegar, uma vez que a aquisição dos dados seguiu um procedimento experimental suscetível a erros com origem na orientação e fixação manual dos sensores, permitindo, porém, comparar e abordar o problema de uma melhor forma.

Densidade de fluxo magnético em função do ângulo de ataque



Ângulo de ataque do sensor [°]

Figura 3.7 - Densidade de fluxo magnético detetada num dedo em função do ângulo de aproximação do magneto.

3.2 Evolução e Aperfeiçoamento da Prova de Conceito

Com o objetivo de ultrapassar o problema observado estudou-se, com recurso a um *software* de simulação, os campos magnéticos gerados por diferentes magnetos em posições distintas sobre a unha do polegar. Para esse efeito foi utilizado o pacote de *software ANSYS Maxwell* - *software* de simulação de fenómenos eletromagnéticos. Foi utilizado para simular e analisar a densidade de fluxo magnético (B) gerado pelos magnetos permanentes a colocar no polegar. Desta forma, foi possível analisar diferentes configurações para a colocação de um ou mais magnetos no polegar, tendo em consideração a capacidade de deteção do campo magnético pelo sensor de efeito de Hall.

Obtiveram-se magnetos de Neodímio com diferentes geometrias e tamanhos gentilmente cedidos pelo fornecedor de magnetos Supermagnete² para o corrente trabalho e, que, para simplificar futuras referências, estão representados e nomeados de “A” a “E” na Tabela 3.

Tabela 3 – Magnetos disponíveis.

Magnetos	Grau de magnetização	Dimensões (mm)
A	N52	10 x 10 x 3
B	N52	10 x 5 x 1,5
C	N52	Ø5 x 2
D	N52	10 x 10 x 5
E	N52	Prisma triangular: $\frac{10 \times 10}{2} \times 3$

² <http://www.supermagnete.de>

Começou-se por adaptar um modelo do polegar CAD 3D [43] a partir de um modelo da mão já existente e representado na Figura 3.8. As dimensões do modelo aproximam-se das dimensões médias de um polegar humano. Criou-se, e adicionou-se ainda, um modelo aproximado do osso flange distal por forma a definir diferentes materiais na preparação das simulações, tendo em consideração diferentes características magnéticas do osso humano relativamente ao restante tecido humano (Tabela 4). Foram criados diferentes modelos CAD 3D, cada um com uma configuração de magnetos diferente, sendo alternadas, essencialmente, as geometrias, tamanhos e posicionamento dos magnetos, para posterior simulação e análise dos resultados.

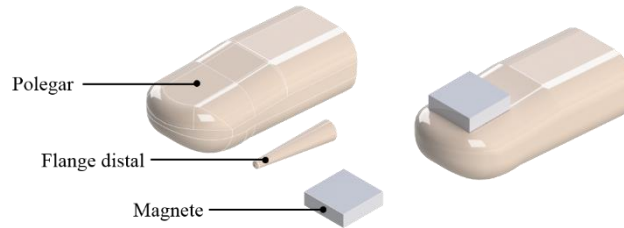


Figura 3.8 – Elementos que compõem os modelos CAD 3D usados nas simulações.

Tabela 4 - Valores estimados das características eletromagnéticas dos principais constituintes do dedo [44, 45].

Tecido biológico	Suscetibilidade elétrica, χ	Permeabilidade relativa, $\mu_r = \chi + 1$	Condutividade elétrica, σ (S/m)
Músculo	$-9,03 \times 10^6$	1	0,61
Osso	-10×10^6	1	0,03

Importou-se para o *software* de simulação, Figura 3.9, as várias configurações em estudo. Definiu-se o material de cada parte do modelo e o vetor Magnetização (\vec{M}) dos magnetos utilizados. As simulações foram feitas por elementos finitos (*FEM*) e depois de definida, automaticamente a malha de cada configuração, realizaram-se as simulações. Os materiais da Tabela 4 foram adicionados à base de dados de materiais do *software*.

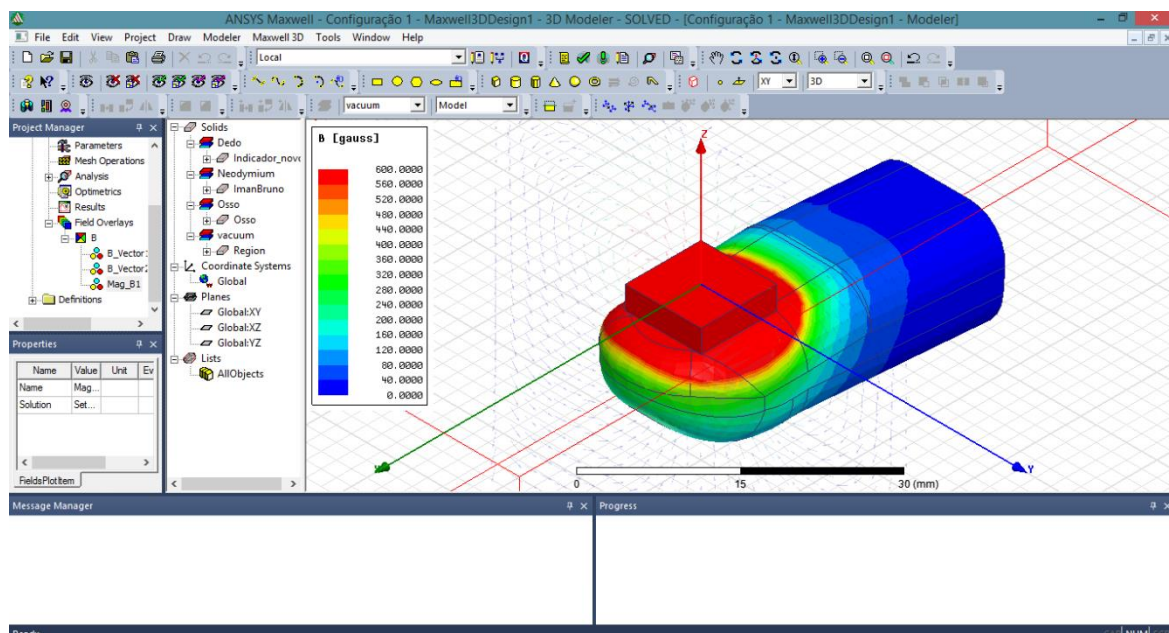


Figura 3.9 – Interface do *software* de simulação.

Realizaram-se várias simulações e estudos de várias combinações de magnetos com posicionamentos distintos. A evolução das simulações foi um processo iterativo com o objetivo de encontrar uma configuração de magnetos que permitisse gerar um campo magnético mais intenso e uniforme na zona de relevo para o estudo.

Assim com base nos magnetos de Neodímio disponíveis para implementação criaram-se vários modelos em CAD 3D para simulação e posterior estudo. A escolha de tais configurações foi baseada nos resultados das simulações das configurações iniciais e anteriores envolvendo um processo iterativo. No ANEXO A são apresentados em detalhe os resultados obtidos das simulações dos 10 modelos criados. Todos os resultados apresentam iguais dimensões e escala colorida, compreendida entre 0 e 600G representada na Figura 3.10.

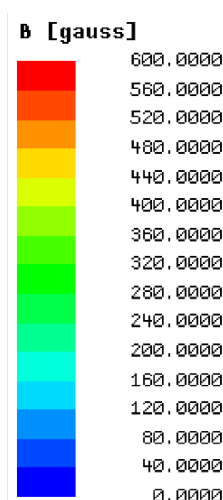


Figura 3.10 - Escala colorida da densidade de fluxo magnético utilizada nas simulações.

A configuração 1 corresponde à utilizada na primeira prova de conceito de sensorização – abordada no subcapítulo 3.1. Após a simulação representada na Figura 3.11, a configuração 1 mostrou possuir uma densidade de fluxo magnético na superfície do dedo de cerca 180 G, mas as linhas de campo nas zonas laterais do dedo não apresentam a orientação necessária para serem corretamente detetadas pelo sensor de efeito de Hall.

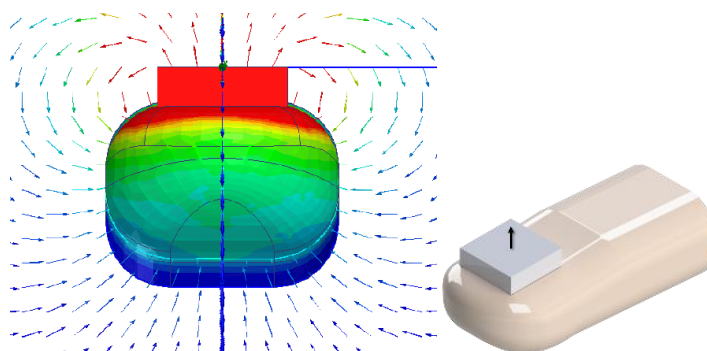


Figura 3.11 - Configuração 1.

De forma a contornar o problema de deteção de densidade de fluxo magnético nas zonas laterais do dedo, ponderou-se colocar magnetos sobre as zonas laterais da unha do polegar. Com a introdução de mais magnetos no polegar, pretende-se diminuir o ângulo formado entre as

várias linhas de campo magnético que atravessam a superfície do dedo e, dessa forma, obter uma orientação bem definida e semelhante à representada na Figura 3.12.

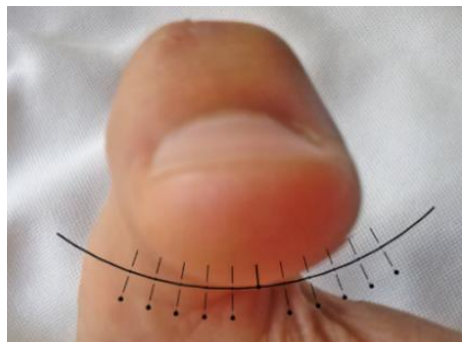



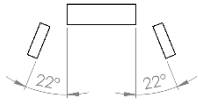
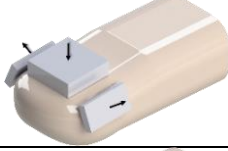
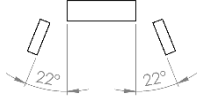

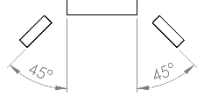
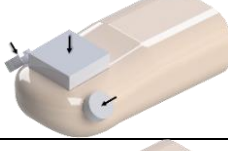
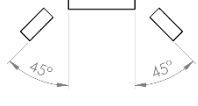

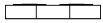
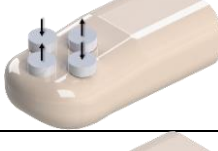

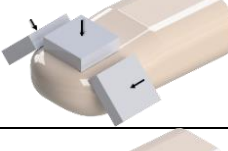
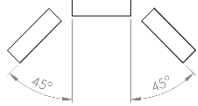
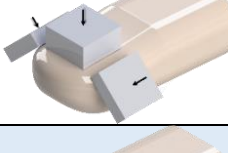
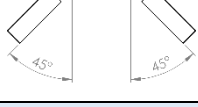
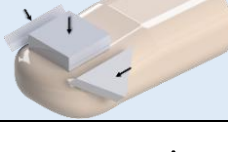



Figura 3.12 – Orientação ideal das linhas de campo magnético sobre a superfície do polegar.

As simulações posteriores surgiram da necessidade de estudar a influência de alguns parâmetros na variação da orientação das linhas de campo e da densidade de fluxo magnético. Desse modo, as configurações 2 e 3 serviram para analisar a variação do campo magnético com a inversão da orientação de apenas um magneto. Já as configurações 3 e 4 tiveram como objetivo analisar a influência do ângulo de inclinação dos magnetos laterais que nas configurações seguintes, 5, 8, 9 e 10, foi mantido a 45° . As configurações 6 e 7 permitiram simular magnetos cilíndricos de pequenas dimensões. Na Tabela 5 são apresentadas todas as configurações que foram simuladas e estudadas. A tabela disponibiliza, para cada configuração, informação sobre os magnetos utilizados, a localização e orientação no polegar, assim como, o ângulo relativo formado entre os magnetos.

Tabela 5 – Configurações de colocação de magnetos permanentes no polegar.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
1	1	1xA		
2	3	1xA 2xB		
3	3	1xA 2xB		
4	3	1xA 2xB		
5	3	1xA 2xC		
6	5	5xC		
7	4	4xC		
8	3	3xA		
9	3	1xD 2xA		
10	3	1xA 2xE		

As configurações 2, 3, 4, 5, 8, 9 e 10 são compostas por três magnetos. Experimentou-se colocar os magnetos a 22° e a 45° nas configurações 2 e 4, e o resultado é representado na Figura 3.13. O recurso aos magnetos laterais com um ângulo de 45°, representada na Figura 3.13 b), permitiu obter a orientação das linhas de campo magnético pretendida, com densidade de fluxo

magnético na superfície do dedo superior a 200G. A configuração 4 foi implementada na luva e observou-se um aumento de desempenho nas zonas críticas de deteção.

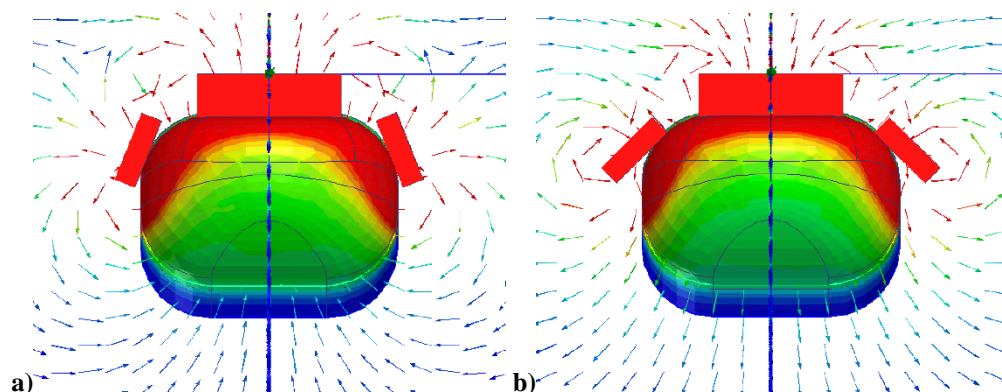


Figura 3.13 – Influência da variação do ângulo dos magnetos laterais: a) configuração 2 (22°); b) configuração 4 (45°).

Experimentaram-se várias configurações com magnetos cilíndricos (magneto C representados na Tabela 3) de pequenas dimensões e que eram facilmente integráveis na luva. As configurações 5, 6 e 7 usam estes magnetos e estão representadas na Figura 3.14. Genericamente as configurações que recorrem aos magnetos “C” apresentam baixa densidade de fluxo magnético na superfície do polegar. As configurações 6 e 7, Figura 3.14 b) e c), apresentam densidade de fluxo magnético muito reduzidas e as orientações das linhas de campo magnético na superfície do polegar na configuração 7 não são desejáveis. A configuração 5, representada na Figura 3.14 a), é bastante semelhante à configuração 4. A diferença entre ambas reside essencialmente na densidade do fluxo magnético que é inferior à obtida na configuração 5. Assim de todas as configurações analisadas até este ponto, a configuração 4 continua a ser a que apresenta um melhor desempenho.

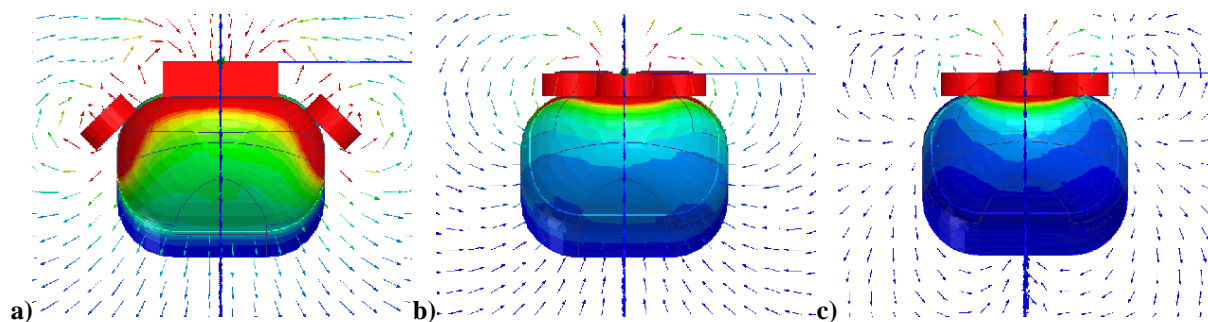


Figura 3.14 – Configurações com magnetos cilíndricos: a) configuração 5; b) configuração 6; c) configuração 7.

Posteriormente criaram-se modelos com magnetos de maiores dimensões, que são consequentemente mais fortes, com o objetivo de aumentar a densidade de fluxo magnético na superfície do polegar, mas com especial interesse de permitir obter uma maior densidade do fluxo magnético nas zonas laterais. As configurações 8, 9 e 10, Figura 3.15 a), b), c), respetivamente, foram modeladas com recurso aos maiores magnetos disponíveis, os magnetos “A”, “D” e “E”. Das três configurações, a configuração 10 apresenta uma melhor distribuição da densidade do fluxo magnético, concentrando-se nas zonas laterais dos dedos. A orientação das linhas de campo magnético também é mais favorável na configuração 10.

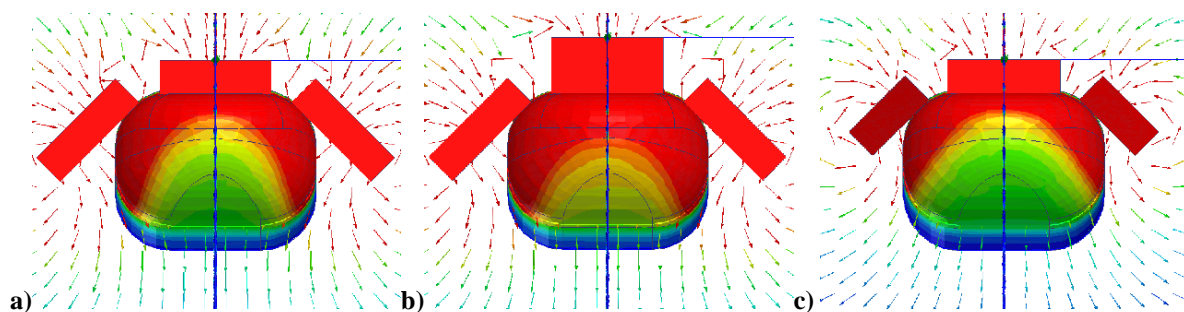


Figura 3.15 – Configurações com maiores densidades de fluxo magnético: a) configuração 8; b) configuração 9; c) configuração 10.

Após o estudo das várias simulações realizadas, concluiu-se que a configuração 10, representada a azul na Tabela 5, é a que apresenta maiores vantagens, sobretudo por dispor de um campo magnético intenso ao longo da superfície do polegar e em especial na zona crítica do dedo, sendo igualmente a que garante uma orientação das linhas de campo mais semelhante à orientação ideal, prevista na Figura 3.12.

A utilização de três magnetos montados sobre a unha permite a criação de um campo magnético de maior intensidade e melhor distribuição espacial. A configuração de magnetos número 10 foi colocada sobre a unha do polegar na posição referida, implementada na luva e testada. Verificou-se que a capacidade de deteção da proximidade entre polegar e o dedo melhorou relativamente à primeira solução apresentada.

As zonas laterais do dedo, consideradas críticas para a deteção da aproximação do polegar ao longo deste capítulo, são de facto as zonas da superfície do dedo mais distantes do sensor de efeito de Hall. Como este é extremamente sensível à orientação e sentido do campo magnético, a capacidade de deteção de proximidade vem afetada pela posição relativa dos dedos. Assim decidiu-se pela utilização de dois sensores por dedo em detrimento de utilizar apenas um, recorrendo a uma lógica de sensorização alternativa. Na Figura 3.16 é apresentada a prova de conceito da luva.



Figura 3.16 - Prova de conceito com dois sensores de efeito de Hall por dedo.

Comparando os gráficos da Figura 3.17, é possível observar um aumento da deteção de densidade de fluxo magnético nos ângulos críticos da Figura 3.17 b), que corresponde à implementação de dois sensores por dedo. É de notar que os valores representados no gráfico da Figura 3.17 b) correspondem, em cada instante, ao valor em módulo mais elevado exibido por um dos dois sensores. Os gráficos obtidos facilitaram a análise qualitativa das soluções apresentadas e permitiram confirmar que o recurso a dois sensores por dedo alarga o espaço de deteção do campo magnético, tornando, assim, a luva compatível com diferentes modos de aposição do polegar dos diferentes utilizadores.

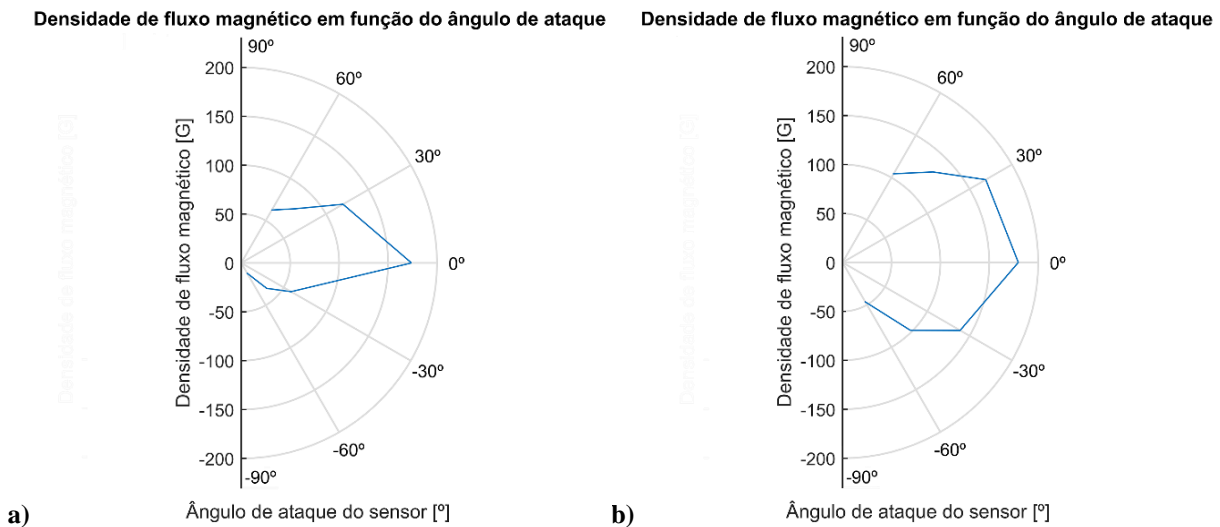


Figura 3.17 – Valores de densidade de fluxo magnético medidos: a) com 1 sensor; b) com 2 sensores por dedo.

3.3 Conclusão

A prova de conceito da luva resultou de um processo iterativo de testes, desenvolvimentos e estudos de otimizações, quer a nível de sensorização quer a nível do posicionamento e escolha dos magnetos permanentes usados na deteção de proximidade.

Para atingir a solução final foi essencial recorrer a um pacote de *software* para simulação de fenómenos eletromagnéticos tendo em consideração o problema da orientação das linhas de campo magnético na superfície do polegar e da densidade do fluxo magnético gerado pelos magnetos. As simulações permitiram a seleção de uma configuração de magnetos capaz de otimizar o processo dado que o movimento de aposição do polegar é complexo e diferente para vários pacientes.

Ainda para melhor resolver este problema foram também utilizados dois sensores de Hall, por dedo, o que alarga o espaço de deteção. Tal permitiu melhorar a deteção do polegar nas regiões laterais dos dedos, consideradas zonas críticas para deteção da proximidade da aposição do polegar.

4 Conceção e Implementação do Sistema Eletrónico

Foi necessário projetar e implementar um sistema eletrónico baseado em microcontroladores da *Microchip* para adquirir, processar e comunicar com um dispositivo móvel os dados da posição relativa do polegar aos restantes dedos. Neste capítulo são estudados os requisitos do sistema e escolhidos os componentes mais adequados às necessidades impostas pela aplicação pretendida. O sistema é responsável por detetar três níveis de aproximação do polegar aos restantes dedos. Assim, o sinal adquirido é processado digitalmente e posteriormente comunicado por *Bluetooth* para um dispositivo móvel.

4.1 Requisitos, Arquitetura e Implementação do Sistema Eletrónico

O sistema eletrónico a integrar na luva tem como objetivo adquirir e processar os sinais analógicos dos sensores de efeito de Hall e comunicar com um dispositivo móvel por ligação sem fios. Este sistema deve ser alimentado a partir de uma bateria e dispor de capacidade de comunicação por *Bluetooth*.

Para dar resposta a estes requisitos foi adotada uma arquitetura de *hardware* mestre/escravo baseada em dois microcontroladores da *Microchip*. Na Figura 4.1 é apresentada a arquitetura do sistema desenvolvido, sendo importante destacar a utilização de comunicações *SPI* e *UART*, bem como a necessidade de dispor de duas tensões de alimentação distintas (5V e 3,3V), com recurso a uma bateria.

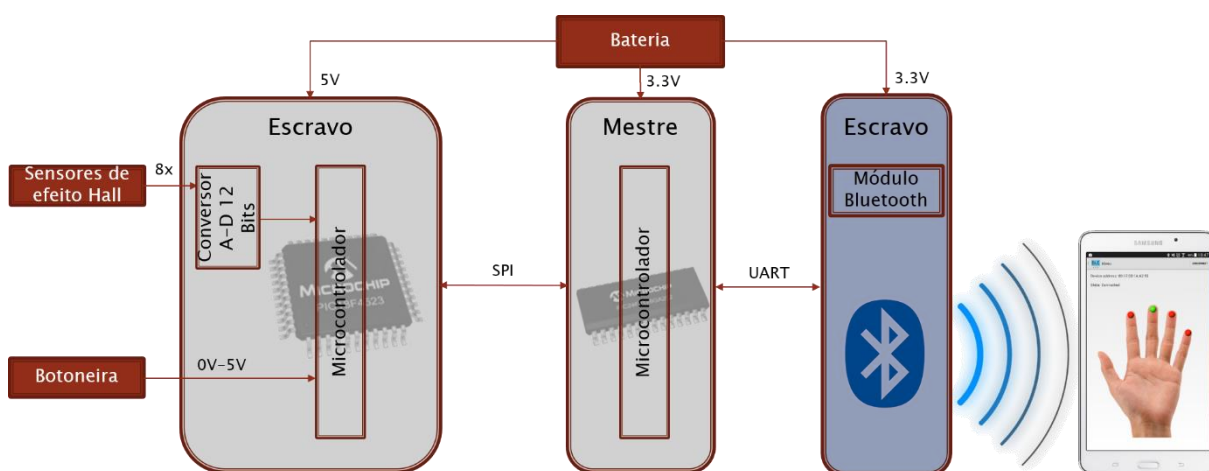


Figura 4.1 - Arquitetura do sistema.

Como microcontrolador mestre foi escolhido o PIC24FJ128GA202, que disponibiliza um periférico de comunicação *UART* necessário à integração com o módulo de comunicação *Bluetooth* RN4020, bem como uma comunicação *SPI* para ligação ao microcontrolador escravo.

Por sua vez, o microcontrolador escravo, PIC18F4523, disponibiliza um conversor A/D de 12bits, utilizado para a leitura dos oito sinais dos sensores de efeito de Hall. Apesar de necessitar de uma alimentação de 5V, enquanto o microcontrolador mestre utiliza uma alimentação de 3,3V, a comunicação *SPI* é assegurada sem a necessidade de circuitos adicionais graças à existência de portas tolerantes a 5V no microcontrolador mestre.

Assim, facilmente se conclui que o uso de duas tensões de alimentação distintas deve-se ao facto dos sensores e do módulo *Bluetooth*, que são elementos essenciais ao sistema, requererem tensões de alimentação diferentes: respetivamente 5V e 3,3V.

Inicialmente, toda a eletrónica foi implementada numa placa de teste (*breadboard*), representada na Figura 4.2 e, permitiu verificar o funcionamento e montagem dos vários componentes utilizados. Foram dispostos e testados na placa diferentes componentes e soluções com encapsulamento (*PDIP*). A implementação em placa de teste também permitiu configurar e testar as comunicações *SPI* e *UART* com o recurso a um LCD e interface *UART* para computador. No Anexo B é apresentado o desenho esquemático do circuito eletrónico implementado na luva e, também, é apresentada a lista de componentes e custo total de reprodução da eletrónica, implementada numa placa de circuito impresso (*PCB*).

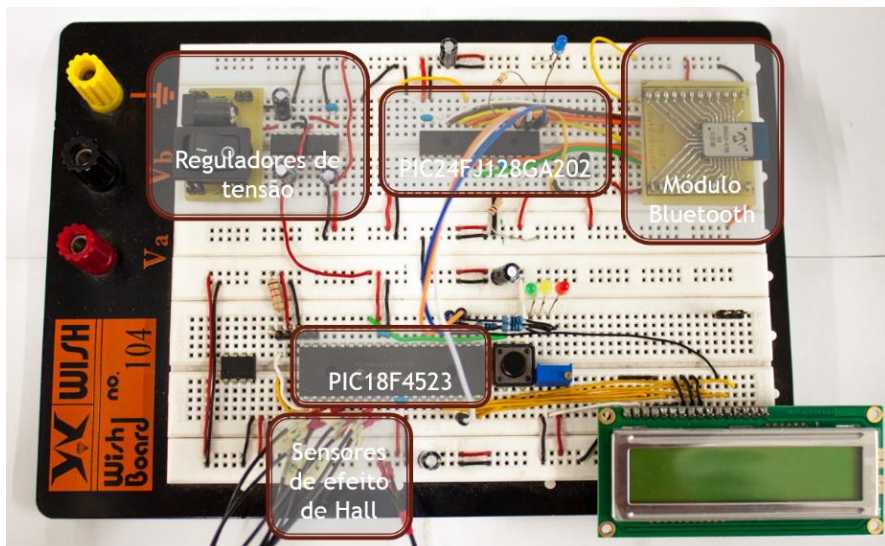


Figura 4.2 - Placa de teste implementada.

Testes de consumo permitiram verificar que o sistema consome uma corrente de 73mA. Assim, o recurso a uma bateria de 9V com capacidade de carga de 200mAh, permite usar o dispositivo durante, aproximadamente, 2h e 30m.

4.2 Aquisição e Processamento dos Sinais dos Sensores

O sensor de efeito de Hall SS496A da Honeywell disponibiliza na saída um sinal compreendido entre 0 e 5V e 1.5mA. A sensibilidade do sensor é de 2,50 mV/G. Utilizando o microcontrolador PIC18F4523, com um conversor analógico digital com uma resolução de 12bits de 13 canais, obtém-se uma resolução de medição de 0,49 G, Equação (4.2). Os parâmetros do sistema de medição são adequados dado o contexto e a aplicação pretendida.

$$\text{Resolução}_{\text{Conversão}} = \frac{\text{Gama}}{2^{\text{Resolução}_{\text{Conversor}}}} \quad (4.1)$$

$$\text{Resolução}_{\text{Conversão}} = \frac{5 \times 10^3}{2^{12}} = 1,22\text{mV}$$

$$\text{Resolução}_{\text{Sistema}} = \frac{\text{Resolução}_{\text{Conversão}}}{\text{Sensibilidade}_{\text{Sensor}}} \quad (4.2)$$

$$\text{Resolução}_{\text{Sistema}} = \frac{1,22}{2,50} = 0,49\text{G}$$

Nos primeiros segundos após a inicialização do sistema, as primeiras medições dos sensores de efeito de Hall são utilizadas para ajustar uma referência de 0G. Para um campo magnético de densidade nula (0G), os sensores de efeito de Hall apresentam um valor típico na saída de $2,50 \pm 0,075\text{V}$ que na inicialização do sistema eletrónico são usados como referência. Como cada um dos oito sensores de efeito de Hall não tem um valor de referência exatamente igual, é necessário ajustar o valor de referência de cada um dos sensores para tornar possível a comparação dos sinais obtidos. Assim, os sinais são adquiridos, filtrados digitalmente e ajustados de forma a terem uma referência comum. A referência é ajustada digitalmente para o valor de 0, calculando-se, breves instantes após a inicialização do sistema, o *offset* que resultada da conversão do sensor na presença de um campo magnético nulo - representado na Equação (4.3).

$$\text{Offset}_{\text{Sensor } i} = 0 - \text{Input}_{\text{Sensor } i @ 0\text{G}} \quad (4.3)$$

É, por este motivo, muito importante afastar, dos sensores de efeito de Hall, o polegar ou qualquer outra fonte de campos magnéticos, durante a inicialização do sistema eletrónico, sob pena de influenciar o processo de configuração. Depois disto, conforme representado na Equação (4.4), todos os valores resultados da conversão desse sensor são somados ao valor do *offset*, definido na inicialização do sistema. Desta forma é garantida a referência de todos os sensores a 0 quando sobre estes atua uma densidade de fluxo magnético nula (0G).

$$\text{Valor}_{\text{Sensor } i} = \text{Input}_{\text{Sensor } i} + \text{Offset}_{\text{Sensor } i} \quad (4.4)$$

A deteção da aproximação do polegar a um dedo é definida em função do valor da intensidade do campo magnético lido pelo sensor de Hall. São definidos dois níveis de densidade que permitem identificar 3 zonas de funcionamento, representados na Figura 4.3. Assim, para valores de densidade de campo magnético compreendido entre 0 e 20G é identificada a zona correspondente a uma posição afastada. Para valores entre 20 e 113G é identificada a situação em que os dedos se encontram próximos e para valores superiores a 113G é considerado que os

dedos se encontram em contacto. Os intervalos de funcionamento foram definidos experimentalmente após a conceção da luva. No gráfico são apresentados os níveis afastado, próximo e contacto, respetivamente, através das cores vermelho, amarelo e verde.

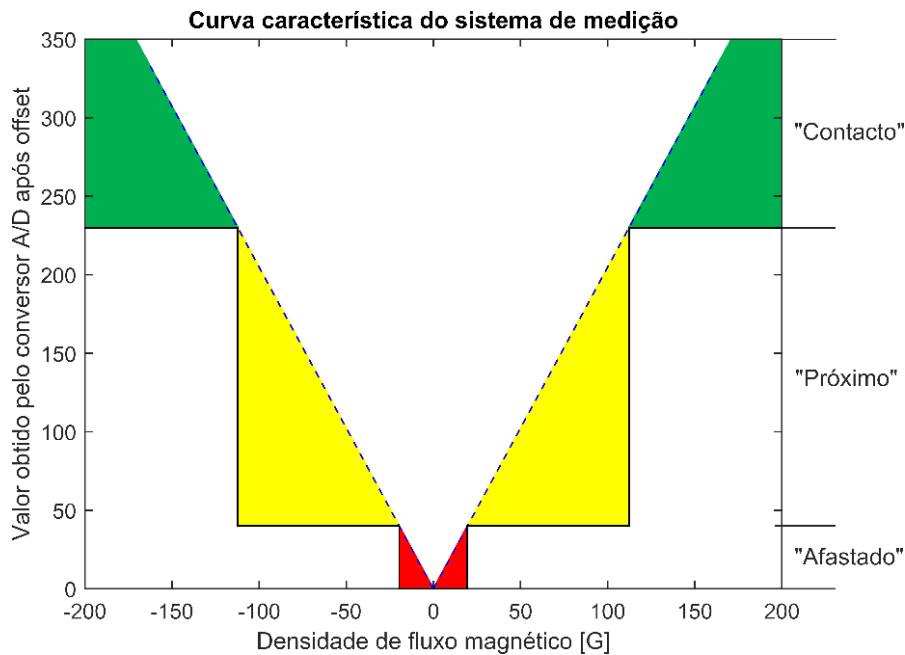


Figura 4.3 – Curva característica do sistema de medição após processamento do sinal.

A definição dos dois níveis de densidade do campo magnético, que permitem estabelecer os três níveis de proximidade entre o polegar e os dedos (afastado, próximo e contacto), podem ser alterados de modo a ser ajustado às diferentes dimensões da mão e espessuras do polegar que variam entre pacientes.

A utilização de um nível de densidade de campo magnético para comutar o estado de deteção de proximidade leva a que possam ocorrer múltiplas transições em torno do valor escolhido. Assim, para minimizar este efeito é introduzida uma histerese no nível de comutação do estado de proximidade. Este processo passou por definir, para cada transição entre dois estados, um intervalo de comutação de 10G, conforme representado na Figura 4.4, e que também permite posterior ajuste. O sentido do campo magnético não é relevante para a deteção do movimento de aposição do polegar devido ao facto do sensor de efeito de Hall apenas ser usado numa das suas superfícies e não ser objetivo do dispositivo detetar o movimento de aposição do polegar atrás dos dedos sensorizados. Assim, depois do sinal do sensor ser convertido e ajustado à referência, é usado o valor absoluto para definir o nível de deteção.

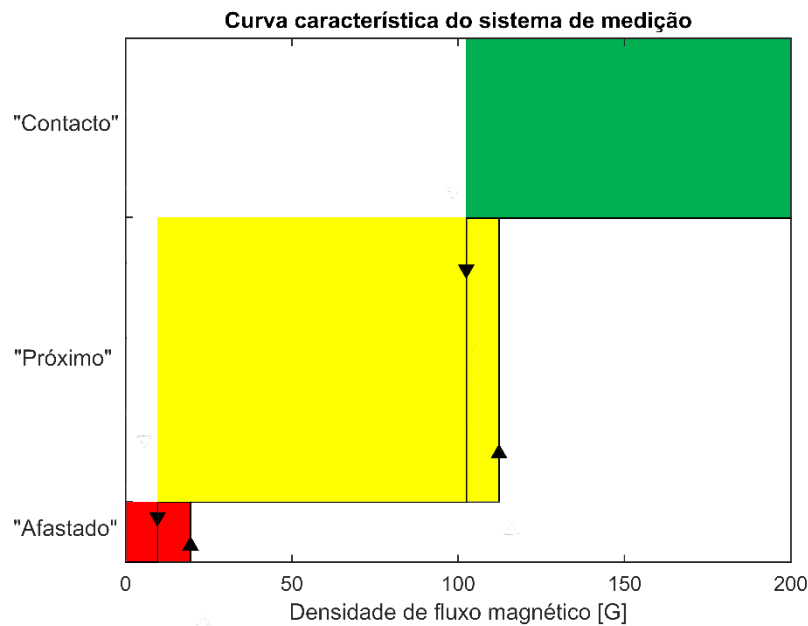


Figura 4.4 - Comutação dos níveis de detecção com histerese.

4.3 Programação das Comunicações e Controlo do Módulo *Bluetooth*

Na arquitetura do sistema de aquisição desenvolvido, a comunicação entre os microcontroladores e o módulo *Bluetooth* é um requisito fundamental.

O microcontrolador escravo, responsável pela aquisição dos sinais analógicos dos sensores de efeito de Hall, comunica com o microcontrolador mestre por uma ligação *SPI*, realizada a uma frequência de 4MHz. Como se trata de uma comunicação série síncrona, não é prevista a verificação de erros. Por essa razão, implementou-se o envio de um byte de teste que, caso não seja corretamente comunicado, interrompe a comunicação *SPI*.

A informação analógica dos oito sensores é processada no microcontrolador escravo, podendo tomar um de três valores possíveis. Assim, para codificar a informação dos quatro dedos a transmitir ao microcontrolador mestre, apenas é necessário um único byte, pois são utilizados dois bits para a informação de proximidade de cada um dos quatro dedos relativamente ao polegar. Na Tabela 6 é apresentada a codificação utilizada, onde o 1º, 2º, 3º e 4º dedos correspondem, respetivamente, à informação dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo.

Tabela 6 – Codificação utilizada num byte da comunicação SPI.

4D1	4D0	3D1	3D0	2D1	2D0	1D1	1D0
bit 7							bit 0

- bit 7-6 **4D<1:0>**: 4º Dedo
 00 = -
 01 = Afastado
 10 = Próximo
 11 = Contacto
- bit 5-4 **3D<1:0>**: 3º Dedo
 00 = -
 01 = Afastado
 10 = Próximo
 11 = Contacto
- bit 3-2 **2D<1:0>**: 2º Dedo
 00 = -
 01 = Afastado
 10 = Próximo
 11 = Contacto
- bit 1-0 **1D<1:0>**: 1º Dedo
 00 = -
 01 = Afastado
 10 = Próximo
 11 = Contacto

A comunicação entre o microcontrolador mestre e o módulo de *Bluetooth*, utilizado para a ligação ao dispositivo externo, estabelece-se por *UART*. A comunicação *UART* é uma comunicação série assíncrona, que permite controlar o módulo *Bluetooth* RN4020 através de comandos em código *ASCII*. O microcontrolador mestre, que recebe os dados por *SPI*, estabelece a comunicação com o módulo *Bluetooth* escravo. O microcontrolador mestre é programado para que, em cada ciclo da rotina principal, receba, por *SPI*, a informação do estado dos 4 dedos e a envie para o módulo *Bluetooth*. Antes de se utilizar o sistema, é necessário configurar o módulo *Bluetooth*, sendo que para tal é utilizada a sequência de comandos apresentada na Tabela 7.

Tabela 7 - Sequência de comandos para a configuração do módulo *Bluetooth*.

Passo	Comando	Descrição
1	SF,1	//Reset de fábrica
2	SR,20000000	//Define o dispositivo como periférico e automaticamente começa a anunciar
3	SN,LUVA	//Define o nome do dispositivo
4	SS,C0000001	//Seleção dos serviços: Informação do dispositivo; Bateria; Serviço privado definido pelo utilizador
5	PZ	//Apaga as configurações dos serviços e características privadas
6	PS,ec4bf189b22a4e42a9d413263f0b5334	//Define um serviço privado através de um <i>UUID</i>
7	PC,c86df058d5ad4f5f810539566dfb55b3,32,01	//Define uma característica privada através de um <i>UUID</i> , as suas propriedades e tamanho máximo em bytes
8	U	//Desemparelha as ligações
9	R,1	//Reinicia o módulo
10	+	//Ativa o eco
11	LS	//Apresenta a lista de serviços do cliente e do servidor

Depois de configurado, o módulo está pronto para estabelecer a comunicação *Bluetooth*. Para comunicar os valores para o dispositivo é necessário enviar os bytes, a comunicar na característica pretendida, através dos comandos SUW, <característica>, <HEX Byte> ou SUR, <Característica> para escrita ou leitura, respetivamente.

4.4 Conclusão

O sistema eletrónico é responsável pela aquisição, processamento e comunicação dos sinais recebidos pelos sensores de efeito de Hall implementados na luva.

O sistema utiliza dois microcontroladores, uma antena *Bluetooth* e uma bateria que, integrados com outros componentes eletrónicos, garantem o funcionamento do sistema. O sinal adquirido é processado digitalmente, sendo definidos três níveis de deteção da aproximação do polegar aos restantes dedos. Posteriormente, o valor detetado em cada dedo é enviado para o dispositivo móvel através de comunicação *Bluetooth* 4.0.

Todo o sistema é alimentado por uma bateria de 9V e apresenta um consumo reduzido, tornando a luva um dispositivo portátil e sem fios, adequada para comunicar com dispositivos móveis.

5 Desenvolvimento da Aplicação para Dispositivo Móvel e da Prova de Conceito da Luva

A vulgarização dos dispositivos móveis permitiu, ao longo dos últimos anos, melhorar e revolucionar os sistemas de comunicação, o acesso à *internet*, os serviços de localização e o consumo de multimédia. De acordo com um estudo realizado pela *Ericsson* [46], atualmente *smartphones* e *tablets* são os dispositivos eletrónicos mais comercializados, devido ao acesso instantâneo e prático à rede, substituindo, em algumas situações, os computadores. O mesmo estudo acrescenta que muitas aplicações focadas nas atividades e tarefas diárias têm sido integradas no quotidiano dos utilizadores. Tais aplicações inserem-se nas áreas do desporto e ginástica, controlo de calorias, entretenimento, jogos e outros interesses específicos. A chave do sucesso deve-se à interação entre o utilizador, o dispositivo e a nuvem, permitindo uma comunicação entre serviços e tornando-os cada vez mais usados e requisitados pelas pessoas.

Neste contexto surge a necessidade e pertinência da implementação de uma aplicação para dispositivos *Android* do sistema desenvolvido no presente projeto. A aplicação tem como objetivo primordial ligar a luva desenvolvida neste trabalho e monitorizar a posição relativa entre o polegar e cada dedo.

A aplicação deve dispor de uma interface de utilizador simples e de fácil configuração. Entendeu-se que o recurso a imagens promoverá maior interatividade.

Também foi elaborado um projeto do sistema em circuito impresso e de uma caixa para alojar toda a eletrónica do sistema, reduzindo-se significativamente o atravancamento da luva. São apresentados alguns cuidados a ter no manuseamento com os magnetos por parte de pessoas portadoras de *pacemakers* e da aproximação a objetos e dispositivos sensíveis a campos magnéticos.

O capítulo termina com uma análise do custo de reprodução da luva e comparação das funcionalidades face às soluções disponíveis no mercado.

5.1 Comunicação *Bluetooth*

A aplicação desenvolvida para um dispositivo móvel dotado de sistema operativo *Android* necessita de comunicar com a eletrónica disponível na luva por *Bluetooth*. O protocolo de comunicação *Bluetooth* tem vindo a ser desenvolvido, existindo diversas versões. O *Bluetooth 4.1* é uma comunicação que surgiu em 2013 de forma a satisfazer o conceito “*Internet of Things*”, mas as versões anteriores foram cruciais para as potencialidades desta versão. Com a introdução do *Bluetooth 3.0* houve a integração do padrão de comunicação IEEE 802.11, e com isto uma velocidade superior que o seu antecessor, *Bluetooth 2.0* [47]. A comunicação *Bluetooth 4.0* é

caracterizado pelo significativo baixo consumo energético, garantindo velocidades de transferência até 1mb/s, e, em termos de segurança, pela função de criptografia de 128bits. Foi com a introdução do *Bluetooth* 4.0, também conhecido como *Bluetooth LE*, que se tornou possível a conceção de dispositivos, com comunicações *Bluetooth*, de pequenas dimensões e peso com aplicações no desporto [48].

Dadas as características previamente supracitadas, o *Bluetooth LE* é o tipo de comunicação sem fios selecionada para enviar os dados provenientes dos sensores implementados na luva para o dispositivo móvel utilizado como interface do sistema.

Do lado dos dispositivos móveis, os fabricantes têm vindo a disponibilizar este tipo de interface de comunicação. O suporte à recente tecnologia de comunicação *Bluetooth LE* foi introduzida na plataforma *Android* 4.3 (*API* nível 18). Em Julho de 2015, estimava-se que 56,8% dos dispositivos *Android* em funcionamento tinham uma versão igual ou superior à 4.3 (*API* 18) [49] e que, conseqüentemente, suportavam a comunicação *Bluetooth LE*. Tal incentivou o desenvolvimento da aplicação na versão 4.3 do sistema operativo *Android*, de forma a ser suportada pelo maior número possível de dispositivos móveis.

Numa comunicação *Bluetooth* entre dois dispositivos é adotada uma arquitetura de cliente/servidor, funcionando um dos dispositivos como escravo e outro como mestre. No presente sistema, o módulo *Bluetooth* existente na luva funciona como servidor/escravo, sendo que o dispositivo móvel é o cliente/mestre, Figura 5.1.



Figura 5.1 - Arquitetura da comunicação *Bluetooth*.

Para que os dispositivos possam comunicar, existe a necessidade de efetuar um emparelhamento. Este processo requer que ambos os dispositivos, cliente e servidor, estejam ligados e fisicamente próximos por forma a serem detetados.

No emparelhamento, os dispositivos passam por dois momentos distintos. O primeiro é composto pelo anúncio (*advertising*), em que o dispositivo escravo espera uma ligação. Durante esse período, o dispositivo escravo está visível a todos os dispositivos mestres que, no mesmo instante, procurarem outros dispositivos (representado na Figura 5.2). Normalmente o mestre é um *smartphone*, *tablet* ou computador.

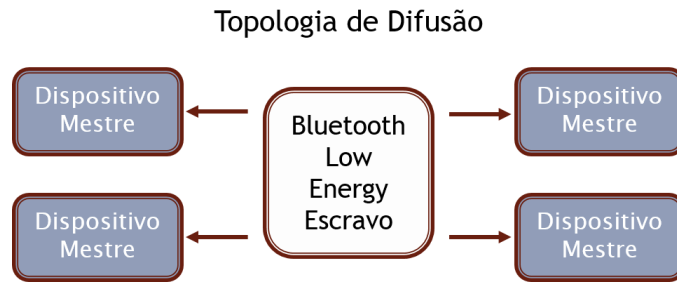


Figura 5.2 - Topologia de difusão do Bluetooth LE.

O segundo momento de emparelhamento ocorre quando o dispositivo mestre se liga ao escravo. A partir desse instante, estabelece-se uma relação cliente/servidor onde o cliente, que normalmente é o dispositivo mestre, solicita dados fornecidos pelo servidor, Figura 5.3.

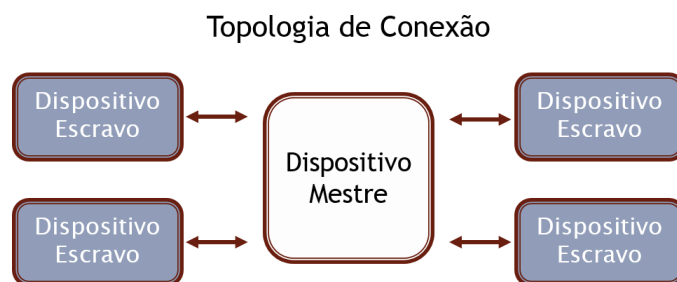


Figura 5.3 - Topologia de conexão do *Bluetooth LE*.

A comunicação *Bluetooth* utiliza, para a troca de informação, uma estruturação conhecida por *GATT*. O *GATT* [50, 51] define a forma como são enviadas e recebidas partes de informação definidas como atributos. A especificação *GATT* do *Bluetooth Low Energy* baseia-se no protocolo *ATT*, onde os atributos são compostos por serviços e características. Assim, a estrutura *GATT* permite a implementação de um ou mais perfis, compostos por serviços e características, conforme representado na Figura 5.4.

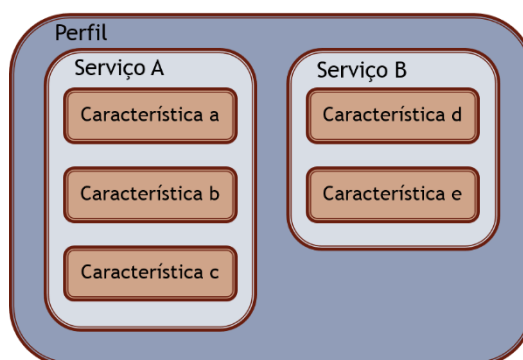


Figura 5.4 - Representação da estrutura *GATT*.

A característica é o recurso mais elementar do conceito *GATT* e é utilizado para guardar o valor a comunicar. Por outro lado um serviço é composto por uma ou mais características que, juntas, representam entidades lógicas do serviço. De forma a elucidar, e a título de exemplo, pode-se ter um serviço chamado “Monitorização da frequência cardíaca” e ele incluir a característica “Medição da frequência cardíaca”. Cada serviço e característica têm uma identificação

numérica única que pode ser de 16-bit (para os serviços e características previstos no protocolo) ou de 128-bit (para os serviços e características privadas).

5.2 Programação da Aplicação em Plataforma *Android*

Na comunicação, o módulo *Bluetooth* da luva é responsável por fornecer os valores da deteção da aproximação de cada dedo da mão, enquanto o dispositivo móvel tem a função de ler esses valores sempre que haja uma alteração. Assim, o módulo *Bluetooth* é o servidor e o escravo da comunicação e o dispositivo móvel é o cliente e mestre.

Para o desenvolvimento da aplicação recorreu-se ao *Android Studio* - ambiente integrado de desenvolvimento oficial para a plataforma *Android*. Definiu-se um serviço e característica privada para a comunicação dos dados da luva, com os nomes “*PRIVATE_GLOVE_SERVICE*” e “*LED_COLOR*”, respetivamente, e os UUID apresentados no capítulo 4 na configuração do módulo *Bluetooth*. A característica privada também foi adicionada à função “*setCharacteristicNotification*” de modo a permitir ao cliente receber as notificações de atualização da característica e requerer, posteriormente, os novos valores ao servidor.

O programa de desenvolvimento *Android Studio* permitiu também o *debug* da aplicação. Utilizou-se um dispositivo móvel Samsung Tab4, com um ecrã de 7.0” e com o sistema operativo *Android* 4.4.2, que, aliado a outras funcionalidades disponíveis no *Android Studio*, foram essenciais para progredir no desenvolvimento e teste da aplicação.

A interface permite exibir as oitenta e uma combinações de aproximações distintas graças à individualidade dos canais de aquisição dos sinais dos sensores e ao recurso de várias imagens.

Para esse efeito, após ocorrer a comunicação e atualização dos dados, foi desenvolvida uma função para descodificar a informação proveniente da comunicação que contém os valores de deteção de cada dedo e que guarda os diversos valores em variáveis distintas.

Para representar os valores da deteção recorreu-se a uma imagem da palma da mão, colocando-se sobre a ponta dos dedos pequenos círculos que podem apresentar quatro cores distintas: o círculo vermelho significa que o polegar se encontra afastado e corresponde à codificação binária 01; o círculo amarelo indica a aproximação do polegar ao dedo e é codificado por 11; o círculo verde representa o toque dos dedos e tem o valor binário 10. A cor cinzenta está associada à codificação binária 00 e surge apenas em caso de erro ou falha na comunicação entre a luva e o dispositivo móvel. As imagens foram recortadas conforme representado na Figura 5.5 e na interface apenas são atualizadas as quatro imagens referentes às pontas dos dedos.

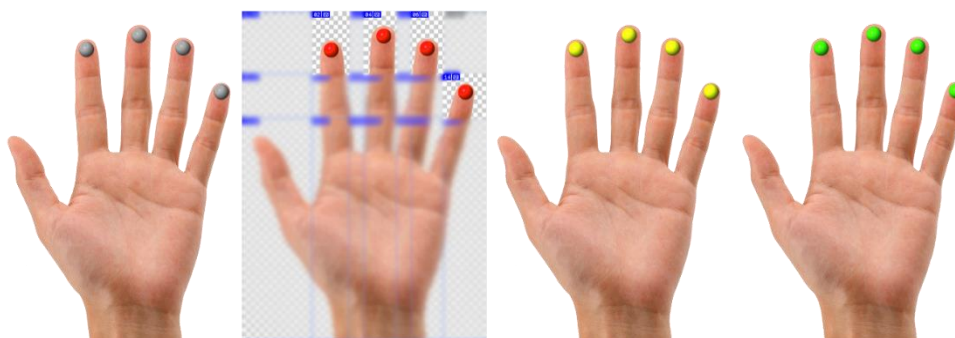


Figura 5.5 - Imagens adotadas para a interface.

A luva aliada à aplicação desenvolvida em plataforma *Android* permite a monitorização e execução de rotinas/exercícios para a mão humana. Ao abrir a aplicação, caso o *Bluetooth* do dispositivo móvel se encontre desativado, será necessário permitir a ligação do *Bluetooth* no dispositivo *Android*. Posteriormente o dispositivo faz uma procura dos dispositivos *Bluetooth* ativos na área e apresenta uma lista dos detetados na tela de procura, representada na Figura 5.6.

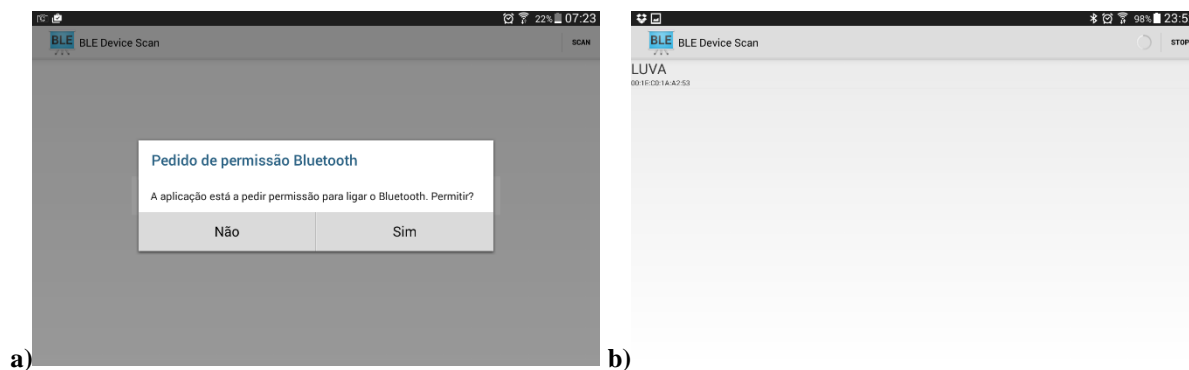


Figura 5.6 – Tela inicial da aplicação: a) pedido de permissão Bluetooth; b) tela de procura dos dispositivos *Bluetooth*.

Ao clicar no dispositivo correspondente, surge uma nova janela com o endereço do módulo *Bluetooth* implementado na luva, uma indicação do estado da comunicação e com a imagem de monitorização dinâmica da palma da mão – representado na Figura 5.7. Nesta janela é possível selecionar a mão a monitorizar através de um interruptor biestável com as indicações “*Left Hand*” e “*Right Hand*”. Também é possível executar um exercício demonstrativo dedicado à mão clicando no botão “*Exercise*”. A qualquer momento é possível quebrar a comunicação entre os dispositivos retrocedendo ou clicando em “*DISCONNECT*” através de um clique num dos cantos superior, respetivamente, esquerdo ou direito da tela do dispositivo.

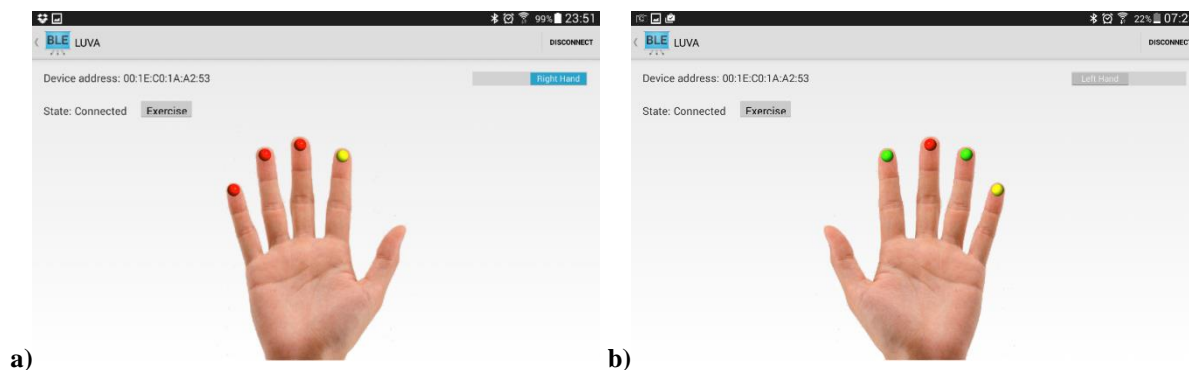


Figura 5.7 - Tela principal da aplicação da luva com a representação da: a) palma da mão direita; b) palma da mão esquerda

Com o objetivo de demonstrar as potencialidades da luva, implementou-se um exercício de treino da mão na aplicação. O objetivo do exercício é tocar com o polegar no dedo sinalizado na tela do dispositivo móvel. Cada vez que é detetado o toque no dedo sinalizado é sinalizado outro dedo da mão e um contador de toques é incrementado. A tela do exercício está representada na Figura 5.8.

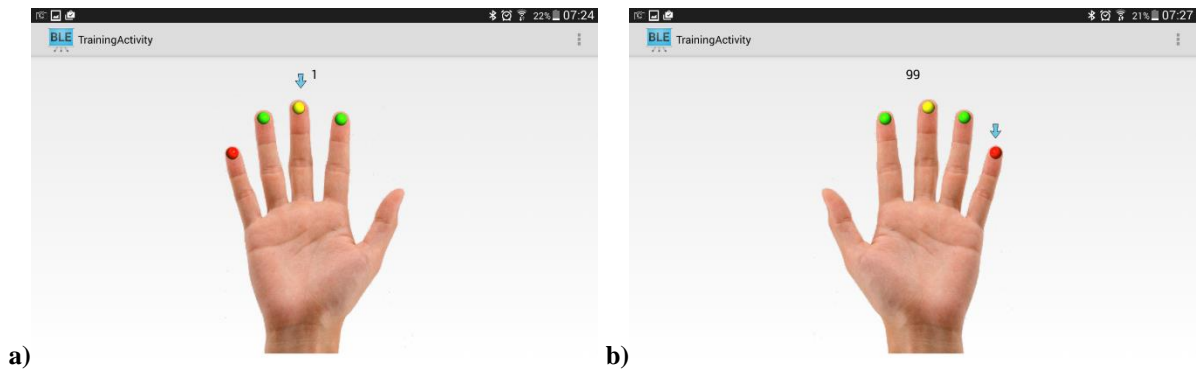


Figura 5.8 - Tela da rotina de exercício da: a) mão direita; b) mão esquerda.

Na Figura 5.9 é apresentada a prova de conceito da luva que inclui a aplicação *Android* desenvolvida.



Figura 5.9 - Prova de conceito da luva ligada à aplicação *Android* por comunicação *Bluetooth*.

5.3 Projeto da Unidade de Acondicionamento da Eletrónica

A eletrónica implementada em placa de teste foi desenhada e reproduzida numa placa de circuito impresso (*PCB*) com recurso ao *software EAGLE*. A *PCB* é de dupla face e apresenta um atravancamento reduzido de 50x50mm - Figura 5.10.

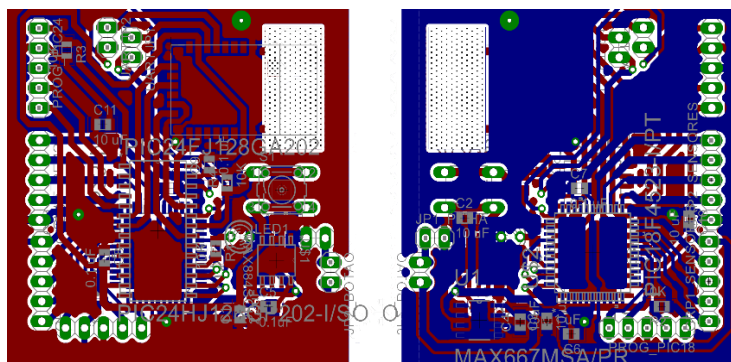


Figura 5.10 - Projeto da placa de circuito impresso de dupla face da luva.

De forma a alojar toda a eletrónica projetou-se uma caixa que pode, facilmente, ser impressa numa impressora 3D. Esta tem um atravancamento de 63x67x40mm, podendo ser suportada pelo pulso do paciente. Nesta pequena unidade será alojada uma bateria de 9V, uma botoneira monoestável para reiniciar e uma botoneira biestável responsável por ligar e desligar todo o sistema - representados na Figura 5.11 a), na forma de um modelo CAD 3D. A elaboração do modelo CAD 3D dos elementos que compõe o sistema eletrónico da luva permitiu, sem a necessidade de materializar a placa de circuito impresso, prever e organizar o posicionamento dos

componentes eletrónicos e, assim, projetar a caixa de alojamento da eletrónica, Figura 5.11 b) e c).

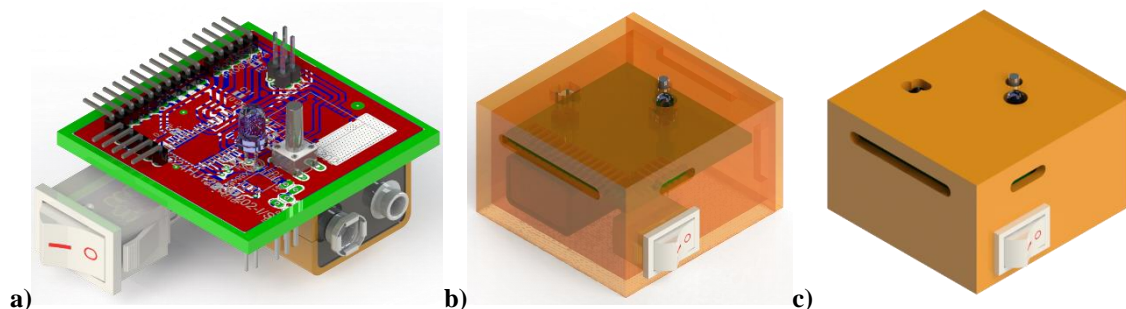


Figura 5.11 – Modelos CAD 3D: a) elementos que compõem o sistema eletrónico da luva; b) e c) caixa de alojamento da eletrónica do sistema.

5.4 Conclusão

A comunicação *Bluetooth Low Energy* permitiu a implementação de uma comunicação de baixo consumo energético e que facilitou a criação de uma luva portátil para a reabilitação da mão.

O uso de um dispositivo móvel como interface para o utilizador permite que o sistema desenvolvido tenha um custo mais reduzido, uma vez que a alternativa seria desenvolver uma interface gráfica portátil dedicada à necessidade do trabalho. A capacidade de processamento, a globalização e o crescente uso destes dispositivos por parte das pessoas, tornam-na numa ferramenta ideal para o desenvolvimento deste género de aplicações onde os recursos e possibilidades de interação com o utilizador e a nuvem são tendencialmente crescentes.

A aplicação desenvolvida pretende demonstrar as potencialidades e características singulares da luva. O recurso aos dispositivos móveis *Android* permite dispor de uma série de sensores integrados no aparelho, elevada capacidade de processamento, meios de comunicação e de uma interface gráfica de utilização acessível e interativa. Com tais ferramentas e com o desenvolvimento constante da plataforma *Android*, é possível melhorar e acrescentar funcionalidades à aplicação com vista a integração e adaptabilidade, da luva, pertinente, para o utilizador e para o contexto.

A luva apresenta um custo aproximado de produção de 160€ e os dados para esta estimativa estão apresentados no Anexo B. O valor referido não inclui o preço do dispositivo móvel. Atualmente os dispositivos móveis *Android* são vulgares e no mercado encontram-se a preços competitivos, sendo possível, à data, adquirir uma *tablet* de 7” e compatível com o *Bluetooth LE* a partir de 80€.

O preço reduzido, de produção da prova de conceito da luva, pode permitir a sua ampla utilização. A luva concebida é dedicada à avaliação da capacidade de aposição do polegar com os restantes dedos da mão mas, é possível, introduzir novos sensores e, dessa forma, aumentar as potencialidades da luva para satisfazer outras necessidades da área da reabilitação.

O manuseamento deste dispositivo deve respeitar algumas precauções pois integra um conjunto de magnetos. De facto, os pacientes que possuem *pacemaker* devem também manter uma distância de segurança nunca inferior a 300mm entre o polegar e o *pacemaker* [52]. Outros

dispositivos e objetos sensíveis a campos magnéticos como cartões magnéticos, discos rígidos, câmaras, relógios mecânicos e chaves de veículos deverão ser mantidos afastados da luva.

Esta luva, como qualquer outro dispositivo contendo pequenos componentes, não deve estar ao alcance das crianças.

6 Conclusões e Trabalhos Futuros

O trabalho realizado cumpriu todos os objetivos inicialmente propostos. Isto é, conceber uma luva sensorizada para avaliação da aposição do polegar, capaz de comunicar sem fios com dispositivos móveis e, permitir ainda a realização de tarefas complementares, como o recurso a simulações de efeitos eletromagnéticos, que possibilitaram o aumento das capacidades e funcionalidades da luva.

É notável a falta de soluções específicas e de custo reduzido para se tornarem realmente úteis a necessidades básicas da área da reabilitação. A luva sensorizada concebida ao longo deste trabalho permite, através de uma solução a custo muito reduzido, detetar e avaliar a aposição do polegar aos dedos da mão encorajando, assim, os utilizadores a exercitar a mão lesionada através de exercícios desafiadores e estimulados por um dispositivo móvel. O equipamento poderá no futuro, devido ao seu baixo custo e potenciais funcionalidades, equipar os centros de reabilitação ou até ser adquirido pelos utentes para, ativamente, auxiliar o processo de recuperação.

A prova de conceito da luva resultou, antes de mais, de uma avaliação com profissionais da área e em seguida de um processo de ponderação das soluções existentes e de outras possibilidades. Finalmente, com base numa solução escolhida seguiu-se um processo iterativo de testes, desenvolvimentos e otimizações, quer a nível da sensorização quer a nível do posicionamento e escolha dos magnetos permanentes usados na deteção de proximidade. Fez-se um estudo e simulações de fenómenos magnéticos de diversas configurações de magnetos de Neodímio para serem colocados sobre a unha do polegar, para que não interferissem nos diferentes movimentos de aposição do polegar/dedo que podem ocorrer na mão. A versão final do dispositivo de sensorização e deteção da proximidade da aposição do polegar é composta por uma configuração de três magnetos sobre a unha do polegar e dois sensores de efeito de Hall em cada um dos restantes dedos da mão. Tal permitiu melhorar a deteção da aproximação dos dedos em posições e orientações consideradas críticas.

Concebeu-se um sistema eletrónico, baseado em microcontroladores responsável por adquirir, processar e enviar o sinal para um dispositivo móvel, cuja eletrónica foi reproduzida numa placa de circuito impresso, tornando o sistema bastante compacto e leve. A integração de uma bateria permitiu o alojamento de todos os elementos numa caixa de pequenas dimensões, tornando a luva portátil, livre de fios e autónoma. A implementação do *Bluetooth 4.0 Low Energy* viabiliza um consumo energético reduzido e, dessa forma, o sistema apresenta uma autonomia de funcionamento de aproximadamente 2h e 30m.

A aplicação desenvolvida na plataforma *Android* 4.3 (*API* nível 18) permite a monitorização dos valores da deteção da aproximação do polegar aos restantes dedos da mão e a implementação de alguns exercícios dedicados à reabilitação. A aplicação pretende demonstrar as potencialidades da luva na área da reabilitação motora, demonstrando ser uma solução funcional e com potencial para auxiliar os pacientes nos seus programas de recuperação. Para uso de uma solução deste tipo cuja eficácia tem que passar por uma avaliação em ambiente de reabilitação, seria importante vir a desenvolver jogos que permitam entusiasmar o utilizador nos exercícios necessários.

No futuro é possível reproduzir a prova de conceito da luva por um custo aproximado de 160€. O valor estimado inclui a reprodução do sistema de sensorização e do sistema eletrónico numa placa de circuito impresso, alojado numa caixa impressa. O preço não inclui o dispositivo móvel *Android* necessário para a utilização da luva, mas este pode ser adquirido, a partir de 80€, nas lojas da especialidade.

6.1 Trabalhos Futuros

O trabalho realizado permitiu criar uma prova de conceito que embora funcional, ainda carece de evoluções e trabalhos futuros em vários aspetos:

- Ao nível do sistema eletrónico é importante:
 - Estudar as comunicações implementadas de modo a otimizar e reduzir as latências.
 - Estudar soluções alternativas de sensorização para a avaliação da capacidade de aposição do polegar;
- Ao nível da aplicação desenvolvida é importante criar outras funcionalidades de utilização e operação, nomeadamente:
 - Guardar e disponibilizar as informações de progresso do utilizador *online* de modo a esses dados serem acedidos, consultados e analisados por um terapeuta;
 - Introduzir exercícios de reabilitação ajustados às necessidades do utilizador;
 - Gravar e processar, de uma forma automática, o progresso do utilizador para posterior avaliação e recomendação de melhorias no programa de treino.

Referências e Bibliografia



- [1] F. C. C. Carneiro, "Desenvolvimento de um sistema de atuação e controlo para dedo de luva de reabilitação," Dissertação de Mestrado, FEUP, 2014.
- [2] R. P. Tavares, "Desenvolvimento de um dispositivo passivo para reabilitação motora de uma mão," Dissertação de Mestrado, Universidade do Porto, FEUP, 2014.
- [3] *Enciclopédia Médica Ilustrada para a Saúde da Família: Selecções do Reader's Digest*, 1984.
- [4] MinistérioDaSaúde. (2005, 27-02-15). *Reabilitação*. Available: <http://www.portaldasaude.pt/portal/conteudos/informacoes+uteis/reabilitacao/reabilitacao.htm>
- [5] A. S. Go, D. Mozaffarian, V. L. Roger, E. J. Benjamin, J. D. Berry, M. J. Blaha, *et al.*, "Heart disease and stroke statistics--2014 update: a report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 129, p. e28, 2014.
- [6] M. Mulas, M. Folgheraiter, and G. Gini, "An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation," in *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, 2005, pp. 371-374.
- [7] M. Nichols, N. Townsend, R. Luengo-Fernandez, J. Leal, A. Gray, P. Scarborough, *et al.*, "European cardiovascular disease statistics 2012," *European Heart Network, Brussels, European Society of Cardiology, Sophia Antipolis*, p. P104, 2012.
- [8] L. Diniz, "Neuroplasticidade na terapia de restrição e indução do movimento em pacientes com acidente vascular encefálico."
- [9] D. A. L. Lima. (2014). *Sequelas de AVC*. Available: <http://www.tuasaude.com/sequelas-de-avc/>
- [10] M.-P. Mahler, K. Zuger, K. Kaspar, A. Haefeli, W. Jenni, T. Leniger, *et al.*, "A cost analysis of the first year after stroke--Early triage and inpatient rehabilitation may reduce long term costs," *Swiss medical weekly*, vol. 138, pp. 459-465, 2008.
- [11] M. Merzenich, "Growing evidence of brain plasticity," in *TED2004*, ed. TED, 2004.
- [12] J. Taylor and K. Curran, "Glove-Based Technology in Hand Rehabilitation."
- [13] M. A. Dimyan and L. G. Cohen, "Neuroplasticity in the context of motor rehabilitation after stroke," *rehabilitation*, vol. 36, pp. 40-42, 2011.
- [14] H. M. d. S. Gaspar, "Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos," Universidade do Porto, 2010.
- [15] L. Dipietro, A. M. Sabatini, and P. Dario, "A Survey of Glove-Based Systems and Their Applications," *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, vol. 38, pp. 461-482, 2008.
- [16] D. J. Sturman and D. Zeltzer, "A survey of glove-based input," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 14, pp. 30-39, 1994.
- [17] J. L. Hernandez-Rebollar, N. Kyriakopoulos, and R. W. Lindeman, "The AcceleGlove: a whole-hand input device for virtual reality," in *ACM SIGGRAPH 2002 conference abstracts and applications*, 2002, pp. 259-259.

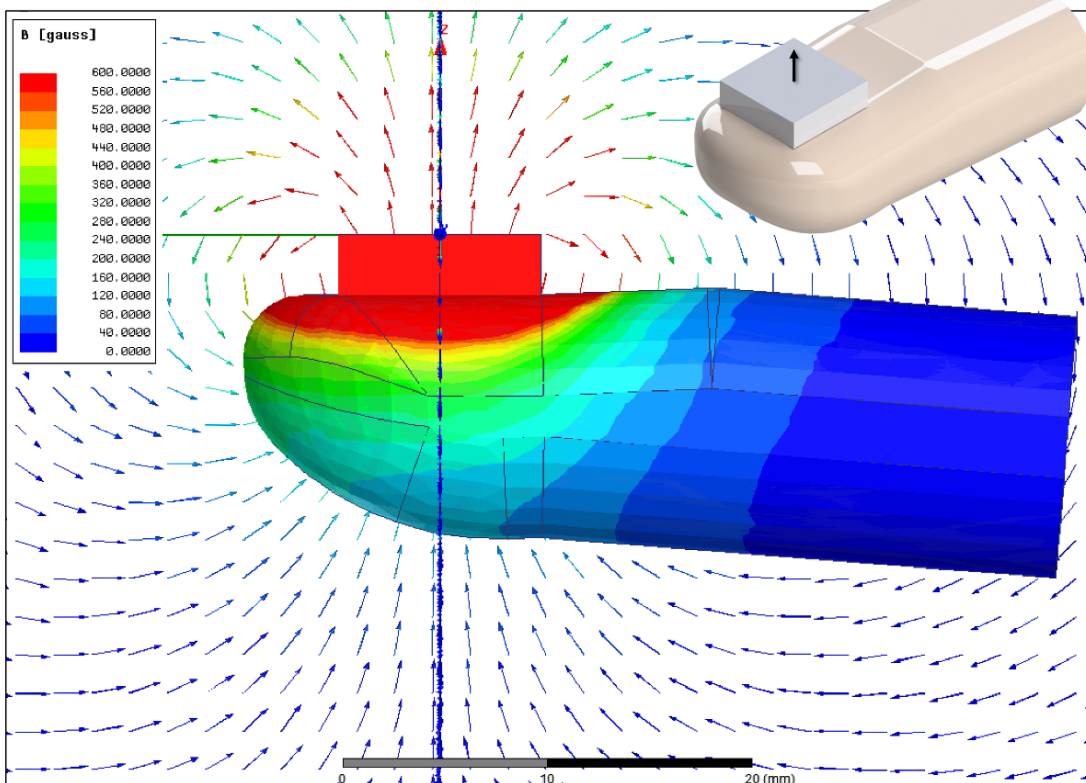
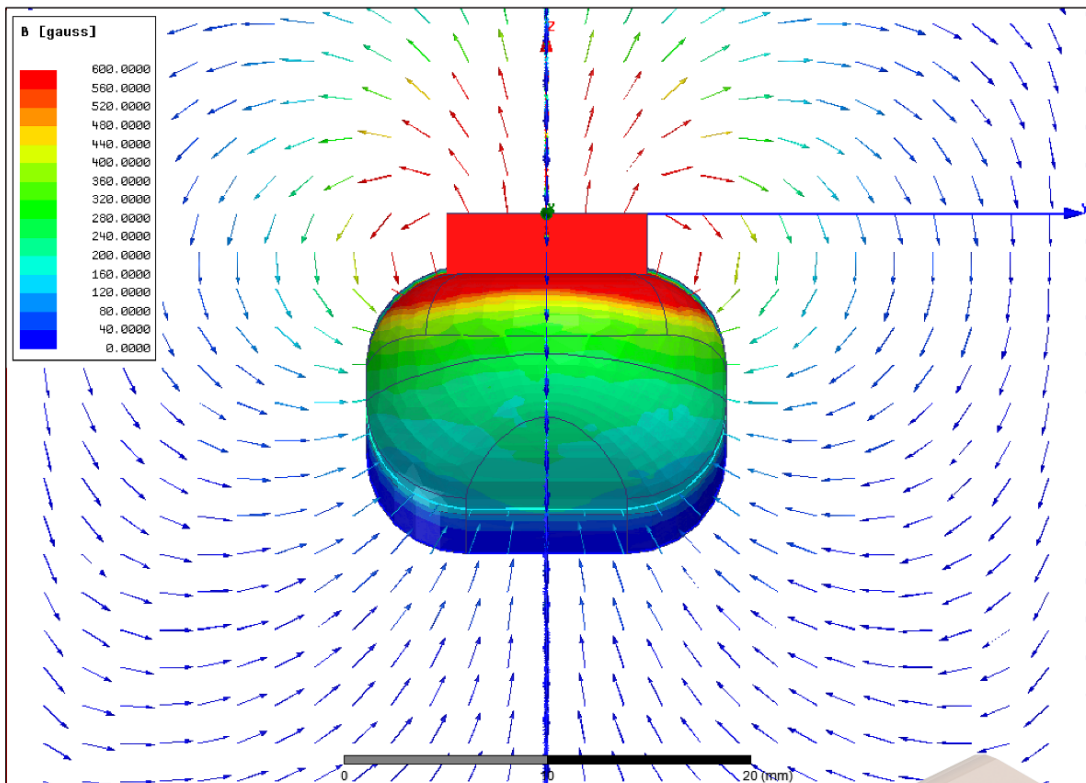
- [18] J. K. Perng, B. Fisher, S. Hollar, and K. S. Pister, "Acceleration sensing glove," in *2012 16th International Symposium on Wearable Computers*, 1999, pp. 178-178.
- [19] StretchSense. (25-03-15). *StretchSense - Wireless soft sensors made easy*. Available: <http://stretchsense.com/>
- [20] Humanware, "Humanglove Reproducing Hand Posture."
- [21] MediTouch. (23-03-2015). *MediTouch*. Available: <http://www.meditouch.co.il/en>
- [22] F. Hofmann and J. Henz, "The TU-Berlin Sensor Glove," *Tech. Univ. Berlin, Berlin, Germany, Tech. Rep*, 1995.
- [23] D. J. Sturman, "Whole-hand input," Massachusetts Institute of Technology, 1991.
- [24] 5DT. (15-4-2015). *5DT - Fifth Dimension Technologies*. Available: <http://www.5dt.com/>
- [25] Synertial. (2015, 13-04-15). *IGS-Glove 7, 12 & 15-Sensor Models*. Available: <http://www.synertial.com/products/glove-7-sensor/>
- [26] K. Li, I. M. Chen, S. H. Yeo, and C. K. Lim, "Development of finger-motion capturing device based on optical linear encoder," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 48, pp. 69-82, 2010.
- [27] CyberGloveSystemsLLC. (2010, 10-04-05). *Cyber Glove Systems*. Available: <http://www.cyberglovesystems.com/>
- [28] J. LaViola, "A survey of hand posture and gesture recognition techniques and technology," *Brown University, Providence, RI*, 1999.
- [29] C. Youngblut, R. E. Johnston, S. H. Nash, R. A. Wienclaw, and C. A. Will, "Review of Virtual Environment Interface Technology," DTIC Document 1996.
- [30] J. Middleton, G. Pande, and L. Jones, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2*: Taylor & Francis, 1999.
- [31] T. G. Zimmerman, "Optical flex sensor," ed: Google Patents, 1985.
- [32] S. Wise, W. Gardner, E. Sabelman, E. Valainis, Y. Wong, K. Glass, *et al.*, "Evaluation of a fiber optic glove for se-automated goniometric measurements," *J Rehabil Res Dev*, vol. 27, 1990.
- [33] C. T. Gentile, M. Wallace, T. D. Avalon, S. Goodman, R. Fuller, T. Hall, *et al.*, "Angular Displacement Sensors," 5,086,785, 1992.
- [34] MediTouch, "HandTutor Rehabilitation Device - Device user guide," 2006.
- [35] V. Protopappas, N. K. Malizos, A. Cohen, and A. Waterman, "Computer-based Hand Rehabilitation based on Augmented Feedback."
- [36] VirtualRealities. (2013, 13-04-2015). *IGS Glove*. Available: <http://www.vrealities.com/products/data-gloves/igs-glove>
- [37] TRACKLAB. (2013, 13-04-2015). *Glove Comparison Table*. Available: <http://tracklab.com.au/hand/inertial/igs-glove/260-hand/inertial/igs-glove/521-glove-comparison-table>
- [38] CyberGloveSystemsLLC, "CyberGlove III MoCap Glove System Brochure," 2010.
- [39] D. Jack, R. Boian, A. S. Merians, M. Tremaine, G. C. Burdea, S. V. Adamovich, *et al.*, "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 9, pp. 308-318, 2001.
- [40] InstitutoNewtonC.Braga. (2014, 10-04-2015). *Como funcionam os sensores de Efeito Hall (ART1050)*. Available: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/6640-como-funcionam-os-sensores-de-efeito-hall-art1050>
- [41] D. B. Pengra, J. Stoltenberg, R. V. Dyck, and O. Vilches, "The Hall Effect," University of Washington, Seattle, Washington 2015.

- [42] SuperMagnete. (2015, 13-04-2015). *Neodymium magnets: the super-strong ones*. Available: <http://www.supermagnete.de/eng/supermagnete-strong-neodymium-magnets>
- [43] J. Schmit. (2012, 10-06-2015). *Human Left Hand*. Available: <https://grabcad.com/library/human-left-hand>
- [44] N. Siauve, R. Scorretti, N. Burais, L. Nicolas, and A. Nicolas, "Electromagnetic fields and human body: a new challenge for the electromagnetic field computation," *COMPTEL - The international journal for computation and mathematics in electrical and electronic engineering*, vol. 22, pp. 457-469, 2003.
- [45] E. P. RIBEIRO, "Tomografia de susceptibilidade magnética com magnetômetro superconductor squid," PhD, Tese de Doutorado, PUC-RJ, Rio de Janeiro, 1996.
- [46] Ericsson, "FROM APPS TO EVERYDAY SITUATIONS– AN ERICSSON CONSUMER INSIGHT STUDY," 2011.
- [47] BluetoothSIG. (2015, 27-07-2015). *History of the Bluetooth Special Interest Group*. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/History-of-Bluetooth.aspx>
- [48] BluetoothSIG. (2015, 27-07-2015). *Bluetooth Smart Technology: Powering the Internet of Things*. Available: <http://www.bluetooth.com/Pages/Bluetooth-Smart.aspx>
- [49] AndroidDevelopers. (2015, 27-07-2015). *Dashboards*. Available: <http://developer.android.com/intl/zh-CN/about/dashboards/index.html>
- [50] AndroidDevelopers. (2015, 04-06-2015). *Bluetooth Low Energy*. Available: <https://developer.android.com/intl/zh-CN/guide/topics/connectivity/bluetooth-le.html>
- [51] AdaFruit. (2014, 04-06-2015). *Introduction to Bluetooth Low Energy*. Available: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy?view=all>
- [52] SuperMagnete. (2015, 24-05-2015). *NEODYMIUM magnets: Tips for safe handling*. Available: http://www.supermagnete.de/eng/safety_neodymium.php

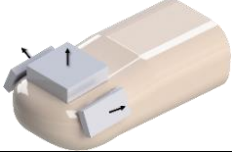
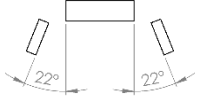
ANEXO A: Simulações das densidades de fluxo e orientação das linhas de campo magnético de diferentes configurações de magnetos.

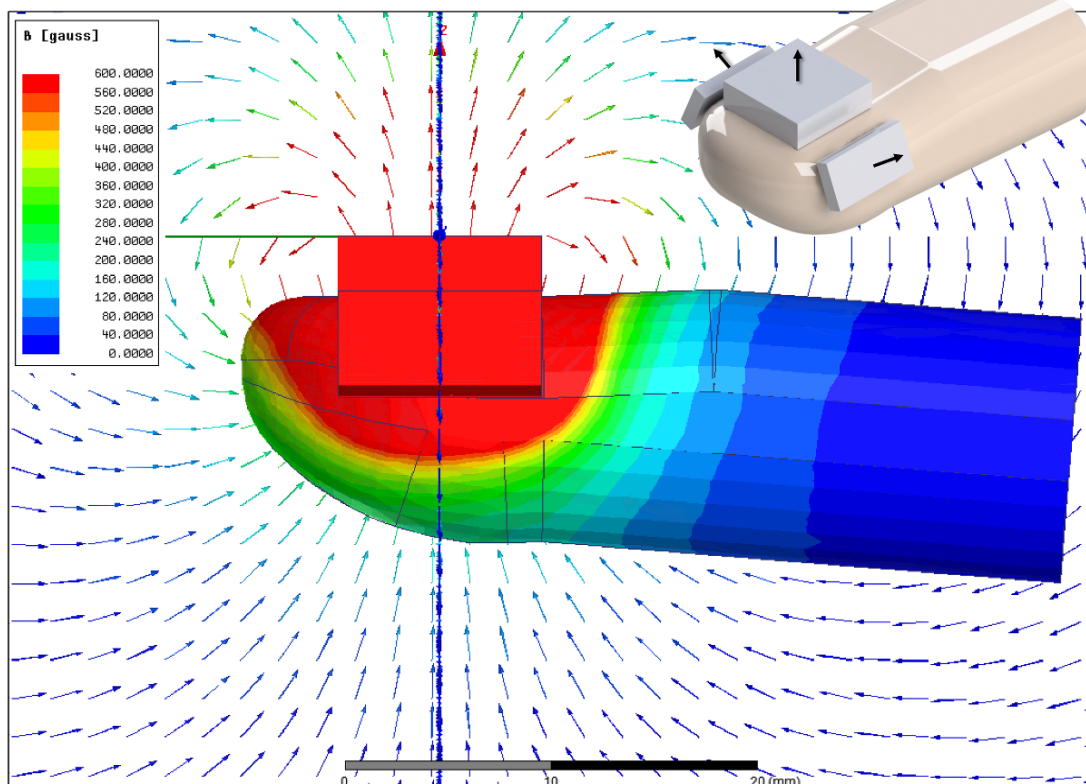
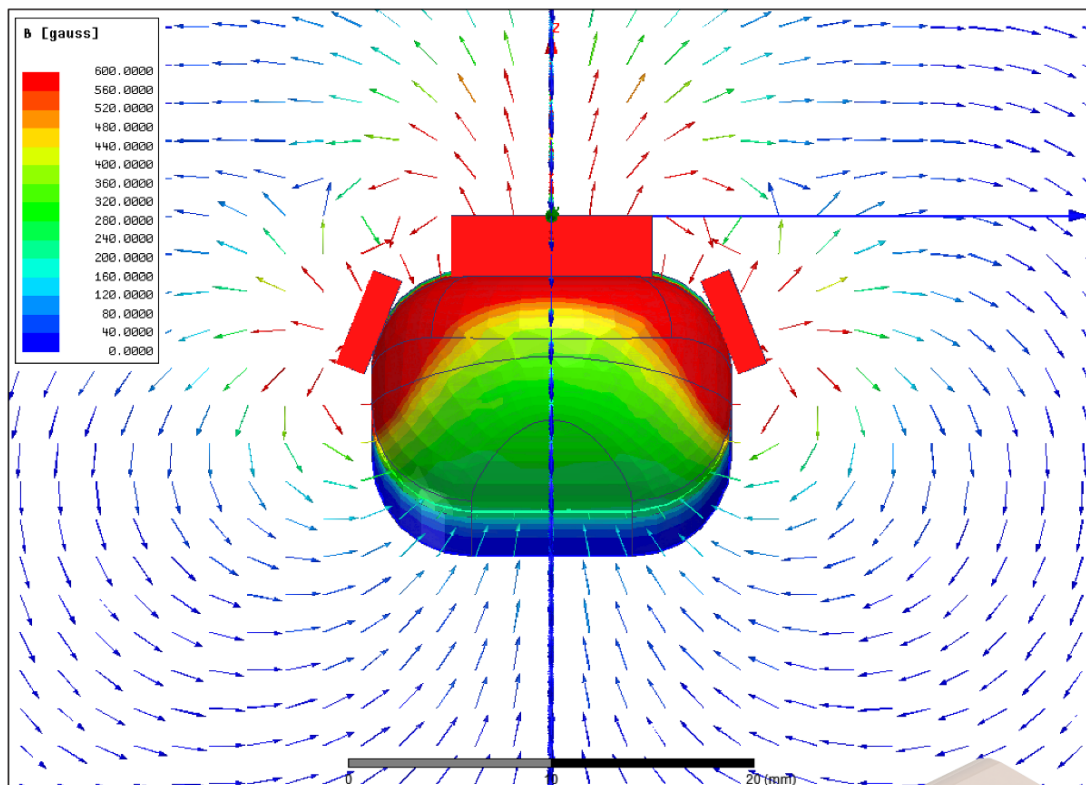
Configuração 1: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
1	1	1xA		


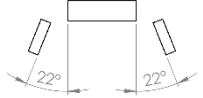


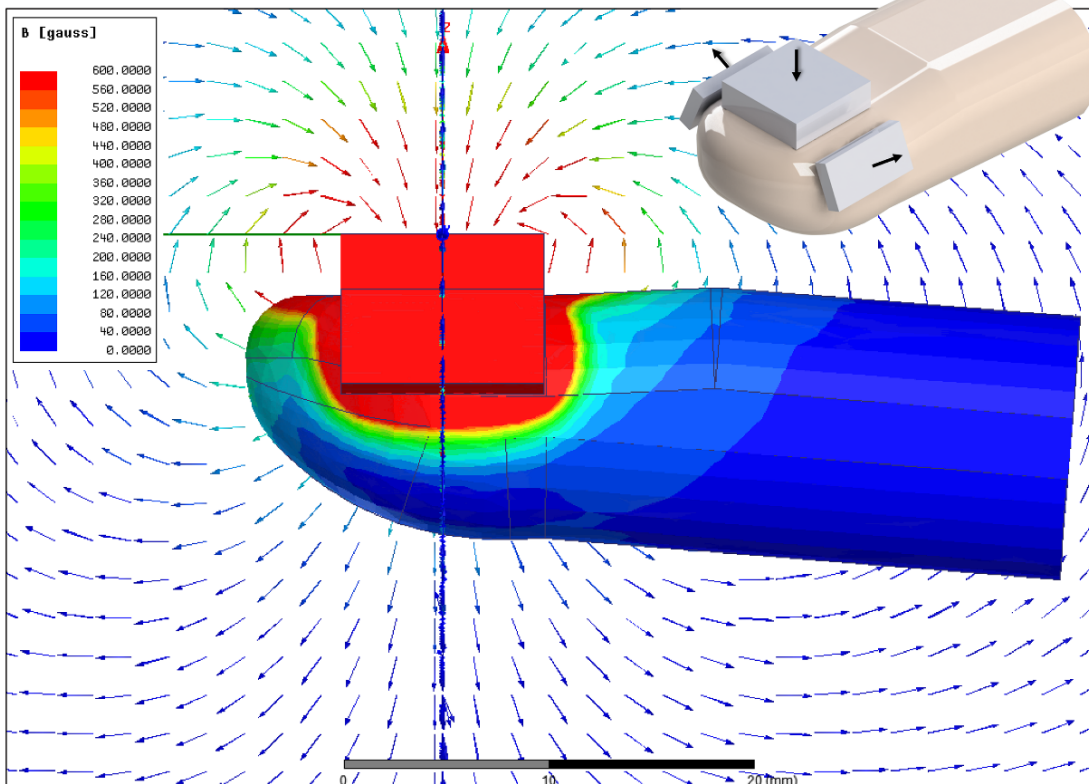
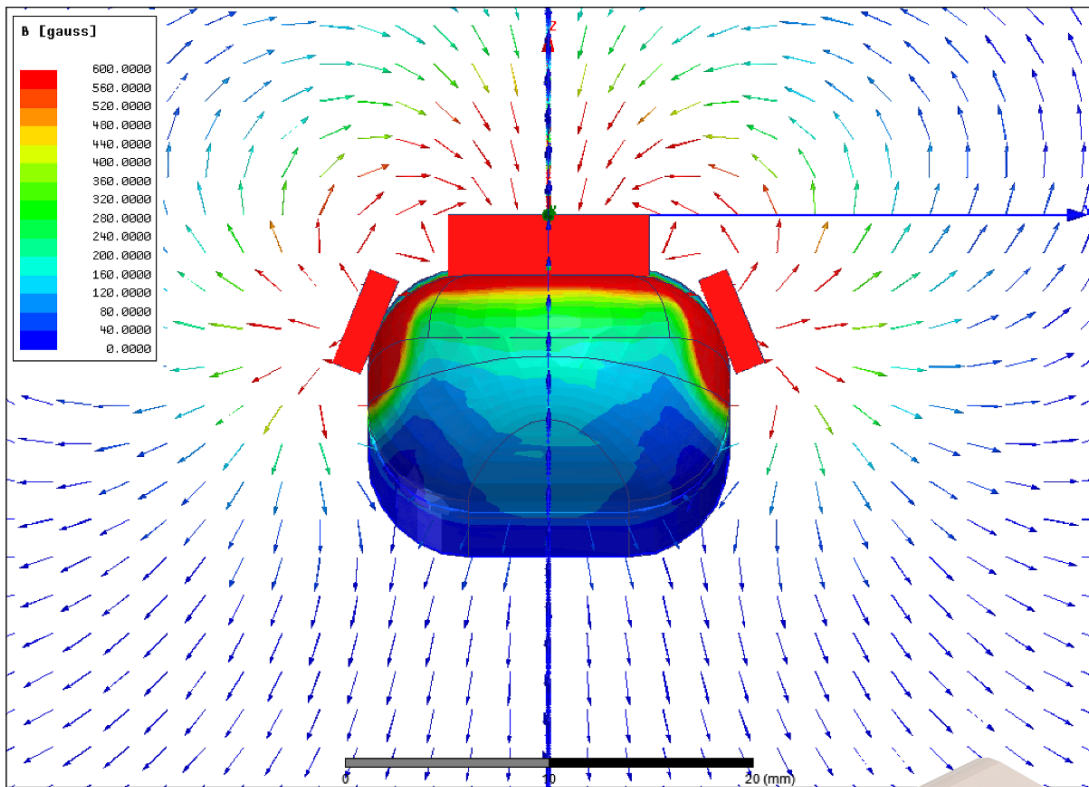
Configuração 2: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
2	3	1xA 2xB		


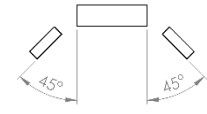


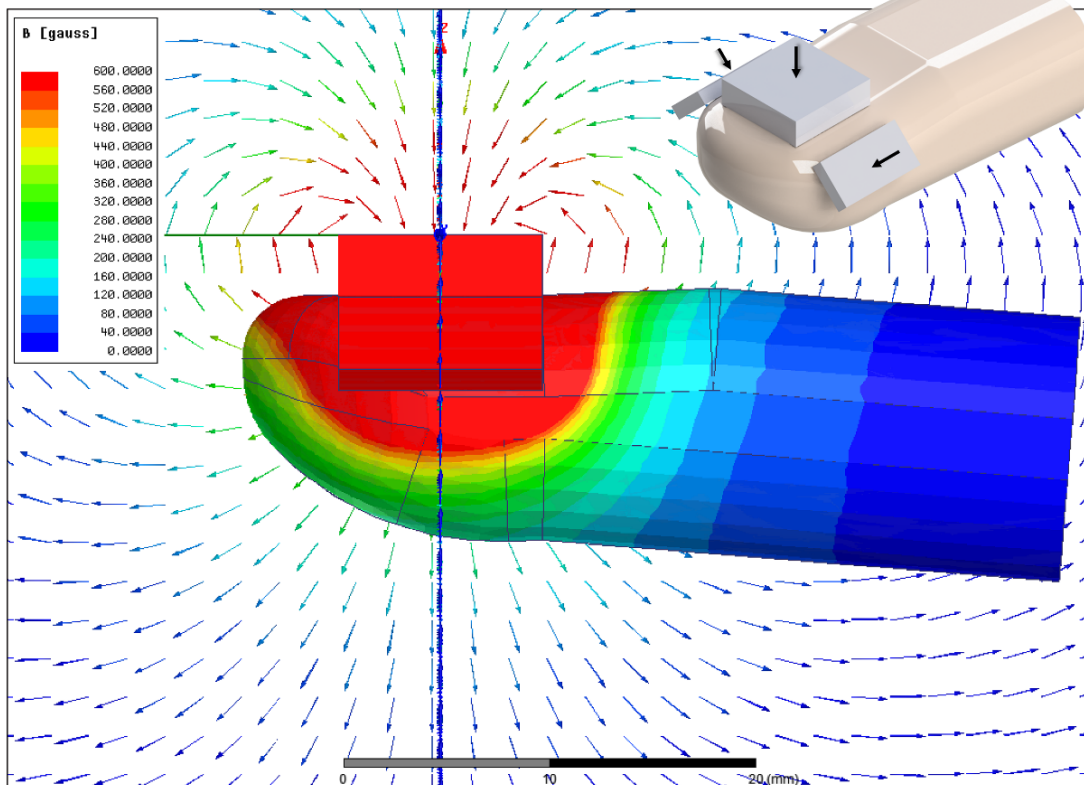
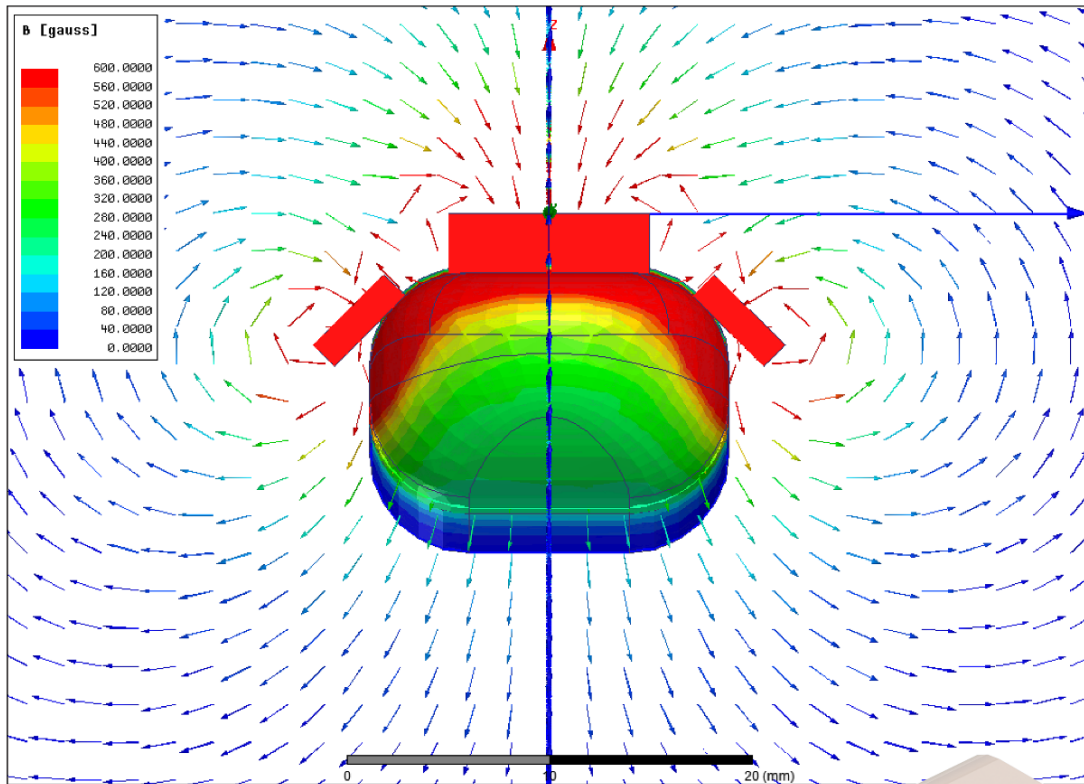
Configuração 3: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
3	3	1xA 2xB		

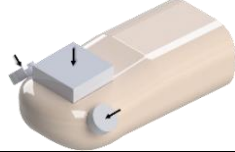
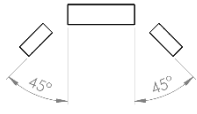


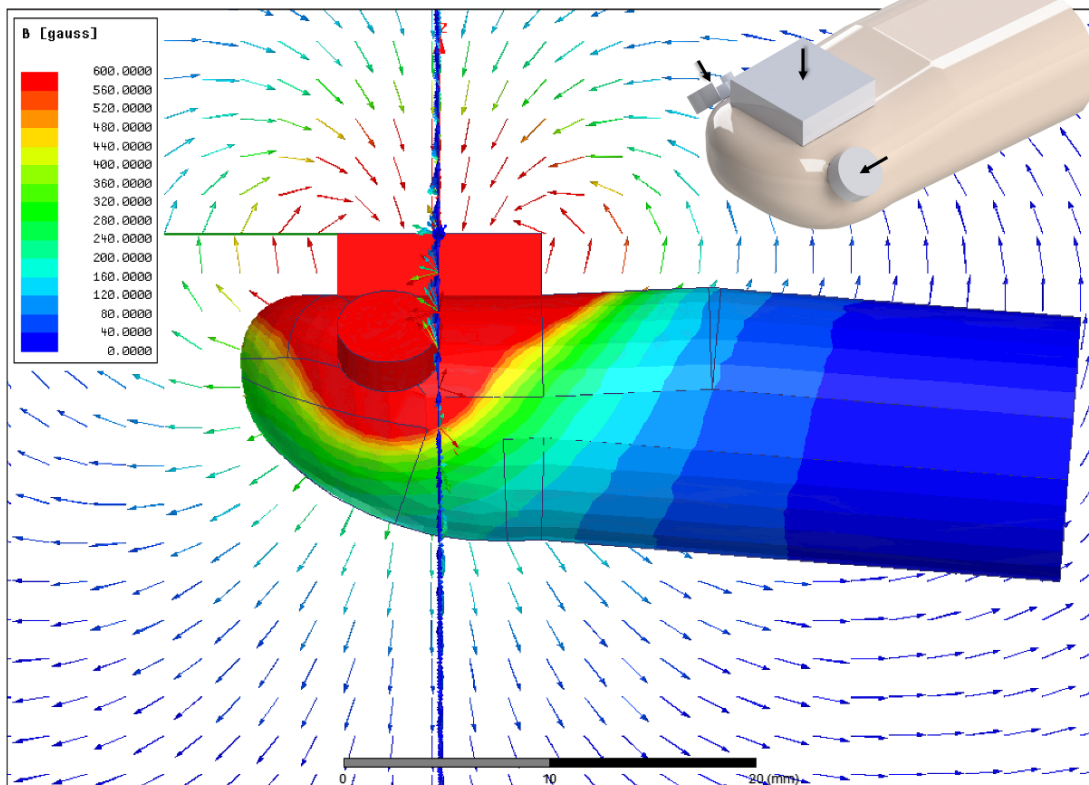
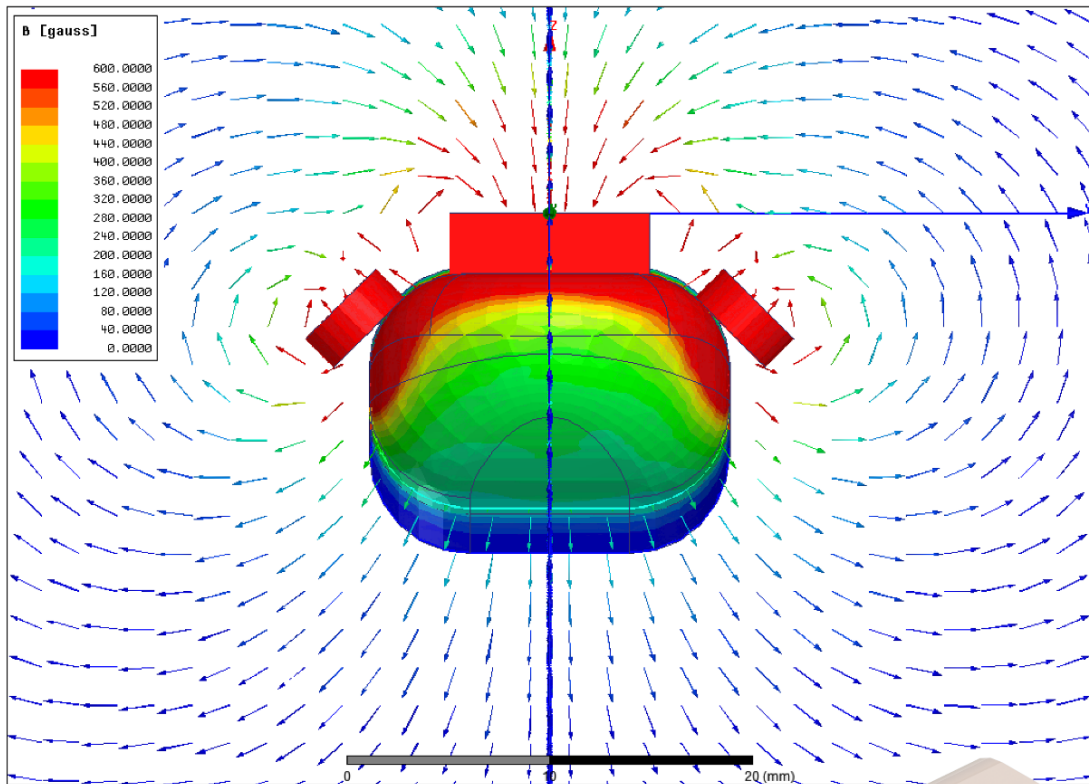
Configuração 4: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
4	3	1xA 2xB		


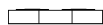


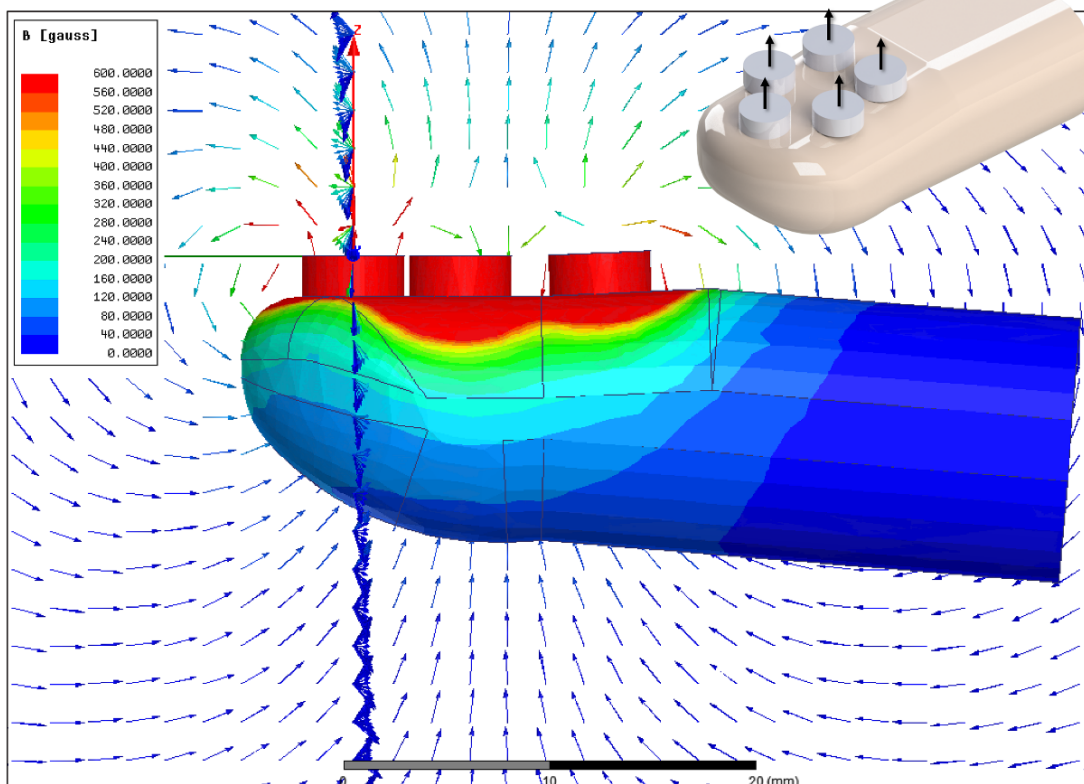
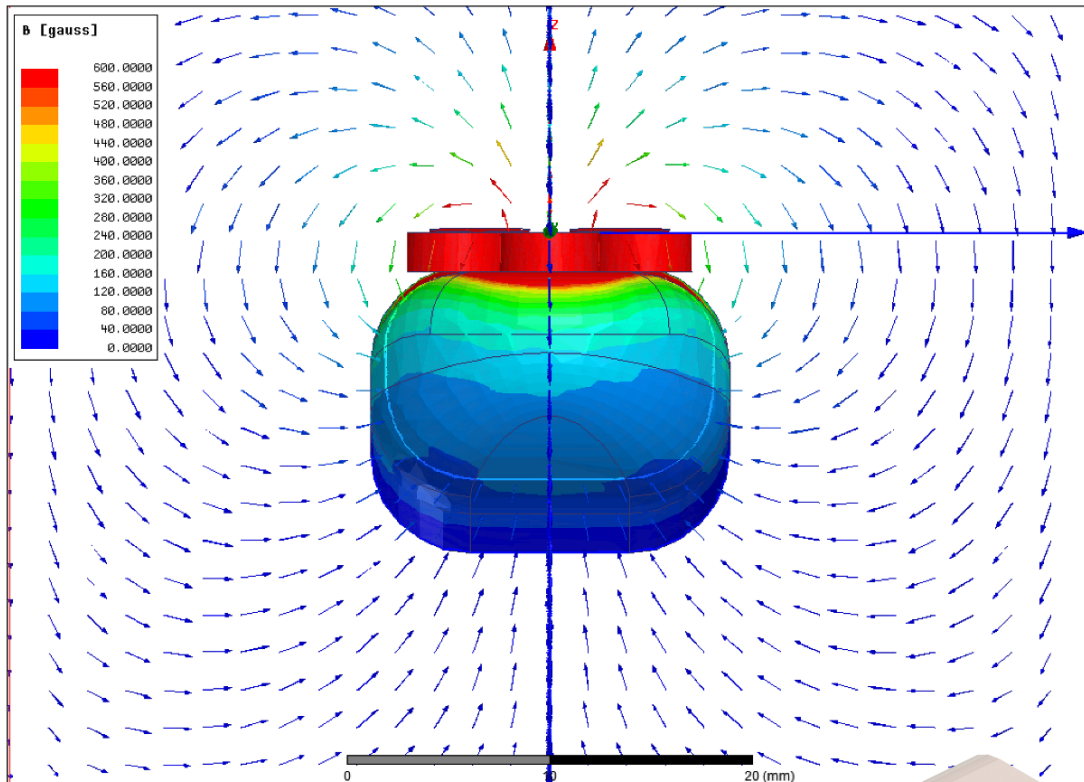
Configuração 5: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
5	3	1xA 2xC		





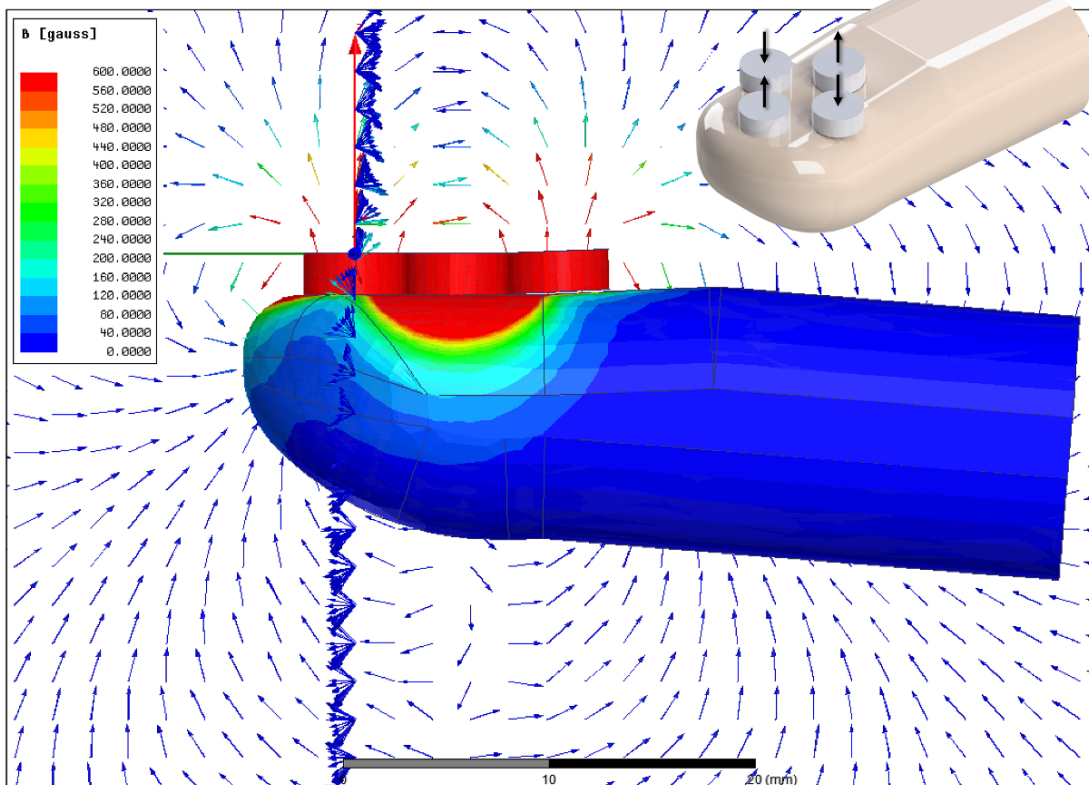
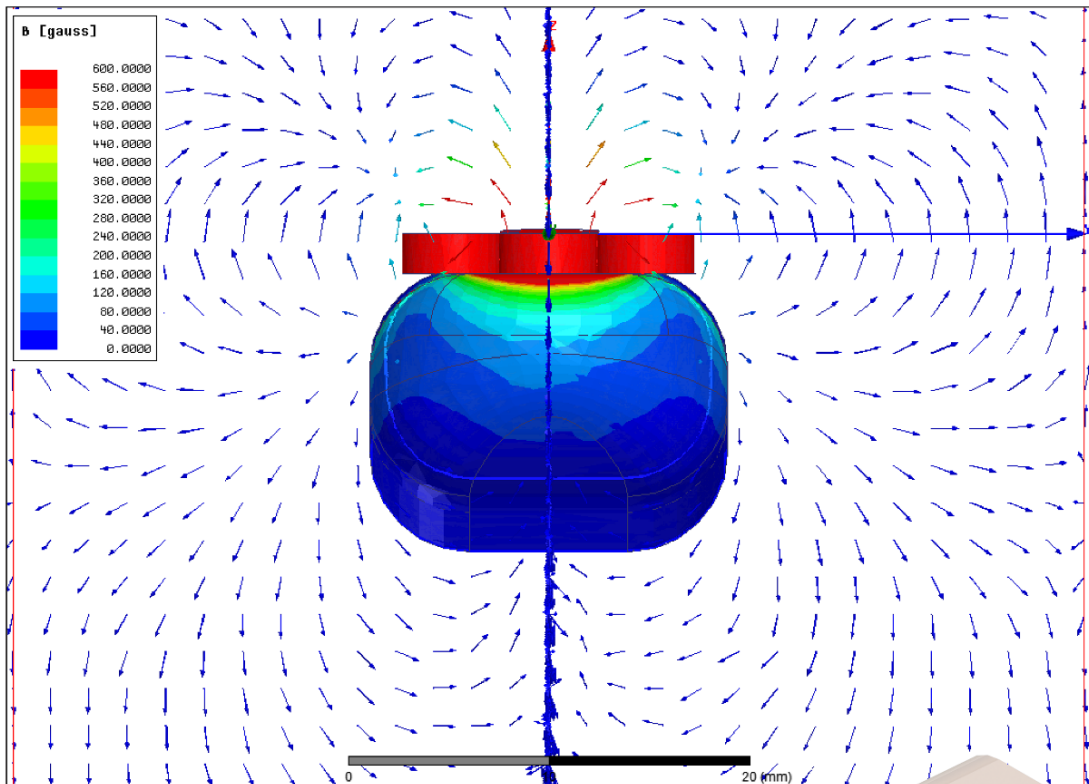
Configuração 6: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
6	5	5xC		

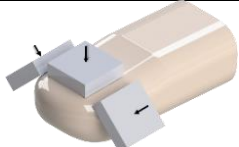
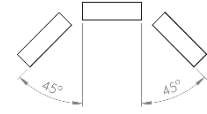


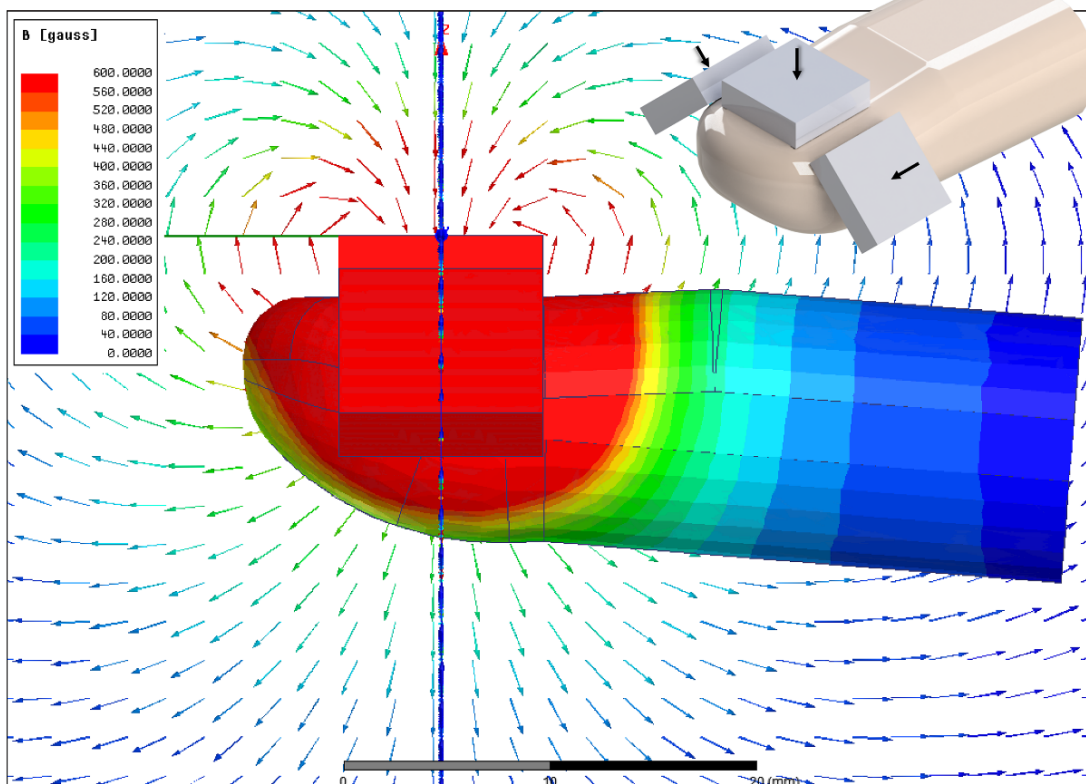
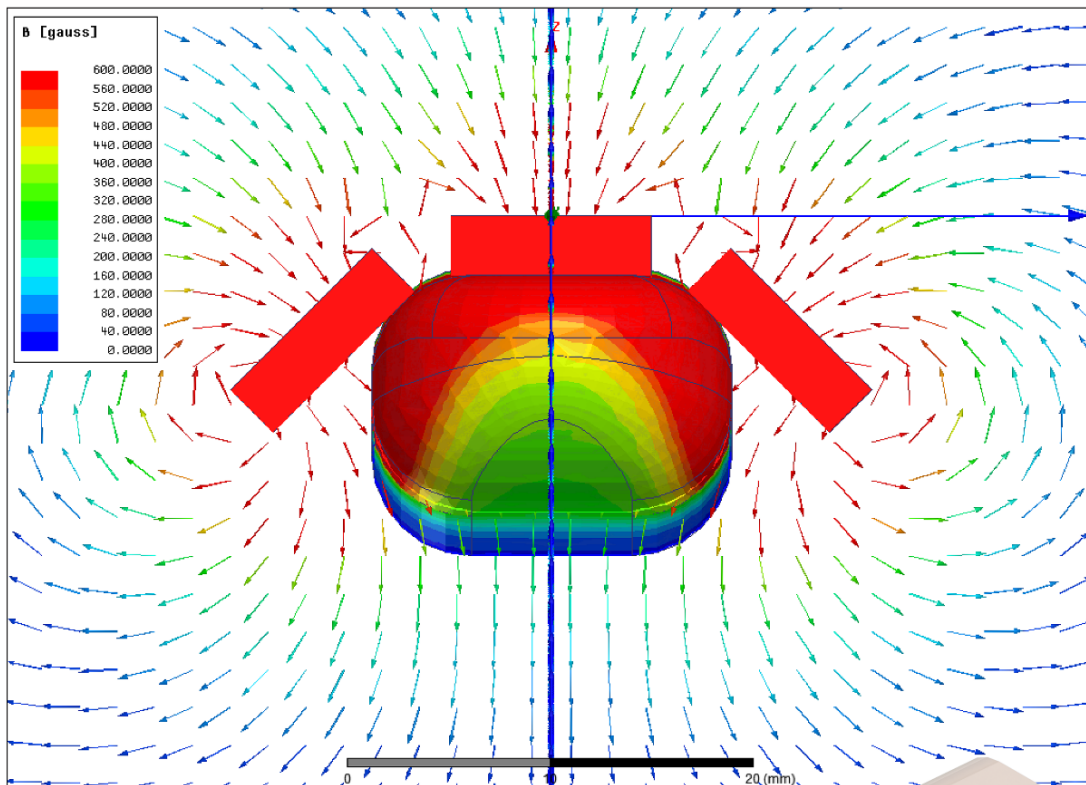
Configuração 7: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
7	4	4xC		

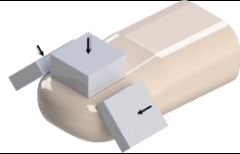
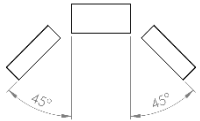


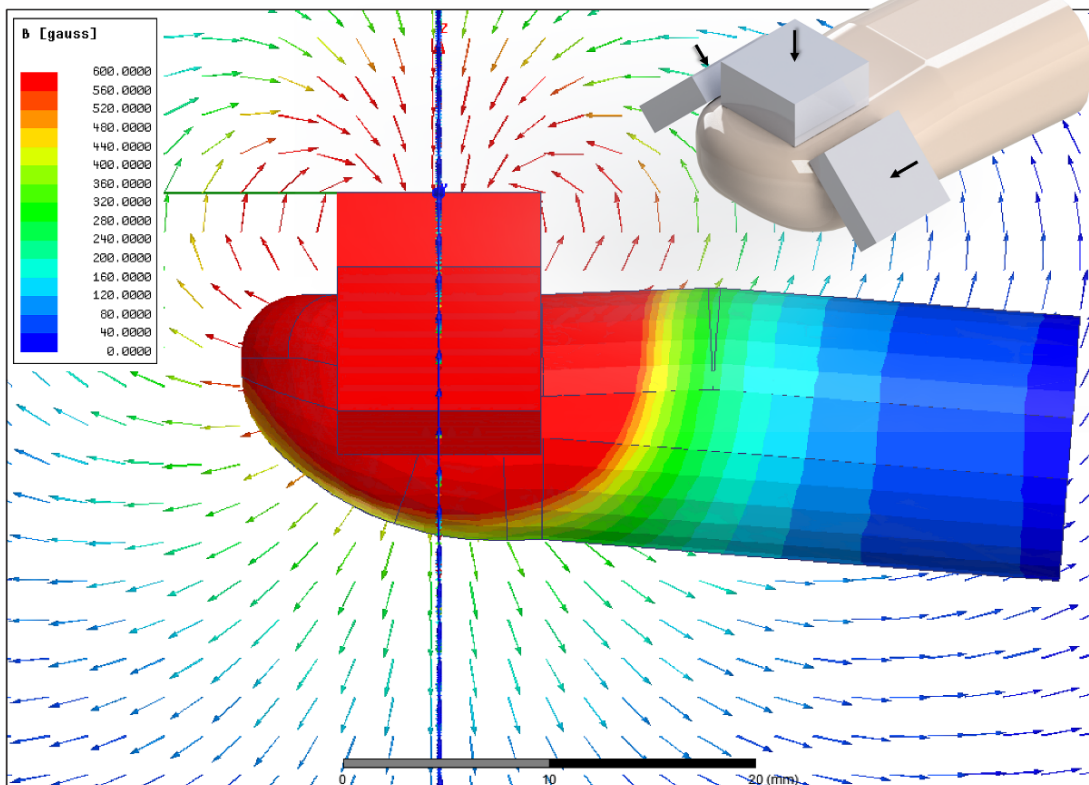
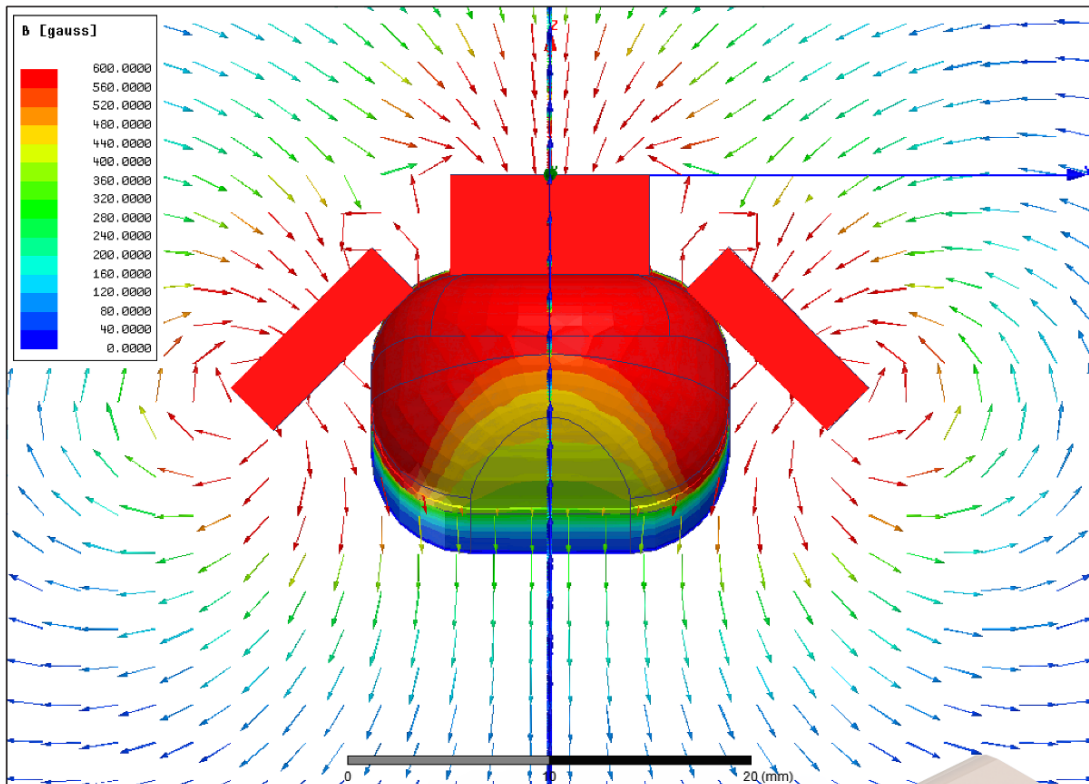
Configuração 8: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
8	3	3xA		

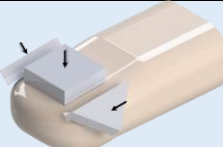
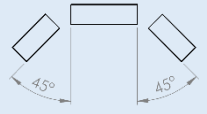


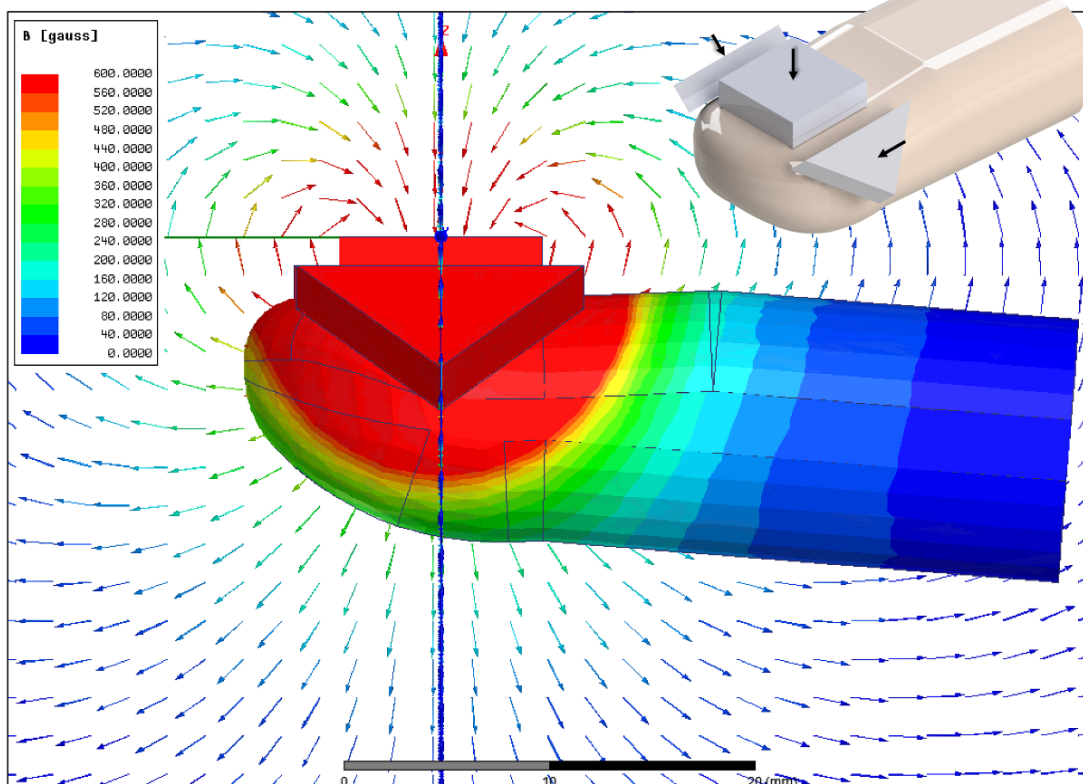
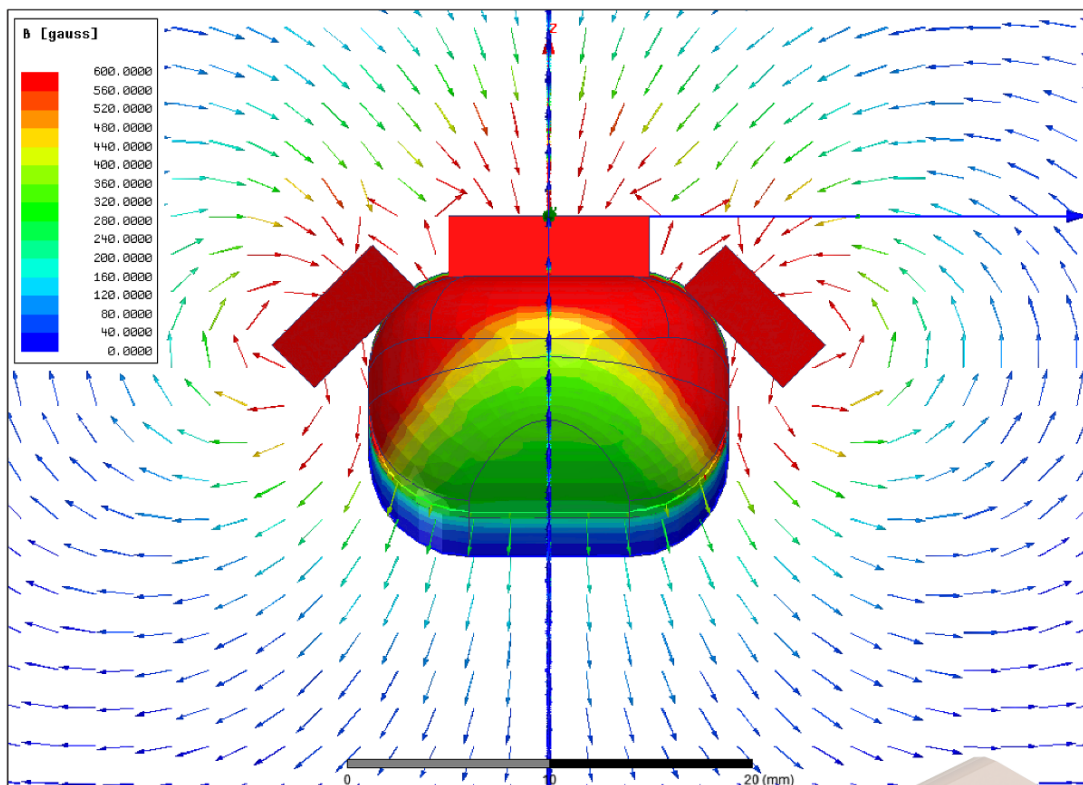
Configuração 9: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
9	3	1xD 2xA		



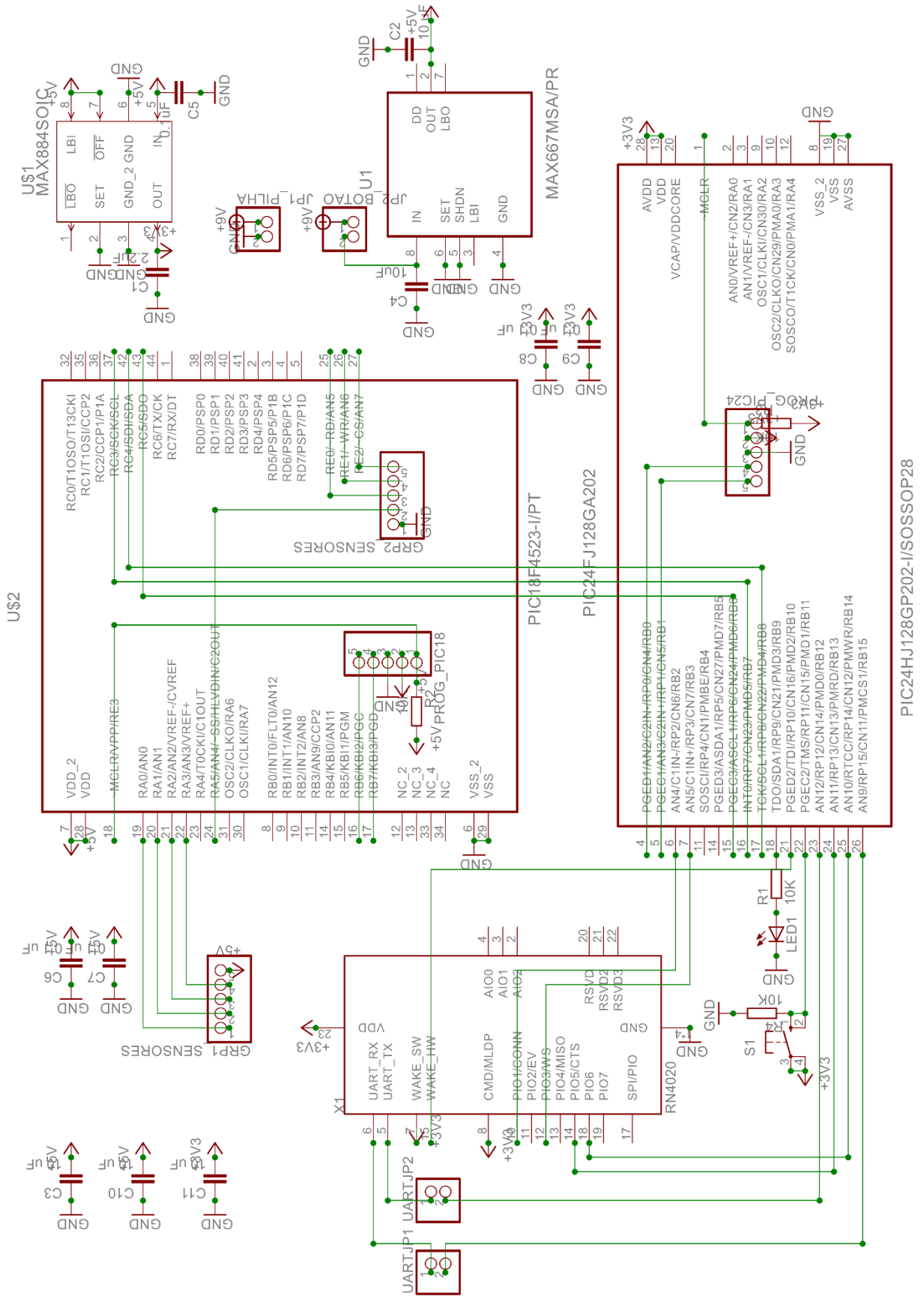
Configuração 10: Densidade e orientação de fluxo magnético sobre a superfície dedo.

Configuração	Número de magnetos	Magnetos utilizados	Localização e orientação dos magnetos no polegar	Ângulo relativo dos magnetos
10	3	1xA 2xE		



ANEXO B: Projeto do circuito eletrónico da luva e do sistema de sensorização

Desenho esquemático do circuito eletrónico da luva.



Lista de componentes e custo de reprodução da eletrónica implementada.

Componente	Fabricante	Descrição	Preço
Bateria 9V		200mAh	7,43€
Botoneira biestável	<i>Molveno</i>		1,1€
Caixa de alojamento da eletrónica		Impressão 3D	19€
Magnetos		3	1,50€
Luva	<i>Artengo</i>		5,95€
Microcontrolador	<i>Microchip</i>	PIC18F4523-I/PT - QFP-44N	5,74€
Microcontrolador	<i>Microchip</i>	PIC24HJ128GP202-I/SO - SOIC-28N	4,02€
Módulo <i>Bluetooth</i>	<i>Microchip</i>	RN4020	10,05€
<i>PCB</i>		50x50mm	1,5€
Componentes para <i>PCB</i> :			2€
Botoneira monoestável		<i>OMRON SWITCH</i>	
C1		2.2uF - <i>CAPACITOR</i>	
C2, C3, C4, C5, C10, C11		6 x 10uF - <i>CAPACITOR</i>	
C6, C7, C8, C9		4 x 10uF - <i>CAPACITOR</i>	
LED1		LED3mm - Azul	
GRP1_SENSORES		1X5 - <i>PIN HEADER</i>	
GRP2_SENSORES		1X5 - <i>PIN HEADER</i>	
JP1_PILHA		1X2 - <i>PIN HEADER</i>	
JP2_BOTAO		1X2 - <i>PIN HEADER</i>	
PROG_PIC18		1X5 - <i>PIN HEADER</i>	
PROG_PIC24		1X5 - <i>PIN HEADER</i>	
UARTJP1		1X2 - <i>PIN HEADER</i>	
UARTJP2		1X2 - <i>PIN HEADER</i>	
R1, R2, R3, R4		4 x 10K - <i>RESISTOR</i>	
Regulador de tensão	<i>Maxim</i>	MAX667MSA/PR – SOIC – 8N	7,42€
Regulador de tensão	<i>Maxim</i>	MAX884 – SOIC - 8	4,07€
Sensores de efeito de Hall	<i>Honeywell</i>	10 x SS496A	29,3€
Trabalho		16h	64€
Total:			163,08€

